

Tomographie Optique Cohérente (OCT)

M.Chikh-Bled, R. Maciejko*

Université Abou Bakr Belkaid – Laboratoire de Télécommunications
13000 Tlemcen.(Algérie), m_chikhbled@yahoo.fr,
Ecole polytechnique de Montréal - Département de génie physique
Laboratoire d'optoélectronique - H3T1J4- Montréal (Québec)

Résumé :

Il existe à l'heure actuelle un certain nombre de techniques d'imagerie permettant d'imager des structures cachées dans le corps humain comme les ultrasons, les rayons X, la résonance magnétique. Récemment il est apparu une autre voie l'optique infrarouge qui fournit depuis une dizaine d'années des images inédites.

La tomographie optique cohérente utilise la lumière infrarouge, pour laquelle les photons peuvent traverser le milieu biologique et ressortir en nombre suffisant pour être exploités.

La tomographie optique cohérente OCT (Optical Coherence Tomography) est réalisée sans contact, non invasive, et avec une résolution spatiale élevée permet de visualiser la structure biologique sous la peau.

On propose dans cet article deux systèmes d'analyse: le premier réalisé en optique massive, tandis que le second réalisé à partir de fibres optiques est plus compact et s'adapte mieux à l'examen des tissus biologiques.

Mots clés : Image biomédicale, Tomographie optique, Interférométrie.

Introduction

Le principe de la tomographie optique réside dans le fait que la lumière infrarouge ($\lambda=1300nm$) peut traverser un tissu biologique et ressortir avec de l'information des microstructures qu'elle a traversées [1][2].

L'OCT est une technique d'imagerie non destructive, non invasive (sans aucun danger pour les tissus vivants) et sans contact avec les tissus. Elle est analogue à la technique de l'échographie qui utilise les

ultra-sons au lieu de la lumière comme vecteur d'information.

La technique peut être utilisée non seulement dans le domaine médical mais aussi en sciences des matériaux.

Le programme scientifique de ce projet de photonique englobe la recherche concernant l'utilisation novatrice de dispositifs optoélectroniques pour la conception et la mise au point de la prochaine génération de matériel biomédical. Ce travail vise à apporter des solutions de test et d'analyse qui répondent à la demande croissante de capacité en restauration d'images tomographiques.

Les caractéristiques recherchées par les futurs utilisateurs sont la robustesse, la convivialité, l'automatisation, ainsi qu'une performance photonique supérieure.

Il s'agit d'un appareil de mesure sans contact dont la finalité est la visualisation de coupes biologiques très fines réalisés sur différents tissus avec une résolution de l'ordre de 10-15 microns.

Principe

Une nouvelle modalité d'imagerie, la tomographie optique cohérente, permet d'imager des structures dans les tissus biologiques avec une résolution <10 microns.

Le proche infrarouge est une fenêtre spectrale dans laquelle la lumière pénètre profondément dans les tissus. Cette pénétration s'explique par les propriétés optiques des divers composants des tissus biologiques. Ces propriétés sont :

le coefficient d'absorption $\mu_a(cm^{-1})$, produit de la concentration c par le coefficient d'extinction molaire ϵ , qui est fonction de la longueur d'onde λ .

Le coefficient de diffusion $\mu_s(cm^{-1})$ et le paramètre d'anisotropie g de diffusion déterminés par λ et par la taille des composés tissulaires, fibres, cellules, membranes, noyaux ainsi que leur organisation.

Cette pénétration importante dans le proche infrarouge (900-1300 nm) est due d'une part à une diffusion plus faible que dans le visible et d'autre part à un minimum d'absorption des tissus. En effet, en dessous de 600 nm, l'absorption par la mélanine et par l'hémoglobine est importante, alors qu'au dessus de 1000 nm l'eau est fortement absorbante.

Dans la bande 900-1300 nm, les tissus biologiques ont un coefficient d'absorption faible : $0.1 < \mu_a < 1 cm^{-1}$, un paramètre d'anisotropie voisin de 0.9 et un coefficient de diffusion très faible $100 < \mu_s < 1000 cm^{-1}$.

