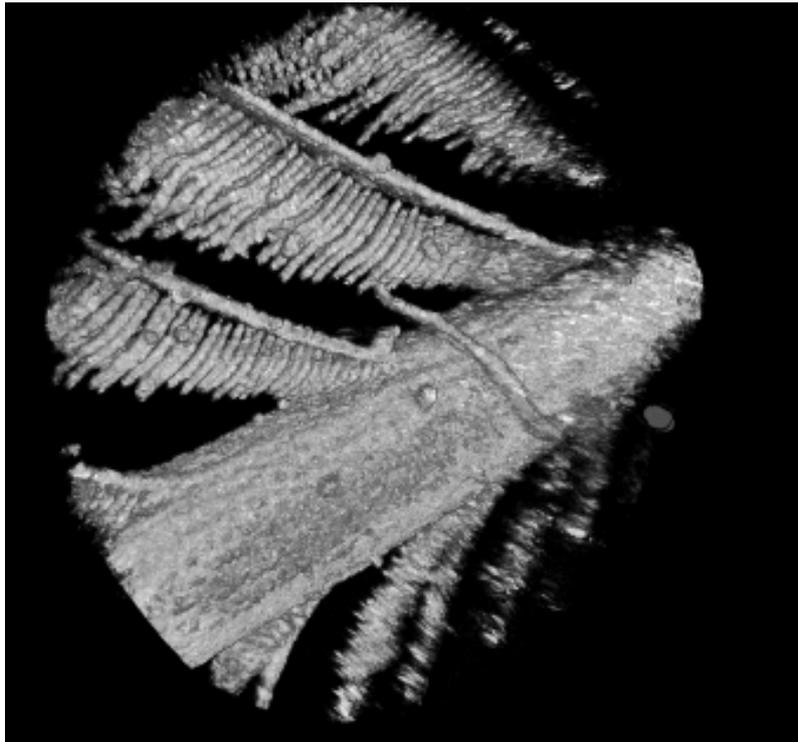


Centre de préparation à l'agrégation de physique

ENS centre Montrouge



Dossier M2

Tomographie par cohérence optique

ROBERT Gloria

Date : Avril 2019

Introduction

Les découvertes scientifiques ont, entre autres, permis d'améliorer considérablement les appareils d'analyse médicale. Jusqu'au développement de l'imagerie par résonance magnétique, de l'échographie, de la radiographie ou la tomographie par cohérence optique, les médecins ne pouvaient pas observer de tissus biologique *in vivo* et les diagnostics des pathologies ne pouvaient pas être aussi précis qu'il ne le sont aujourd'hui.

Chaque technique d'imagerie médicale possède ses avantages et ses inconvénients : résolution, sensibilité, précision, rapidité sont tous des critères à prendre en considération afin que l'examen du patient puisse se faire dans les meilleures conditions.

Nous allons nous intéresser en particulier à la tomographie par cohérence optique (OCT) utilisée principalement en ophtalmologie. L'OCT associe deux techniques scientifiques qui sont la tomographie et l'interférométrie et permet de réaliser des images en trois dimensions d'échantillons microscopiques situés même en profondeur.

Après un petit historique retraçant le développement de l'OCT, nous détaillerons le principe de la tomographie ainsi que du phénomène d'interférence lumineuse qui se situe au coeur de son principe de fonctionnement. Puis nous verrons quelques applications concrètes de cette technique d'imagerie notamment avec la réalisation d'un système OCT par des élèves de M1.

1 Développement de l'OCT

Même si la tomographie et l'interféromètre de Michelson étaient déjà connues par la communauté scientifique depuis 40 ans pour la première et un siècle pour le second, ce n'est qu'en 1990 que le premier système utilisant la tomographie par cohérence temporelle a été mis au point. L'objectif des chercheurs étaient d'obtenir une image de l'oeil *in vivo* ce que la microscopie OCT parvient à réaliser avec une précision de l'ordre du micromètre. On doit le développement de cette technique au japonais Naohiro Tanno et à une équipe du MIT dirigé par Huang D.

C'est en 1993 que les premières images de rétine *in vivo* de l'OCT ont été publiées. Il faudra attendre 1997 pour les premières images endoscopiques.

La tomographie par cohérence temporelle est devenue une technique prédominante dans le domaine de la recherche médicale. Elle est aujourd'hui utilisée afin de détecter des pathologies se situant en profondeur ce qui la rend très adaptée pour les examens ophtalmologiques. Comme l'OCT permet d'analyser différentes couches d'un échantillon, elle est aussi utilisée pour la restauration des oeuvres d'arts.

