
الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Mention Électronique

Spécialité Microélectronique, Microsystèmes et Conception de Circuits

Présenté par

Seghour Abderraouf

Etude et réalisation d'un OCT

Proposé par : Mme N.Bougherira et Mme D.Naceur

Année Universitaire 2016-2017

Remerciements

Ce travail est l'aboutissement d'un long cheminement au cours duquel j'ai bénéficié de l'encadrement, des encouragements et du soutien de plusieurs personnes, à qui je tiens à dire profondément et sincèrement merci.

Mes sentiments de reconnaissance vont en premier lieu à l'endroit de ma promotrice Mme Bougherira Nadia n'ont pas hésité à me soutenir dès le départ et à accepter d'endosser la charge de promotrice, malgré leur nombreuses occupations, d'autre part Mme Naceur Djamila et Mme Bougherira Hamida leurs encadrement scientifique a toujours été pour moi le meilleur support Pour atteindre mes besoins scientifique, sans oublier tous les profs de MMCC un par un.

À cet égard, je remercie tout particulièrement, Mr Meliani zohir et Mr Bencherchali amine pour tout ce qu'ils ont fait pour m'orienter et m'aider à rester dans le bon chemine de recherche avec son expérience dans ce domaine.

Je remercie tous les membres du jury pour avoir bien voulu donner de leur temps pour lire ce travail et faire partie des examinateurs. Certains ont dû prendre en compte de se déplacer de leur endroit de travail. Qu'ils en soient particulièrement remerciés.

Je remercie infiniment mes parents à guise de reconnaissance et de gratitude pour les sacrifices qu'ils ont fait, et aussi mes frères à qui je dois tout l'amour avec tous mes vœux de les voir réussir dans leurs vies.

Et finalement un grand merci à tous mes camarades de classe sur tout R.boueuabdellah et M.boutch, S.Ziani et M.Oueldmamer, S.Djellali et A.klaai, sans oublier notre seule sœur dans l'équipe N.Elkacimi elhasani, et aussi tous mes amies en dehors de l'université spécialement K.Mchahed, et M.benhadj pour leur confiance et fidélité.

ملخص:

الهدف من هذا العمل هو إنجاز جهاز مصور مقطعي للتماسك البصري, هذا الأخير يعتاد على ظاهرة التداخل الضوئي , تقوم هذه الأخيرة بإصدار شعاع يمر من خلال آلية التداخل الضوئي لميكالسون على الهدف المراد تحليله، واستعادته على شكل هوامش دائرية أو خطوط متوازية. اللتي يتم رصدها بواسطة نظام إلتقاط من أجل إستغلالها , هناك طريقتان تمت دراستهما و تحقيقهما (FD-OCT و TD-OCT)

كلمات المفاتيح: التصوير المقطعي ; التداخل الضوئي ; FD-OCT; TD-OCT; إعادة بناء صورة.

Résumé :

L'objectif de ce travail est de réaliser un tomographe par cohérence optique, ce dernier est basé sur le dispositif optique d'interférence,

Ce dernier va émettre un faisceau laser à travers le dispositif de Michelson sur l'objet, et en retour on voit des franges sous forme d'anneaux ou bien des rais parallèles, capté par un système d'acquisition pour être exploité, deux méthodes sont étudiées et réalisées (la FD-OCT et la TD-OCT)

Mots clés : cohérence; interférence; TD-OCT ; FD-OCT ; reconstruction d'image.

Abstract :

The objective of this work is to carry out optical coherence tomography, which is based on the optical interference device.

The latter will emit a laser beam through the Michelson device on the object, when it back we see fringes take a shape of rings or parallel rays, capture by an acquisition system to be exploited , Two methods are studied and realized (FD- OCT and TD-OCT).

Keywords: coherence; interference; TD-OCT; FD-OCT; image reconstruction.

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre 1 : étude d'interféromètre de Michelson	
1.1 Introduction	2
1.2 Historique	2
1.3 Description d'interféromètre de Michelson	3
1.3.1 Les franges d'interférence	4
a. Définition	4
Interférence destructive	4
Interférence constructive	4
1.4 Configuration en lame d'air	5
1.4.1 Description	5
1.4.2 La différence de marche	6
1.4.3 La différence de phase, l'ordre d'interférence et l'intensité lumineuse	8
a. Différence de phase	8
b. l'ordre d'interférence	9
c. l'intensité lumineuse	9
1.4.4 Calcul du rayon des anneaux	10
1.5 Configuration en coin d'air	13
1.5.1 Frange d'interférence de coin d'air	13
Conclusion	14

Chapitre 2 : la technique de tomographie par cohérence optique

2.1 Introduction	15
2.2 Principe de tomographie par cohérence optique	15
2.2.1 Tomographie de cohérence optique temporelle	17
a. Méthode de détection de signal	18
b. Les différences méthodes de balayage	18
c. Performance	19
Sensibilité de détection	20
Résolution spatiale	20
Profondeur et pénétration	22
2.2.2 Tomographie par cohérence optique fréquentielle	22
a. Méthode de détection de signal	23
b. Avantage d'un OCT fréquentielle	23
2.3 Tomographie par cohérence optique plein champ	24
2.3.1 Principe	24
2.3.2 Configuration possible d'OCT plein champ	25
a. Configuration de Michelson	25
b. Configuration de Mirau	26
c. Configuration de Linik	26
2.4 Comparaison graphique entre Les différentes configurations d'OCT	27

2.5	Limite de l'OCT	28
2.5.1	Bruit de speckle	28
a.	Suppression de bruit	28
2.6	Domaine de l'utilisation de l'OCT	29
2.6.1	Tomographie de cohérence optique en ophtalmologie	29
2.6.2	OCT dans les autres domaines médicaux	30
2.6.3	Application dans les domaines non médicaux	30
	Conclusion	31

Chapitre 3 : réalisations et interprétation

3.1.	Introduction	32
3.2.	Etude et réalisation d'un interféromètre de Michelson	32
3.2.1	La source laser monochromatique	33
a.	Caractéristiques du He-Ne	33
3.2.2	La lame séparatrice	34
3.2.3	Les miroirs réfléchissants	35
3.2.4	Le point d'observation	35
a.	Point d'observation pour un TD-OCT	35
b.	Point d'observation pour un FD-OCT	36
3.3.	Etapes de réalisation d'un TD-OCT basique	37
3.5.	Principe de la TD-OCT	37
3.5.	Système d'acquisition pour la TD-OCT	38
a.	Photo résistance	39
b.	La carte Arduino	40
3.6.	Etapes de réalisation d'un OCT dans le domaine fréquentiel (FD-OCT)	40
3.7.	Schéma de principe d'un FD-OCT	41
3.8.	Système d'acquisition spectrométrique	42
a.	Le réseau de diffraction	43
b.	Le capteur	44
3.9.	Résultats obtenue pour la TD-OCT	45
a.	Résultat obtenue avec une lame	46
b.	Résultat obtenue pour deux lames	48
3.10.	Résultats obtenue pour la FD-OCT	49
a.	Résultat obtenue pour le premier échantillon	50
b.	Résultat obtenue pour le deuxième échantillon	53
3.11.	Interprétation	56
3.12.	Conclusion	57
	Conclusion générale	58