La valeur élevée du paramètre de diffusion est à l'origine de la principale difficulté de réalisation d'un système d'imagerie, puisque au-delà de quelques micromètres la lumière ne se propage plus suivant sa direction initiale

Utilisant les techniques interférométriques, les systèmes tomographiques sont en général basés sur les interféromètres de Michelson. Ainsi, ils ont besoin de ce que l'on appelle une ligne à retard optique pour produire les franges d'interférences à partir desquelles sont déduites les informations nécessaires à la formation d'images. Les inconvénients de ces lignes à retard sont les instabilités dues principalement aux montages optiques complexes.

La technique OCT est une technique qui utilise les principes de la réflectométrie optique OADR (Optical Coherence Reflectometry Domain Reflectometry) et développé pour le contrôle des composants optiques [3][4]. L' OADR est une technique unidimensionnelle qui fournit l'information sur le signal rétrodiffusé par l'échantillon lorsqu'il est illuminé par une source de lumière de faible cohérence.

Des systèmes OCT ont été construits en couplant les systèmes à grande vitesse d'OADR avec des mécanismes transversaux de balayage. Les taux d'acquisition des données dans les systèmes OCT doivent être plus importants que les systèmes OADR [5][6] Le développement rapide des télécommunications a permis la disponibilité de sources lumineuses bon marché et haute performance (SLD, LED), ainsi que des composants à fibres optiques (coupleurs) nécessaires à la conception des systèmes OADR ou OCT.

Principe

Dans le but de sélectionner les photons, on utilise une source de lumière continue qui possède un spectre d'émission large tout en mettant en œuvre une technique interférométrique adaptée.

C'est alors la faible longueur de cohérence temporelle de la source qui va permettre de réaliser la sélection des photons en fonction de leur temps de parcours dans le milieu diffusant. Dans le cadre d'un modèle simple, on suppose que la source émet une succession de trains d'onde qui n'ont aucune relation de phase entre eux. Leur durée τ est d'autant plus courte que le spectre d'émission est large et la longueur de cohérence temporelle l_c est définie comme le produit de cette durée par la durée de propagation de l'onde de telle sorte qu'on a $l_c = c \cdot \tau$.

La méthode repose sur une mesure interférométrique réalisée par exemple avec un interféromètre de Michelson. Un train d'onde issu de la source est divisé en deux par la lame séparatrice. Dans un bras de l'interféromètre, le train d'onde est rétrodiffusé par le milieu, alors que dans l'autre bras dit de référence il est réfléchi par un miroir plan. Puis les deux trains d'onde sont combinés sur un photodétecteur. Pour une position donnée du miroir de référence, les trains d'onde vont se superposer temporellement sur le détecteur à condition que la différence de

chemins optiques parcourus soit inférieure à la longueur de cohérence.

En un point quelconque P de l'échantillon, l'intensité détectée à la sortie de l'interféromètre est donné par [7]:

$$I(P)=I_{réf}(P)+I_{éch}(P)+2[I_{réf}(P)]^{1/2}[I_{éch}(P)]^{1/2}C(\tau) \quad (1)$$

$I_{réf}(P)$, et $I_{éch}(P)$ sont respectivement les intensités issues respectivement de la surface de référence et de l'échantillon.

$C(\tau)$ est la fonction d'autocorrélation normalisée de la source d'illumination, et τ le retard temporel introduit par le déplacement Δl de la surface de référence soit $\tau=2\frac{\Delta l}{c}$

Il est montré que la fonction d'autocorrélation et la densité spectrale d'une source de lumière sont reliées par une transformée de Fourier en vertu du théorème de Wiener-Khintchine [7]

Si la source d'illumination a une densité spectrale de puissance Gaussienne, l'intensité détectée est la somme d'une composante continue et d'une composante alternative qui contient l'information sur la phase :

$$I(P)=I_{réf}(P)+I_{éch}(P)+2[I_{réf}(P)]^{1/2}[I_{éch}(P)]^{1/2} \cdot \exp[-(\frac{\pi\Delta\nu\tau}{2\sqrt{\ln 2}})^2]\cos(\frac{2\pi}{\lambda} \cdot \tau) \quad (2)$$

Par conséquent, les trains d'onde rétrodiffusés qui contribuent au signal utile proviennent tous en première approximation d'une tranche (appelée parfois plan de cohérence) du milieu, d'épaisseur égale à la demi-longueur de cohérence temporelle.