Contrairement à d'autres techniques d'imageries médicales où le patient doit ingérer des traceurs, l'OCT n'a pas ce type de contrainte : « Le patient garde ses vêtements, s'assied à l'appareil, basé sur son menton et son front contre un support. Il regarde ensuite dans l'appareil, où généralement une croix de lumière apparaît à fixer. Il y aura deux ou trois bons clignements pour préserver l'humidité cornéenne et de tenir à disposition pour une mesure idéale. L'examineur compte jusqu'à trois, presse à la fois sur un bouton pour déclencher la mesure et le patient ouvre les yeux en place. Une mesure prend quelques secondes. »

2 Principe de fonctionnement

Comme déjà spécifié plus haut cette technique se base sur un interféromètre de Michelson où l'un des miroirs est remplacé par un tissu biologique à étudier. La lumière réfléchiée par ce tissu va interférer avec la lumière issue du bras contenant le miroir (appelé bras de référence de l'interféromètre) sur une longueur dite de cohérence. En répétant l'opération pour différentes positions transverses du faisceau, on obtient une image en coupe verticale du tissu

où chaque détail est repéré par un interférogramme. L'OCT utilise de la lumière infrarouge afin de pénétrer les tissus biologiques sans les abîmer et complète les autres techniques d'imagerie en permettant, grâce à des impulsions lasers femto-secondes, d'obtenir des images avec une résolution micrométrique sur une profondeur de quelques millimètres. Dans cette partie, nous allons préciser davantage le phénomène d'interférence ainsi que la reconstruction de l'image au moyen de la tomographie.

2.1 Interférométrie

2.1.1 Principe général et dispositif expérimental

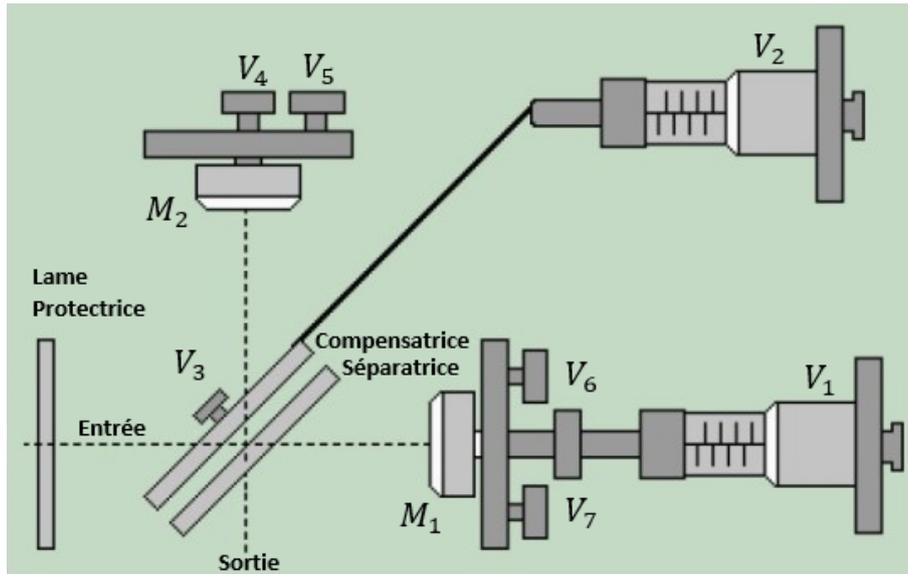


FIGURE 1: Schéma du dispositif expérimental de l'interféromètre de Michelson.

L'interféromètre de Michelson, représenté sur la figure 1, est constitué de trois éléments optiques de précision : 2 miroirs plans M_1 et M_2 aluminés sur leur face avant et une lame semi-réfléchissante (séparatrice) permettant de scinder le faisceau incident en deux rayons d'intensités égales parcourant chacun l'un des bras de l'interféromètre. Après réflexion sur les deux miroirs, chaque rayon émerge de la séparatrice dans une direction plus ou moins inclinée par rapport à l'axe de sortie du montage, et ce en fonction de l'inclinaison des deux miroirs et de l'angle formé par le rayon incident et l'axe d'entrée. Si les deux rayons (1) et (2) convergent alors en un même point, l'intensité résultante peut alors s'écrire :

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos\left(\frac{2\pi\delta}{\lambda}\right)$$

avec :

- I_1 (resp. I_2) : l'intensité issue du bras 1 (resp. 2),
- δ : différence de marche entre les deux rayons (1) et (2),
- λ : longueur d'onde du faisceau incident.