Liste des figures

Numéro	Titre de figure	page
1.1	Albert Abraham et Edward Morley	2
1.2	Schéma de principe d'un interféromètre de Michelson	3
1.3	La construction des rayons lumineux depuis un interféromètre de Michelson réglé en lame d'air.	5
1.4	Le chemin des rayons lumineux qui réfléchissent par M'_1 et M_2 .	7
1.5	Le fonctionnement de la lame séparatrice	10
1.6	Représentation des franges d'égale inclinaison avec différence de marche non identique	10
1.7	les anneaux $m=1$ et $m=2$	12
1.8	schéma de description de la configuration de coin d'air	13
1.9. a	les franges de la configuration de coin d'air	14
1.9. b	l'angle ε qui définit le coin d'air	14
2.1	Schéma de principe de l'OCT	16
2.2	Méthode de reconstruction des structures pour un dispositif de TD-OCT	16
2.3	Principe de l'OCT fondé sur l'interféromètre de Michelson	17
2.4	Signal interférométrique simulé de trois interfaces d'un échantillon	18
2.5	les différents axes de balayage	19
2.6	Schéma d'un montage FD-OCT	23
2.7. a	Images de rétine obtenues avec un dispositif OCT temporelle	24
2.7. b	un dispositif d'OCT fréquentielle	24
2.8	Trois configurations pour un OCT plein champ, MR : miroir de référence, LS : lame séparatrice	25
2.9	Diagramme radar comparatif des trois configurations	27
2.10	Evolution du nombre de citations de l'OCT.	30
3.1	la table optique du band d'interféromètre de Michelson	32
3.2	vue interne à la source laser He-Ne	33
3.3	les références d'une source laser He-Ne	34
3.4	la lame séparatrice	34
3.5	les miroirs réfléchissants M_1 et M_2 et le vis millimétrique	35

3.6. a	le mécanisme de translation du bras de référence	36
3.6. b	système à base de photorésistance qui capte le signal utile	36
3.7	à base d'un spectromètre (réseau de diffraction et une caméra)	36
3.8	mise en évidence la variation de l'intensité lumineuse de la tache centrale	38
3.9	Montage du système d'acquisition utilisé dans la TD-OCT	38
3.10	montage d'un OCT dans le domaine temporel (TD-OCT)	39
3.11. a	photo résistance C-2795	39
3.11. b	dimension de colis d'un C-2795	39
3.12	disposition du système d'acquisition	40
3.13	Schéma de principe d'un OCT dans domaine fréquentiel (FD-OCT)	41
3.14	Le montage d'un OCT dans domaine fréquentiel (FD-OCT)	42
3.15	les composantes d'un spectromètre	43
3.16	un réseau de diffraction de 570/mm	44
3.17. a	webcam de résolution 2.0 et Focale : 4.8mm	44
3.17. b	les franges émises par le réseau de diffraction	44
3.18. a	échantillon d'une simple lame	45
3.18. b	échantillon de deux simples lames	45
3.19	Organigramme d'acquisition du signal utile via un DT-OCT	46
3.20	Les anneaux d'interférence avec une lame dans le bras d'échantillon	46
3.21	ce graphe représente les valeurs obtenues avec l'Arduino en fonction de différence de marche dans la 1 ^{ère} expérience	47
3.22	Les anneaux d'interférence avec deux lames dans le bras d'échantillon	48
3.23	ce graphe représente les valeurs obtenues avec l'Arduino en fonction de la différence de marche dans la 2 ^{ème} expérience	49
3.24. a	1 ^{er} échantillon utilisés (une lame)	49
3.24. b	2 ^{ème} échantillon utilisés (deux milieux)	49
3.25	Organigramme d'acquisition du signal utile via un FD-OCT	50
3.26	les anneaux d'interférence avant le réseau de diffraction	50
3.27	les anneaux d'interférence à la sortie de réseau de diffraction	51

3.28	la ligne centrale des franges	51
3.29	ligne de pixel obtenue après le réseau de diffraction	51
3.30	profil de réflectance	52
3.31	profil de réflectance lissé	52
3.32	caractérisation des milieux	53
3.33	les anneaux d'interférence avant le réseau de diffraction	53
3.34	les anneaux d'interférence à la sortie de réseau de diffraction	54
3.35	la ligne centrale des franges	54
3.36	<i>la ligne de pixels obtenue après le réseau de diffraction</i>	54
3.37	profil de réflectance	55
3.38	filtrage de profile de réflectance	55
3.39	mise en évidence des profile de réflectance du milieu traversé	56

Liste des tableaux

Numéro	Titre de tableau	page
3.1	Les données acquises au niveau de l'ARDUINO avec une comme échantillon	47
3.2	Les données acquises au niveau de l'ARDUINO avec deux lames dans le bras d'échantillon	48

Liste des équations

Numéro	Les équations	page
1	$\tan i = r/f'$	6
2	$\delta(M) = (SM)_1 - (SM)_2$	7
3	$(S_1M) = (S_1M) = nS_1M$	7
4	$\delta(M) = (S_1M) - (S_2M) = (S_1H)$	7
5	$\cos i = \frac{S_1H}{2d}$	7
6	$\delta(M) = S_1H = 2nd \cos i$	7
7	$\varphi_2 - \varphi_1 = \frac{2\pi\delta(M)}{\lambda_0}$	9
8	$\Delta\varphi(M) = \frac{2\pi 2 n d \cdot \cos i}{\lambda_0} \pm \pi$	9
9	$P = \frac{\Delta\varphi(M)}{2\pi} = \frac{4\pi n d \cos i}{2\pi\lambda_0} = \frac{2 n d \cos i}{\lambda_0}$	9
10	$I(M) = 2I_0(1 + \cos \Delta\varphi(M))$	9
11	$I(M) = \frac{2I_0}{4} (1 + \cos \Delta\varphi(M)) = \frac{I_0}{2} (1 + \cos \Delta\varphi(M))$	9
12	$\cos i_1 = 1 - \frac{i_1^2}{2}$	12
13	$r_1 = f' \sqrt{2(1 - \frac{P_0\lambda_0}{2nd})}$	12