La longueur de cohérence $l_c=c \cdot \tau_c$, et avec la condition $C(\tau_c)=1/2$ nous aurons :

$$l_c=\frac{2\ln 2}{\pi} \cdot \frac{c}{\Delta\nu}=\frac{2\ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \approx 0.44 \cdot \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (3)$$

$\Delta\lambda$ étant la largeur à mi-hauteur de la source d'illumination. C'est une relation qui est souvent utilisée dans la littérature de l'OCT. Cela détermine la résolution spatiale axiale (en profondeur).

En déplaçant le miroir de référence, on sonde différentes tranches du milieu, d'où le nom de tomographie optique cohérente donné aux techniques d'imagerie utilisant ce principe.

Actuellement on peut disposer pour un faible coût de diodes superluminescentes (SLD) émettant dans l'infrarouge (1300nm) et permettant d'obtenir une résolution dans les tissus biologiques d'une dizaines de microns.

Pour réaliser une image à deux dimensions, on procède généralement à un balayage point par point du faisceau lumineux sur l'échantillon. La résolution latérale liée à l'optique de focalisation est souvent choisie de façon à être du même ordre de grandeur que la résolution longitudinale.

Dispositifs expérimentaux

Deux systèmes d'imageries ont été réalisés, le premier en optique massive (système.1)et un deuxième à partir de composants tout fibres (système.2).

Système expérimental 1

Le dispositif expérimental utilise un interféromètre de Michelson (figure.1).

La source de lumière est une diode superluminescente DSL° de puissance 1mW.pour un courant d'injection de 120 mA. Son spectre est une Gaussienne centrée sur 1500 nm et de largeur spectrale à mi-hauteur de 40nm. Un laser He-Ne permettant d'effectuer l'alignement des divers composants. Une caméra infrarouge couplée à un moniteur vidéo permettant de visualiser les interférogrammes.

Le miroir de référence commandé par ordinateur, est solidaire d'un moteur pas à pas qu'on peut déplacer par pas de $2 \mu m$ ou bien d'une façon continue. La vitesse de déplacement est de 6mm/s correspondant à une fréquence de modulation de 8 KHz.

Enfin, un détecteur permettant de mesurer le signal lumineux de sortie en fonction du temps ou de la position du miroir de référence. Une carte d'acquisition A/D National Instruments'Labview autorise l'acquisition et le transfert des signaux sur ordinateur.

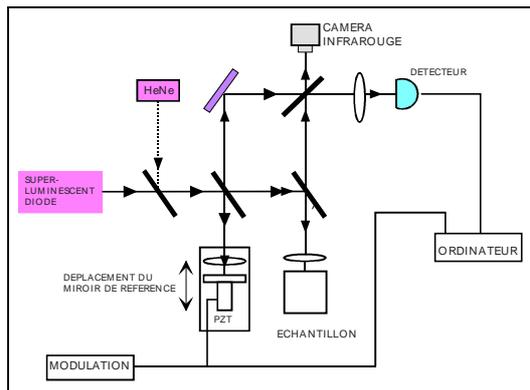


Figure (1) : Système d'imagerie en optique massive

La validation de la méthode a été effectuée en prenant comme échantillon un miroir. La résolution du système actuel est de l'ordre de $15 \mu m$.

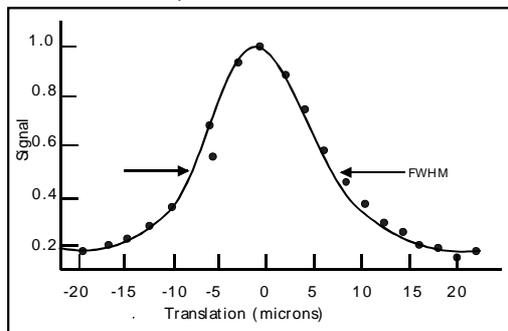


Figure (2) : Réponse de l'interféromètre

Système expérimental 2

Le système est illustré sur la figure 3. La validation de la méthode a été testé avec un montage utilisant des fibres optiques. L'avantage d'un tel système permet de s'affranchir des problèmes d'alignement rencontré avec un système réalisé en optique massive, ainsi que la miniaturisation.

La source de lumière a les mêmes caractéristiques que le système 1.