On obtient alors une figure d'interférence constituée d'une alternance de franges sombres et brillantes séparées de δ (interfrange). On supposera dans la suite que $I_1 = I_2 = I_0$.

Les deux bras de l'interféromètre ne sont pour l'instant pas équivalents : le rayon (1) traverse trois fois l'épaisseur non-nulle de la séparatrice alors que le rayon (2) ne la traverse qu'une seule fois, ce qui induit une différence de marche supplémentaire dépendante de la longueur d'onde (puisque l'indice n d'un milieu dépend de λ). Pour corriger cela, on juxtapose parallèlement

à la séparatrice une lame compensatrice identique (même matériau, même épaisseur) mais ne contenant aucun élément réfléchissant, afin que la distance parcourue par la lumière dans un milieu d'indice différent de celui de l'air soit la même pour les deux bras de l'interféromètre.

Dans notre dispositif expérimental, nous disposons également de différentes vis pour régler la position et l'orientation des éléments optiques par rapport à la direction de propagation de la lumière :

- V_1 : permet le "chariotage" du miroir M_1 , c'est-à-dire sa translation le long de son axe afin de modifier sa distance avec la séparatrice,
- V_2 et V_3 : permettent de modifier l'orientation de la compensatrice et de la séparatrice,
- V_4 et V_5 : permettent un réglage fin de l'orientation du miroir M_2 ,
- V_6 et V_7 : permettent un réglage grossier de l'orientation du miroir M_1 .

Lorsque ce ne sera pas clairement explicité, nous désignerons dans la suite par "séparatrice" l'ensemble compensatrice + séparatrice.

2.1.2 Configurations

Lame d'air

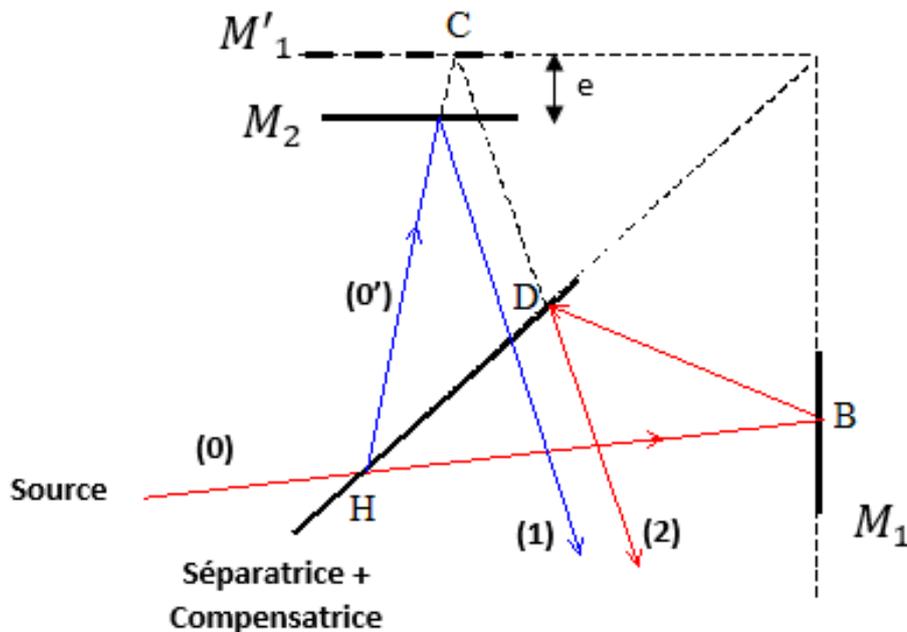


FIGURE 2: Schéma de l'interféromètre de Michelson en configuration lame d'air. Les rayons réels sont en trait plein et les rayons virtuels sont en pointillés.