14	$P(m) = P_0 - 1$	
15	$r_2 = f' \sqrt{2(1 - \frac{(P_0 - 1)\lambda_0}{2nd})}$	12
16	$Pm = P_1 - (m - 1)$	12
17	$r_m = f' \sqrt{2(1 - \frac{(P_0 - m + 1)\lambda_0}{2nd})}$	12
18	$\delta = 2e + \frac{\lambda}{2}$	13
19	$\Delta x = x_{m+1} - x_m = \frac{\lambda}{2\varepsilon}$	13
20	$SNR = \frac{\rho R_{\acute{e}ch} I_0}{4eB}$	20
21	$\Delta Z = \frac{2 \ln 2 \lambda_0^2}{n\pi\Delta\lambda}$	21
22	$\Delta x = \Delta y = 0.61 \frac{\lambda_0}{ON}$	21
23	$pi = \begin{cases} \frac{1}{I_m} e^{-I} & si I > 0 \\ 0 & si non \end{cases}$	29
24	$Lc = \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} = 0.39 m$	33

La tomographie de cohérence optique connue sous le nom OCT, est une technique d'imagerie qui a pour objectif de mettre en évidence les microstructures dans les milieux diffusants. L'OCT utilise la lumière infrarouge, pour laquelle les photons peuvent traverser le milieu biologique et ressortir en nombre suffisant pour être exploités.

L'OCT est réalisée sans contact, non invasive, et avec une résolution spatiale élevée, elle permet la visualisation des structures internes ou cachées. Cette technique est analogue à celle de l'échographie qui utilise l'ultra-son au lieu de la lumière comme vecteur d'information.

La technique d'OCT trouve son application dans plusieurs domaines parmi lesquels on peut citer le domaine médicale ou le domaine des sciences des matériaux.

Ce travail vise à réaliser un système OCT au sein de notre département, en effet, nous allons essayer de réaliser de deux manières un système OCT en se basant sur un dispositif de Michelson.

Pour ce faire nous allons procéder d'abord par une étude détaillée de dispositif de Michelson, cette partie est traitée dans le premier chapitre.

Le second va présenter les différents types d'OCT.

Une troisième partie consiste à présenter le dispositif expérimental avec deux montages, une conclusion sur ce travail est donnée.

1.1 introduction

Un interféromètre de Michelson est un dispositif optique qui permet de mettre en évidence des franges d'interférence soit sous formes d'anneaux concentriques, soit sous forme de raies toutes parallèles.

Ce chapitre traite l'étude de l'interféromètre de Michelson du point de vue différence de marche, différence de phase, éclairement en un point M ainsi que calcul de rayons des interfranges observables ceci dans le cas d'une configuration en lame d'air.

1.2 Historique

Jusqu'à la fin du le dix-neuvième siècle, la lumière était supposée se propager support immatériel appelé éther, par analogie avec les ondes mécaniques qui font vibrer un milieu matériel à leur passage. La célérité de la lumière dans le référentiel terrestre devait donc être différente de sa célérité dans le référentiel de l'éther.

Pour vérifier cela, les physiciens américains Albert Michelson (1852-1931) et Edward Morley (1838-1923) étudièrent les variations de la vitesse de la lumière à l'aide d'un appareil (interféromètre de Michelson) utilisant les interférences lumineuses[1].

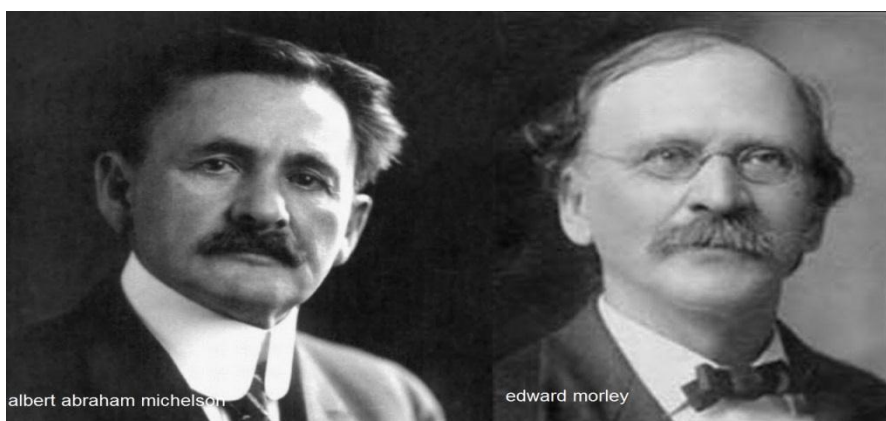


Figure 1.1. Albert Abraham et Edward Morley.

1.3 description d'interféromètre de Michelson

L'interféromètre de Michelson est un interféromètre à divisions d'amplitude composée de deux miroirs M_1 et M_2 , d'une lame semi transparente C ou lame séparatrice et d'une lame transparente ou compensatrice [2].

On éclaire le dispositif avec une source, un détecteur permet l'étude de la figure d'interférence. La lame compensatrice a même épaisseur, même indice même inclinaison que la lame séparatrice, ce qui permet de réaliser l'égalité des chemins optiques des rayons lumineux allant vers les deux miroirs et issus d'un même rayon incident sur la lame séparatrice **Figure 1.2**.