L'interféromètre est remplacé par un coupleur 50/50 de Gould. Sur le bras de référence est utilisé un collimateur de type F 220FC-C de Thorlabs avec $NA=0.25$ de distance focale 11mm. Sur le bras de mesure, on a utilisé un objectif d'analyse de grandissement X4 avec $NA=0.10$. Le photodétecteur est du type PDA InGaAs de

Thorlabs travaillant dans l'intervalle spectrale 800-1800nm.

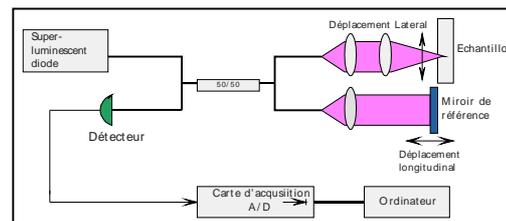


Figure (3) : Système d'imagerie OCT

L'OCT fournit une cartographie de l'échantillon analysé. Les réflexions sont générées par les différence d'indice des différentes couches. Le profil de réflectivité à une dimension peut être obtenu, ainsi que des images à deux dimensions par codage en niveaux de gris. Un profil à une dimension est illustré sur la figure 4.

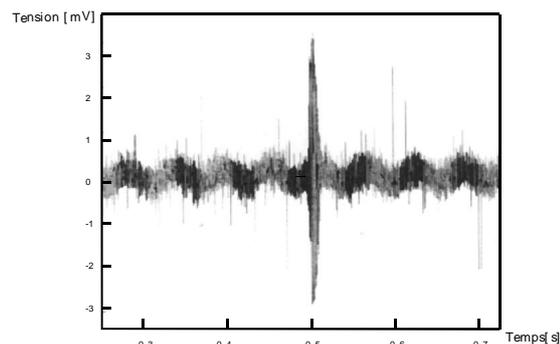


Figure (4) : Exemple de signal obtenu à la sortie de l'interféromètre pour $\lambda=1300nm$

L'OCT fournit une cartographie de l'échantillon analysé. Les réflexions sont générées par les différence d'indice des différentes couches. Le profil de réflectivité à une dimension peut être obtenu, ainsi que des images à deux dimensions par codage en niveaux de gris. L'OCT fournit une cartographie de l'échantillon analysé. Les réflexions sont générées par les différence d'indice des différentes couches. Le profil de réflectivité à une dimension peut être obtenu, ainsi que des images à deux dimensions par codage en niveaux de gris.

Conclusion

La validation de la méthode sur des échantillons biologiques type n'a pas été réalisée.

La réalisation des premiers systèmes, montrent qu'une première étape a été franchie surtout avec l'expérience acquise dans les configurations tout-fibres.

Une seconde étape, est en cours au laboratoire afin de réaliser des objets tests réalisés par le mélange de deux solutions, l'une diffusant la lumière et l'autre absorbant la lumière. En ajustant les concentrations il est possible de réaliser une gamme d'échantillons ayant des propriétés optiques variées. La validation de notre démarche nécessite la réalisation d'images d'objets tests de propriétés connues.

Références

[1] J.G.Fugimoto, M.E.Brezinski, G.J.Tearney, S.A.Boppart, B.E.Bouma, M.R.Hee, J.F.Southern, and E.A.Swanson « Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography » Nature Med 1, 970-972, (1995).

[2] J.G.Fugimoto, J.G.Drexler, U.Morgner, F.Kartner, and E. Ippen, « Optical coherence tomography: High resolution imaging echoes of light » Optics & Photonics News, 25-31, January 2000.

[3] R.C.Youngquist, S.Carr, E.N.Davies "Optical coherence domain reflectometry: a new optical evaluation technique", Optics Letters 12, pp158-160, (1987).

[4] K.Takada, I.Yokohama, K.Chida, J.Noda, "New measurement system for fault location in optical waveguide devices based on an interferometric technique" Applied Optics 26, pp1603-1606 (1987)

[5] A.F Fercher, K.Mengedoht, W. Werner, "Eye-length measurement by

interferometry with partially coherent light", Optics Letters 12, 1867-1888, (1988).

[6] WV Sorin, DF Gray, "Simultaneous thickness and group index measurement using optical low-coherence reflectometry", IEEE Photonics Technology Letters 4, pp 105-107 (1992).

[7] M.Born, and E.Wolf "Principles of Optics", Sixth edition (Oxford: Pergamon), pp 494-499, (1980).