Cette configuration, représentée sur la figure 2, correspond à la situation où les miroirs M_1 et M_2 sont respectivement perpendiculaires à l'axe d'entrée et à l'axe de sortie du montage, mais ne sont pas équidistants de la séparatrice. L'écart entre les deux chemins optiques est noté e . Dans cette configuration, les rayons ressortent parallèles entre eux : la figure d'interférence est localisée à l'infini. Elle correspond à l'alternance d'anneaux sombres et brillants centrés sur l'axe sortant, dont on peut montrer que l'interfrange s'exprime comme $\delta = 2e \cos(i)$. On parle alors de franges d'égale inclinaison. L'intensité lumineuse de ces franges s'exprime comme :

$$I(M) = 2I_0 \left(1 + \cos \left(2\pi \frac{2e \cos(i)}{\lambda} \right) \right)$$

Si maintenant la distance $e = M_2M'_1$ diminue jusqu'à $e = 0$, c'est-à-dire que les deux miroirs sont en plus équidistants de la séparatrice, on est au contact optique. Dans cette configuration

bien précise, l'éclairement du champ d'interférence est maximal ($\delta = 0$), identique pour toutes les longueurs d'ondes et la couleur observée sur l'écran est identique à celle de la source. On parle alors de teinte plate.

Coin d'air

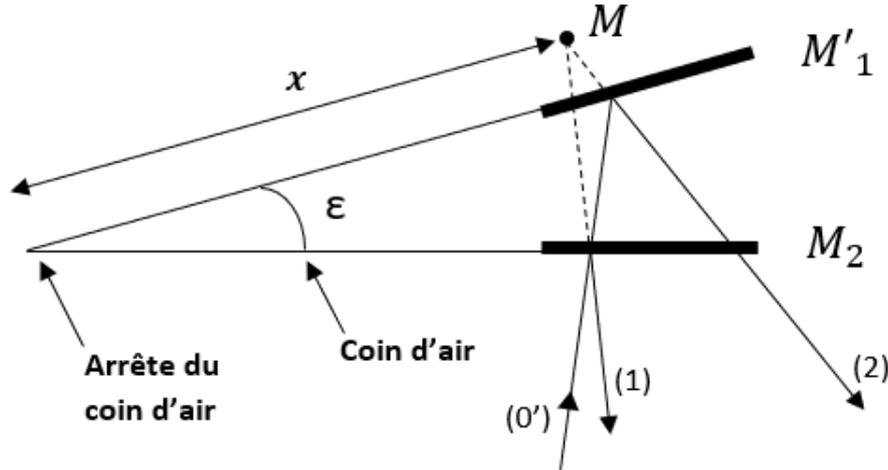


FIGURE 3: Schéma équivalent de l'interféromètre de Michelson en configuration coin d'air. Les rayons réels sont en trait plein et les rayons virtuels sont en pointillés.

Cette configuration, dont le montage équivalent est représenté sur la figure 3, correspond à la situation où les deux miroirs M_2 et M'_1 sont très rapprochés et forment entre eux un petit angle ϵ , correspondant à l'angle du coin d'air. Les rayons (1) et (2) se coupent en M , au voisinage immédiat de M_2 et M'_1 . On considère alors que la figure d'interférence est localisée sur ces miroirs et peut donc s'observer à l'œil nu, à condition de se placer suffisamment loin pour que l'œil puisse accommoder (*punctum proximum* de l'œil à environ 25 cm), ou projetée sur un écran en utilisant une lentille convergente et un montage $2f - 2f$ (montage optimal).

On peut alors montrer que la différence de marche vaut dans ce cas $\delta = 2\epsilon x$, avec x la distance du point M à l'arrête du coin d'air. Celle-ci ne dépendant que d'une seule coordonnée spatiale, on observera des franges rectilignes dites d'égaux épaisseurs dont l'intensité lumineuse s'écrit comme :

$$I(M) = 2I_0 \left(1 + \cos \left(2\pi \frac{2\epsilon x}{\lambda} \right) \right) = 2I_0 \left(1 + \cos \left(2\pi \frac{x}{\Delta x} \right) \right),$$

avec $\Delta x = \frac{\lambda}{2\epsilon}$ la périodicité spatiale des franges.

Choix de la source

L'interféromètre de Michelson qui vient d'être décrit possède une application particulière qui est la mesure de la cohérence temporelle des sources lumineuses. En effet, pour qu'il y ait interférences, il faut que les sources secondaires S_1 et S_2 soit cohérentes. Si on considère un train d'onde d'une certaine longueur temporelle émis par la source primaire, l'interféromètre divise son intensité dans ses deux voies et doit les faire interférer entre eux ! On a donc une condition sur la différence de marche qui ne peut pas être supérieure à la longueur de cohérence de la source sinon, on ne pourra pas observer d'interférences.