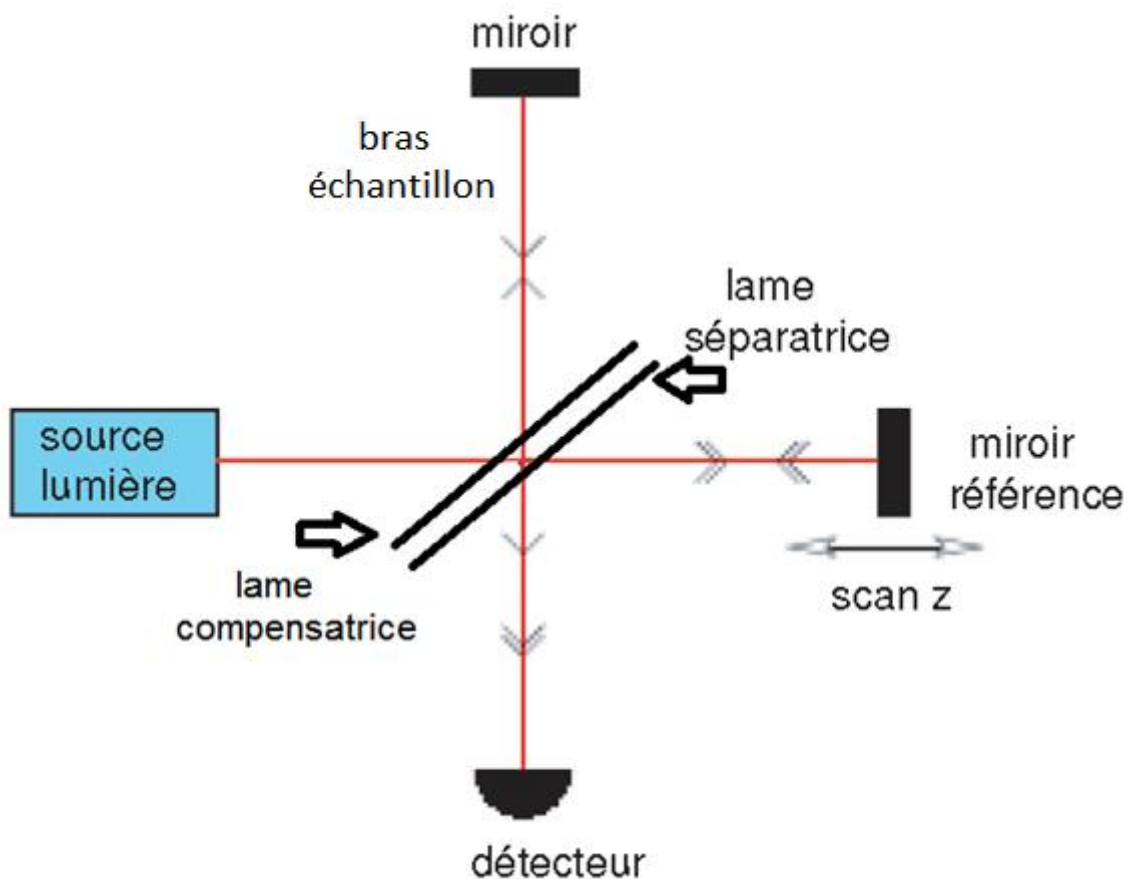


Figure 1.2. Schéma de principe d'un interféromètre de Michelson.

1.3.1 les franges d'interférence

a définition

Lorsque deux ondes lumineuses de même fréquence, de même amplitude, et en phase arrivent en un point d'un écran, elles se superposent, donnant lieu à une figure d'interférence. Des zones brillant (interférence constructive), et des zones sombre (interférence destructive). On appelle interfrange la distance, sur l'écran, entre deux franges brillantes ou deux franges sombres [3].

- **Interférences constructives**

On dit qu'une interférence est constructive si elle correspond à la superposition de deux ondes ayant une amplitude maximale. Pour deux ondes lumineuses monochromatiques les interférences constructives correspondent à une intensité lumineuse maximale.

Une interférence constructive est obtenue dans le cas d'un déphasage égale à un multiple pair de π , ce qui peut se traduire par la relation $\Delta\varphi = 2m\pi$ où m est un nombre entier.

- **Interférence destructive**

On dit qu'une interférence est destructive si elle correspond à la superposition de deux ondes ayant une valeur minimale. Pour deux ondes lumineuses monochromatiques les interférences destructives correspondent à une intensité lumineuse minimale voir nulle.

Une interférence destructive est obtenue dans le cas d'un déphasage égal à un multiple impair [4].

On distingue deux configurations d'interféromètre de Michelson

- Configuration en lame d'air
- Configuration en coin d'air

1.4 Configuration en lame d'air

1.4.1 Description

L'interféromètre doit être réglé de façon que M_1 soit strictement orthogonal à M_2 . Le miroir M_1 peut être déplacé parallèlement à lui-même; soit M_1' son image par la lame séparatrice. M_2 et M_1' forme une lame d'air à faces parallèles. Soit d la distance entre le miroir M_2 et l'image M_1' de M_1 par la lame séparatrice. d est appelée « épaisseur de la lame d'air ». Soit S un point de la source **Figure 1.3**.

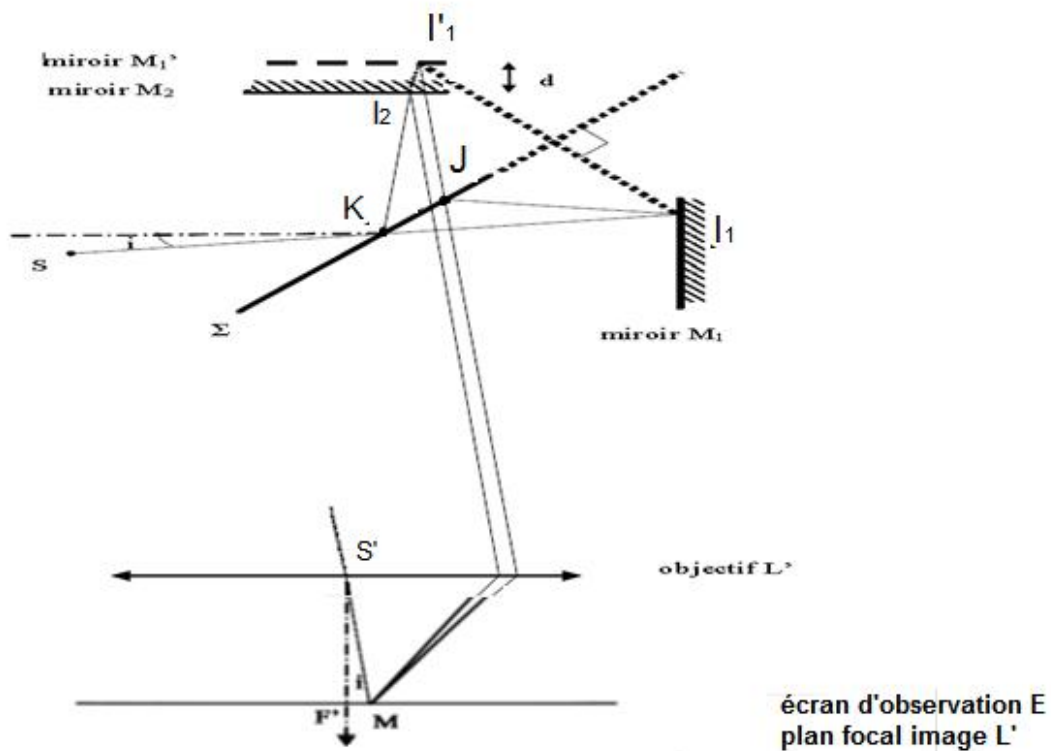


Figure 1.3. La construction des rayons lumineux depuis un interféromètre de Michelson réglé en lame d'air.

Soit un rayon émis par la source S avec une inclinaison i par rapport à la normale au miroir M_1 . Soit I le point d'incidence de ce rayon sur la lame séparatrice. Par division d'amplitude, il lui correspond deux rayons émergents :

Chapitre1 étude de l'interféromètre de Michelson

- un premier rayon, transmis par la lame séparatrice Σ , frappant M_1 en A_1 , est réfléchi par M_1 , frappe à nouveau la lame séparatrice, s'y réfléchit et émerge en faisant avec la normale à M_2 , le même angle i .
- un second rayon, réfléchi par Σ , frappant M_2 en un point A_2 , s'y réfléchit puis est transmis par la lame séparatrice. Il fait lui aussi avec la normale à M_2 , le même angle i .