L'OCT utilise cette condition afin de repérer les positions des différentes couches des échantillons et de leurs détails qu'il sonde. En utilisant une source de faible cohérence temporelle (lumière blanche par exemple) et en cherchant les interférences, il peut ainsi remonter à la différence de marche et donc connaître la position de ce qu'il est en train d'analyser (rétine, tissus, défauts...).

Par exemple, pour une lumière blanche, la longueur de cohérence est de l'ordre de 10^{-5} m soit de la dizaine de micromètre, ce qui explique la précision de l'OCT.

Résolution

Intéressons-nous aux caractéristiques du microscope OCT, et plus particulièrement à sa résolution axiale et à sa résolution latérale.

La résolution axiale de l'OCT est directement imposée par la condition de différence de marche inférieure à la longueur de cohérence L_c . L'OCT, pour réaliser ses mesures, génère des interférogrammes pour chaque partie de l'échantillon qu'il peut distinguer. Ainsi, la résolution axiale est déterminée par la capacité à distinguer deux interférogrammes, ce qui correspond à la condition théorique :

$$r_z = \frac{L_c}{2} = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}$$

la deuxième partie de l'équation étant assurée par l'enveloppe gaussienne du train d'onde. Nous constatons que plus le spectre est étendu en longueur d'onde, plus la résolution sera petite, et donc meilleure.

En ce qui concerne la résolution latérale, celle-ci est liée au pouvoir séparateur de l'instrument, c'est-à-dire à sa capacité à distinguer deux tâches d'Airy. Pour cela, il doit capter le maximum de rayons lumineux diffractés par l'objet éclairé, ce qui est relié à l'ouverture numérique (ON) de l'objectif : plus celle-ci est grande, plus la résolution du montage sera élevée. Afin d'augmenter l'ON, il suffit de rapprocher l'objectif de l'objet à étudier : il faut donc avoir un objectif avec la distance de travail la plus courte.

La résolution latérale se déduit du critère de Rayleigh qui donne la limite en dessous de laquelle nous ne pouvons pas distinguer deux tâches d'Airy côte-à-côte :

$$r_{xy} = \frac{0,61}{2} \frac{\lambda}{\text{ON}}$$

2.2 Tomographie

Nous savons maintenant comment l'OCT utilise les notions de longueurs de cohérence temporelle et de différence de marche pour repérer les détails des tissus à analyser. L'appareil réalise ces mesures pour différentes couches d'échantillons et reconstitue l'image en utilisant le principe de la tomographie.

La tomographie est une technique d'imagerie qui permet de reconstituer le volume d'un objet à partir d'une série de mesure réalisée à l'extérieur de ce dernier, cette technique est donc non-destructive. La reconstitution suit un algorithme mathématique qui n'est pas l'objet de notre étude.

Comme nous l'avons vu précédemment, nous obtenons à la sortie de l'OCT un signal interférométrique. Seulement, l'information utile pour réaliser une image tomographique est mélangée à un fond continu. Afin de s'en débarrasser, on peut utiliser la méthode de reconstruction de l'enveloppe par décalage de phase : il s'agit de prendre deux images séparées par un décalage de phase de π puis d'en faire la différence, on se débarrasse ainsi du fond continu.

3 Tomographie par cohérence optique en laboratoire

Ce dispositif, finalement assez simple, peut être réalisé en séance de travaux pratiques par des étudiants d'après le schéma représenté figure 4.

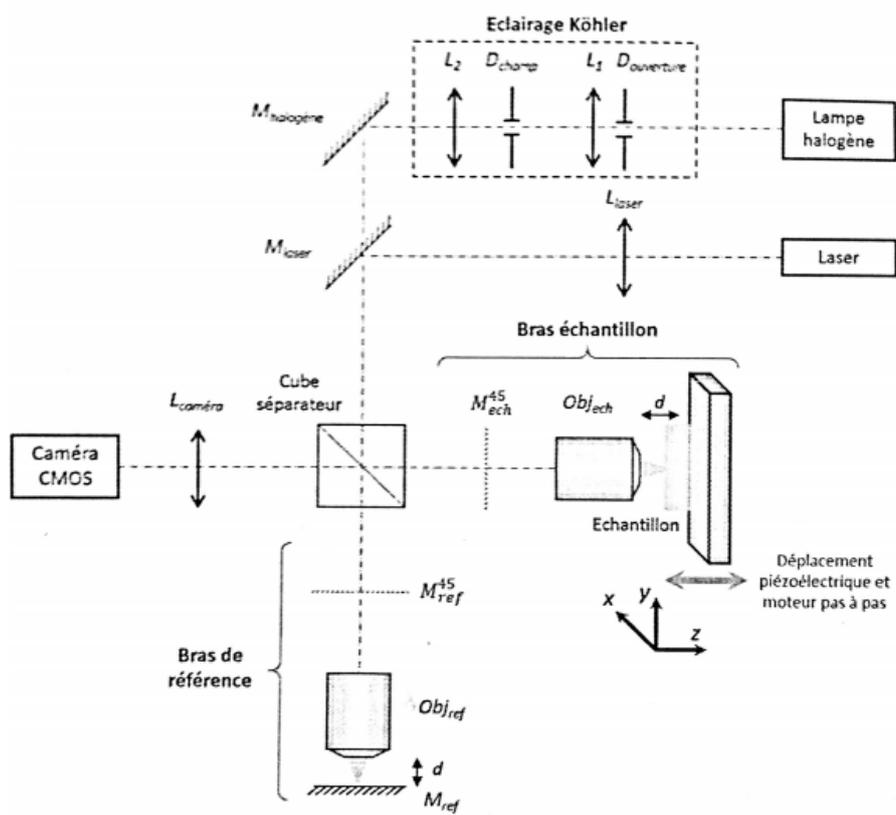


FIGURE 4: Schéma du dispositif expérimental de l'OCT.

Sur la photographie figure 5, on voit dans le coin supérieur droit le LASER qui a servi au réglage de l'interféromètre. Puis le jeu de lentille et de miroir afin de guider le faisceau lumineux jusqu'à l'interféromètre de Michelson situé dans le coin inférieur gauche.



FIGURE 5: Photographie du dispositif expérimental de l'OCT.

Ce montage permet de réaliser l'image d'échantillons qui doivent respecter quelques contraintes pour être observables : ils ne doivent pas être trop opaques – sinon le contraste des franges sera très faible car la lumière rétro-diffusée ne sera que très peu intense – ni même réfléchissant, car la lumière ne pénétrerait pas pour sonder la structure interne. À ce titre, l'échantillon doit aussi avoir une structure interne $\ddot{}$ intéressante $\ddot{}$, c'est-à-dire qu'il ne soit pas homogène, sinon nous n'aurons rien à observer. Pour cela, les échantillons biologiques sont parfaits, car ils présentent de multiples structures interne à différentes échelles.

L'échantillon est placé sur une plate-forme montée sur moteur électrique et piézoélectrique, on n'a donc plus besoin de toucher au réglage du bras de référence une fois que l'on a une image nette du miroir de verre quand le bras échantillon est obstrué. Une fois que l'on obtient une image nette, on peut laisser la lumière passer par le bras de référence. Il faut alors chercher à voir des interférences en utilisant le logiciel du pilotage moteur. C'est grâce à ce montage que la photo de plume d'oiseau utilisée en première page de ce dossier a été réalisée. Il est même possible de voir une représentation 3D des échantillons imagés par OCT.

Conclusion

Dans ce dossier, nous nous sommes intéressés à une nouvelle technique d'imagerie, développée dans les années 90 qui avait pour principal objectif de réaliser des images *in vivo* de l'oeil afin de déceler des pathologies.

La tomographie par cohérence temporelle tire son nom d'une part de l'algorithme mathématique permettant de reconstruire en volume des objets et d'autre part du phénomène bien connu des interférences et notamment de la cohérence temporelle des sources lumineuses.

L'OCT permet de compléter les informations d'autres techniques d'imagerie médicale puisqu'elle offre une meilleure résolution (μm contre mm pour l'IRM ou l'échographie) tout en n'exposant le patient à aucun rayonnement ionisant. Outre l'ophtalmologie, cette technique d'imagerie est aussi utilisée en cardiologie pour l'observation des vaisseaux sanguins ou encore en dermatologie pour diagnostiquer les carcinome.

Références

- [1] OCT : qu'est-ce que c'est ?
- [2] Tomographie. *Wikipedia*.
- [3] Tomographie par cohérence temporelle. *Wikipedia*.
- [4] Gloria ROBERT et Charles GARCION. Projet OCT.
- [5] Guillaume BOGOPOLSKY et Gaëtan HERCE. Projet expérimental – microscopie tridimensionnelle par tomographie par cohérence optique (oct plein champ).