Tout se passe comme si les deux rayons émergents provenaient de la réflexion du rayon IA_2 respectivement sur M_2 en A_2 et sur M_1' en A_1' .

Pour un rayon incident donné tombant sur la lame séparatrice, les deux rayons émergents sont parallèles entre eux, ils se coupent donc à l'infini : le point d'intersection de ces deux droites, à l'infini, dans la direction i , est atteint par deux ondes provenant toutes les deux de la même source primaire S : on y observe le phénomène d'interférence.

Les interférences sont localisées à l'infini.

Ces interférences localisées peuvent aussi être observées à l'aide d'une lentille appelée objectif, L' , dans son plan focal image. En effet, une lentille d'axe optique normal à M_2 donne d'un objet à l'infini (tel que les franges d'interférences décrites précédemment) une image située dans son plan focal : les deux rayons précédents, parallèles entre eux, émergent de la lentille en se coupant en un point M de son plan focal tel que $i=(MO'F')$. Les interférences sont alors localisées dans le plan focal image de L' .

Remarque

L'ensemble des deux rayons réfléchissants par M_2 et M_1' se comporte donc comme une lame d'air à faces parallèles, limitée par les plans M_2 et M_1' . C'est la raison pour laquelle dans cette configuration, l'interféromètre est dit « réglé en lame d'air à faces parallèles » [5].

1.4.2 La différence de marche (la ddm)

Soit un point M du plan focal image de L' . On caractérise M par sa distance r à F' (on utilise dans le plan de l'écran, les coordonnées polaires).

On peut également caractériser M par l'angle $i=(F'O'M)$. La relation entre i et r est:

Chapitre1 étude de l'interféromètre de Michelson

$$\tan i = r/f' \quad (1)$$

Calculons la ddm $\delta(M)$ en M entre les deux rayons y arrivant, l'un réfléchi sur M_2 , l'autre sur M_1' .

Les points K_1 et K_2 respectivement sur le chemin 1 et le chemin 2, **Figure 1.4**.

$$\delta(M) = (SM)_1 - (SM)_2 \quad (2)$$

$$(SM)_1 = (SI)_1 + (JI_1) + (JM) = (S_1I'_1) + (JI_1) + (JM) = (S_1M)$$

Donc le chemin optique $(SM)_1$ égale le chemin géométrique (S_1M)

$$(S_1M) = (S_1M) = nS_1M \quad (3)$$

Avec n est l'indice de réfraction (n de l'air est 1) $(S_1M) = S_1M$

$$(SM)_2 = (SK) + (KI_2) + (I_2M) = (S_2I_2) + (I_2M) = (S_2M)$$

Ainsi
$$\delta(M) = (S_1M) - (S_2M) = (S_1H) \quad (4)$$

$$\cos i = \frac{S_1H}{2d} \quad (5)$$

$$\delta(M) = S_1H = 2nd \cos i \quad (6)$$

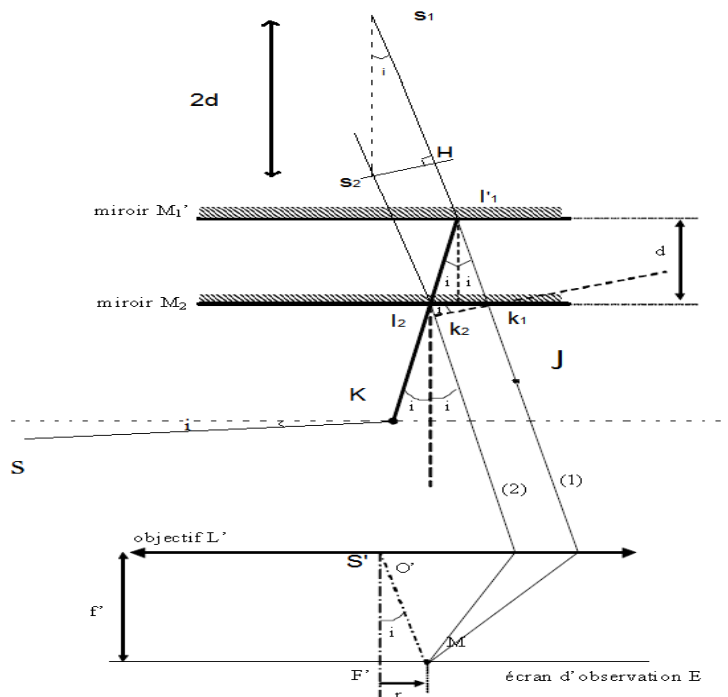


Figure 1.4. Le chemin des rayons lumineux que réfléchissent par M_1' et M_2 .

On a $(K_1M) = (K_2M)$ car K_1 et K_2 sont tous deux sur le même plan de phase d'une onde qui serait émise par un point objet à l'infini dans la direction i , dont l'image serait M , puisque M est dans le plan focal image de L' et tel que $i = (F'O'M)$. [5][6]

Si le cas où les deux miroirs sont parfaitement symétriques par rapport à la séparatrice, i.e. M_2 et M_1' sont confondus ou encore $d=0$ (lame d'air d'épaisseur nulle). La δ est alors nulle en tout point de l'écran, l'éclairement est donc uniforme sur l'écran, c'est un cas limite où l'on n'observe pas d'interférences. Cette position relative des deux miroirs est qualifiée de **contact optique** (car M_2 et M_1' sont confondus). [5]

1.4.3 La différence de phase, l'ordre d'interférence et l'intensité lumineuse

a La différence de phase

Cette différence de marche correspond à une différence de phase entre le rayon 2 et le rayon 1 qui est égale à :

$$\varphi_2 - \varphi_1 = \frac{2\pi\delta(M)}{\lambda_0} \quad (7)$$

Il convient de se souvenir alors que le rayon R_1 a subi un déphasage de π à la réflexion ce qui n'est pas le cas du rayon R_2 . Il s'ensuit que

$$\Delta\varphi(M) = \frac{2\pi n d \cos i}{\lambda_0} \pm \pi \quad (8)$$

Donc le déphasage entre les deux rayons ne dépend que :

- de l'épaisseur de la lame et son indice
- de l'angle de réfraction dans la lame donc de l'angle d'incidence par application de la loi de Snell-Descart
- de la longueur d'onde d'observation

Chapitre1 étude de l'interféromètre de Michelson

Il en résulte que le déphasage est constant pour une lame et une longueur d'onde donnée si l'angle d'incidence (égal à l'angle de réflexion) est constant soit

$$\Delta\varphi(M) = \frac{4\pi n d \cos i}{\lambda_0} \pm \pi = \text{cste} \Rightarrow r = \text{cste} \Rightarrow i = \text{cste} \quad (8)$$

Le lieu des points d'incidence constante à partir de la source est un cône de demi-angle au sommet i . On voit donc de suite qu'un déphasage constant correspondra à des rayons incidents donc réfléchis ayant tous la **même inclinaison** ce qui explique pourquoi

- On observe des anneaux si l'on place l'axe principal de la lentille perpendiculairement à la lame
- les anneaux sont qualifiés de **franges d'égale inclinaison**.
- les franges sont localisées à l'infini et que les anneaux sont observables dans le plan focal image d'une lentille mince

b l'ordre d'interférence

Nous notons que les anneaux brillants correspondent à un déphasage multiple de 2π ce qui donne leur ordre d'interférence P .

$$P = \frac{\Delta\varphi(M)}{2\pi} = \frac{4\pi n d \cos i}{2\pi\lambda_0} = \frac{2 n d \cos i}{\lambda_0} \quad (9)$$

c l'intensité lumineuse

$$I(M) = 2I_0(1 + \cos \Delta\varphi(M)) \quad (10)$$

Comme on a une lame séparatrice semi réfléchissante absorbé la moitié d'intensité lumineuse on obtienne, I_0 est l'intensité lumineuse produite par la source primaire [5] [6]. **Figure 1.5.**

$$I(M) = \frac{2I_0}{4}(1 + \cos \Delta\varphi(M)) = \frac{I_0}{2}(1 + \cos \Delta\varphi(M)) \quad (11)$$

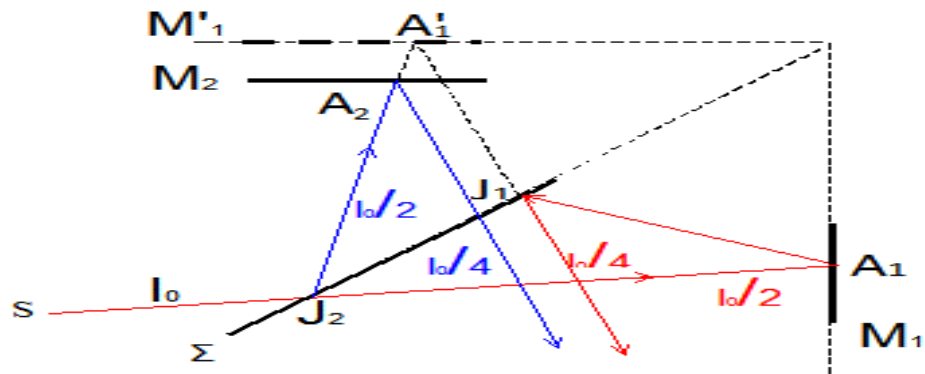


Figure1.5. La fonctionnement de la lame séparatrice

1.4.4 Calcul du rayon des anneaux

Chaque rayon incident donne deux rayons réfléchis ou transmis, cohérents. Comme, de plus, ils sont parallèles, les franges sont alors localisées à l'infini. La différence de marche δ ne dépend que d'angle d'inclinaison des rayons incidents « i », d'où leur nom : anneaux d'égalé inclinaison figure1.6 [5].

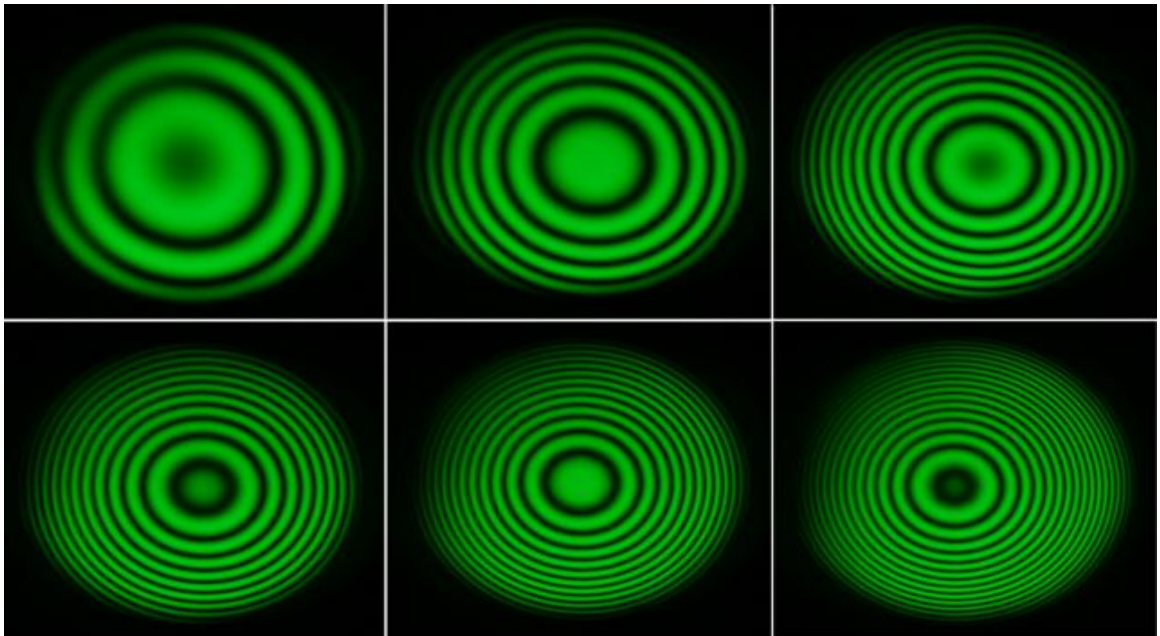


Figure1.6 Représentation des franges d'égalé inclinaison avec différence de marche non identique

Chapitre1 étude de l'interféromètre de Michelson

Le rayon des anneaux dépend évidemment à l'ordre P, on a donc

$$P = \frac{\Delta\varphi(M)}{2\pi} = \frac{2 n d \cos i}{\lambda_0} \quad (9)$$

Le calcul précédent montre que l'ordre d'interférence décroît quand « i » augmente. L'ordre d'interférence est donc plus élevé au centre de la figure. Si nous appelons cet ordre P_0 ($i=0$), il vérifie

$$P_{max} = \frac{2 n d}{\lambda_0} = P_0 + \epsilon \quad \text{Avec } \epsilon > 0$$

$$P_{max} \in R \text{ et } P_0 \in N$$

Il est clair que cet ordre n'est pas forcément entier ce qui montre que le centre de la figure n'est pas nécessairement brillant.

Exemple

$$e=10\mu\text{m} \quad \lambda_0=595\text{nm} \quad n=1$$

$$P_{max}(m) = \frac{2 * 1 * 10 * 10^{-5}}{595 * 10^{-9}} = 33.6$$

$$\text{On a} \quad P_0 = 33 \text{ et } \epsilon = 0.6$$

Cela signifie que les deux rayons qui arrivent au centre de l'anneau ne sont pas en phase car

$$P = \frac{\Delta\varphi(M)}{2\pi} \neq k, k \in N \quad (9)$$

Cela veut dire $\Delta\varphi(M) \neq 2n\pi$

Soit « m » le numéro d'un anneau brillant ($m=1$ est le premier anneau, $m=2$ le second etc..). Nous voyons que l'ordre $P(m)$ de cet anneau diffère du numéro de l'anneau. Au niveau de l'anneau $m=1$, Pour trouver la valeur du rayon « r_1 » on définit l'angle « i_1 » qui atteint le premier anneau brillant [6] **Figure.1.7.**

$$P(m) = P_0 = \frac{2 n d \cos i_1}{\lambda_0} \quad (9)$$

Chapitre1 étude de l'interféromètre de Michelson

$$\tan i_1 \approx i_1 = \frac{r_1}{f'} \quad (1)$$

Le développement limité de $\cos i_1 = 1 - \frac{i_1^2}{2}$ (12)

$$\frac{P_0 \lambda_0}{2nd} = 1 - \frac{i_1^2}{2} = 1 - \frac{r_1^2}{2f'^2}$$

$$r_1 = f' \sqrt{2\left(1 - \frac{P_0 \lambda_0}{2nd}\right)} \quad (13)$$

au niveau de l'anneau $m=2$, $P(m)=P_0 - 1$ (14)

$$r_2 = f' \sqrt{2\left(1 - \frac{(P_0-1)\lambda_0}{2nd}\right)} \quad (15)$$

A l'ordre P_m qui correspond à l'anneau brillant m est définissent par [6]

$$P_m = P_1 - (m - 1) \quad (16)$$

$$r_m = f' \sqrt{2\left(1 - \frac{(P_0-m+1)\lambda_0}{2nd}\right)} \quad (17)$$

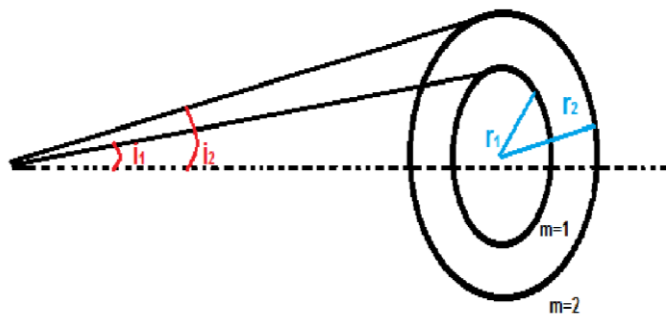


Figure 1.7 les anneaux $m=1$ et $m=2$

1.5 Configuration en coin d'air

Lorsque M n'est pas perpendiculaire à OB, M' et F constituent un **coin d'air** d'angle ϵ . On montre (à l'aide du tracé des rayons) que la différence de marche entre les vibrations des deux rayons qui interfèrent est identique à celle produite par ce coin d'air "virtuel". Les franges sont localisées au lieu des points de rencontre P de deux rayons réfléchis provenant du même rayon incident. En incidence quasi-normale, ce lieu est un plan quasiment confondu avec celui des miroirs.

A une distance x de l'arête, l'épaisseur du coin d'air est : $e = \epsilon x$ (ϵ étant un angle très petit) et la différence de marche entre les deux rayons réfléchis est (e considérée constante dans cette zone) : $\delta = 2e + \frac{\lambda}{2}$ (18)

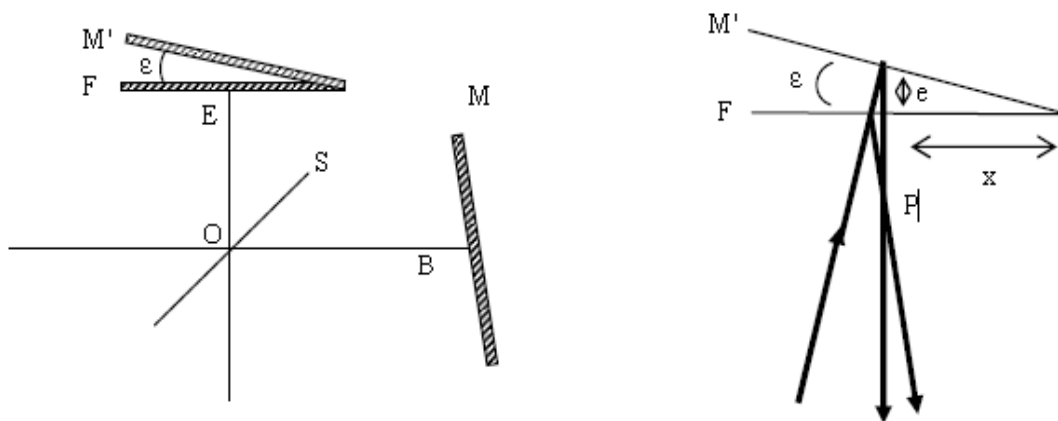


Figure 1.8 schéma de description de la configuration de coin d'air

1.5.1 Franges d'interférences en coin d'air

Les franges d'interférences observées, dites **franges d'égale épaisseur** (« e » du coin d'air), sont les lignes d'intersection de ces plans avec le plan de localisation, soit à peu près l'autre face : elles sont donc rectilignes, équidistantes et parallèles à l'arête du coin d'air **Figure 1.9.a**.

Les plans correspondant à $\delta = m\lambda$ sont équidistants de $\Delta e = \lambda/2$. La distance entre deux franges sombres consécutives vaut alors $\Delta x = x_{m+1} - x_m = \frac{\lambda}{2\epsilon}$ (19)

L'interfrange augmente donc quand ϵ diminue. L'arête du coin d'air ($x = 0$) correspond toujours à une frange sombre **Figure 1.9.b**. [7]

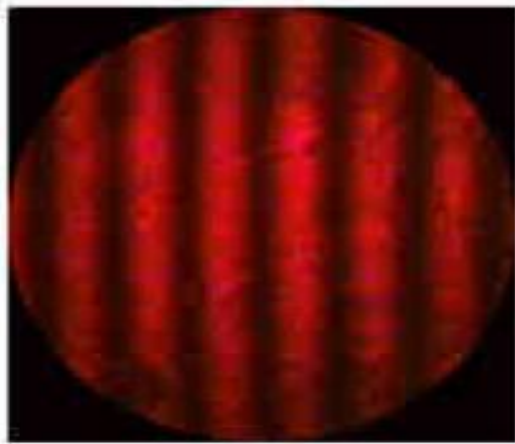


Figure 1.9 a. les franges de la configuration de coin d'air

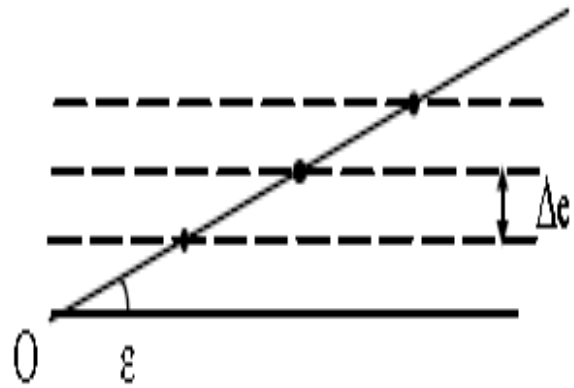


Figure 1.9 b. l'angle ε qui définit le coin d'air

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons introduit une étude de l'interféromètre de Michelson en mettant en évidence les calculs théoriques concernant la différence de marche, la différence de phase, l'éclairement en un point M ainsi que les rayons des interfranges observables, nous avons étudié la configuration en lame d'air, et présenter celle en coin d'air.

Cela va nous permettre d'entamer une phase qui consiste à étudier le dispositif OCT qui repose justement sur le phénomène d'interférences dans un interféromètre de Michelson.

2.1 Introduction

En tomographie en cohérence optique (OCT) il y a un outil disponible avec lequel dans un court laps de temps, on peut mesurer de manière non invasive l'œil avec précision. Il n'est pas nécessaire de toucher l'œil. On peut examiner aujourd'hui le plus petit niveau de l'œil.

L'OCT est similaire à une échographie. Seulement, au lieu d'ondes sonores, une lumière laser spéciale et totalement inoffensive est utilisée. La lumière (optique) du laser est constituée d'ondes de lumière cohérente pour produire des images en coupe (tomographie).

Ce chapitre va traiter la description des systèmes de tomographie optique de cohérence et leurs domaines d'utilisation.

2.2 Principe de tomographie par cohérence optique

L'élément de base de tout dispositif d'OCT est un interféromètre de Michelson, permettant la corrélation de l'onde réfléchi par l'objet avec une onde de référence. Les issues des deux bras de l'interféromètre, séparées puis recombinaées par la lame séparatrice, interfèrent si la différence de marche est inférieure à la longueur de cohérence temporelle de ma source lumineuse. Un détecteur, généralement une photodiode, acquiert ce signal interférométrique

Pour accéder à l'information structurelle de l'échantillon en profondeur, le miroir de référence est translaté pendant l'acquisition par le détecteur (**Figure2.1.**), on parle alors de tomographie par cohérence optique temporelle ou TD-OCT (pot time Domain Optical Coherence Tomography).

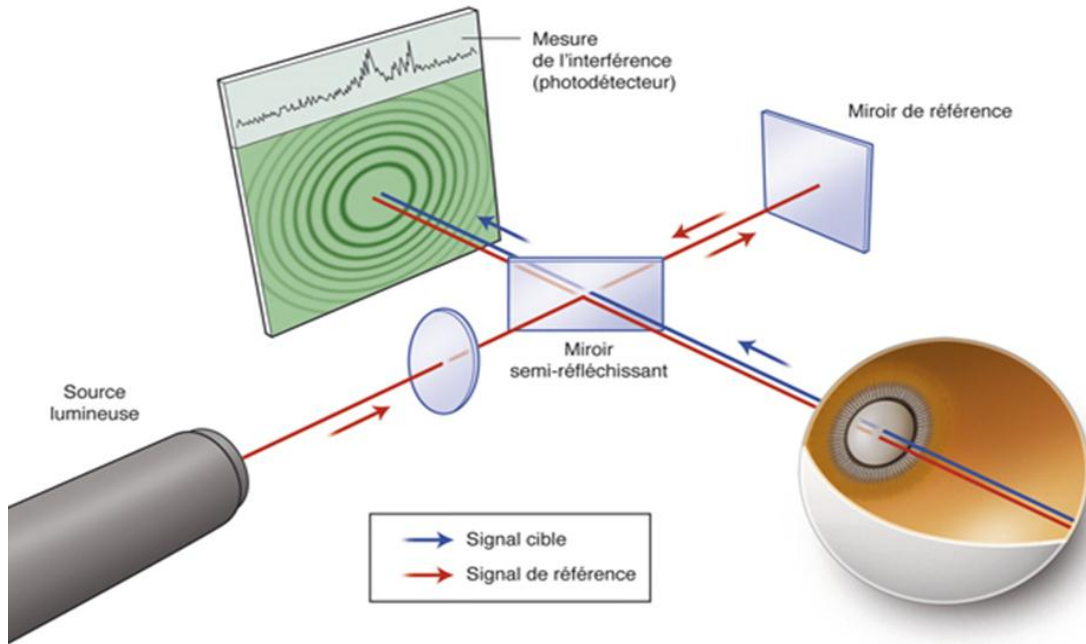


Figure 2.1. Schéma de principe de l'OCT

La partie interférométrique du signal, modulée à la fréquence Doppler définie par la vitesse de déplacement du miroir de référence, est ensuite extraite du bruit de fond par détection hétérodyne. On obtient typiquement un signal d'interférence comme celui représenté sur la **Figure 2.2**, dont on peut extraire l'enveloppe. Les positions des maxima de l'enveloppe indiquent alors les positions axiales des différentes structures du milieu alors que leurs intensités correspondent à leur coefficient de réflexion. En déplaçant le faisceau incident transversalement sur l'échantillon, il est possible de reconstruire la structure en deux ou trois dimensions de l'objet [8].

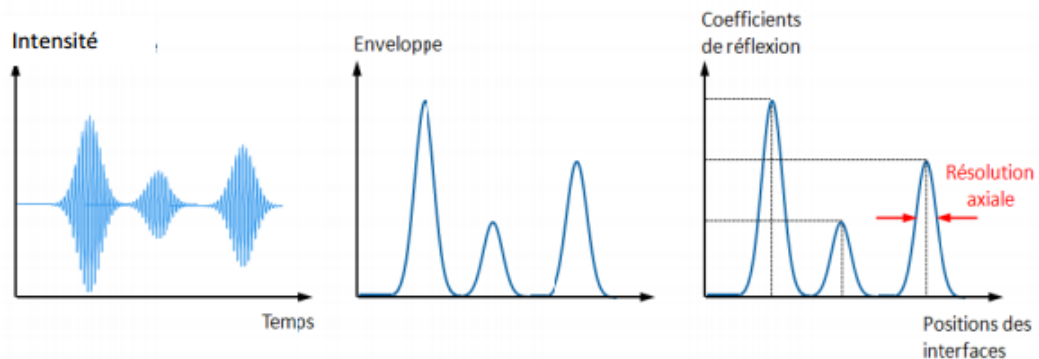


Figure 2.2. Méthode de reconstruction des structures pour un dispositif de TD-OCT

2.2.1 Tomographie de cohérence optique temporelle

La lumière produite par une source est divisée en deux faisceaux : un faisceau de référence envoyé sur le miroir de référence et un faisceau envoyé sur le tissu biologique. Ce faisceau illumine le tissu, directement ou via une fibre Optique. Ce principe est illustre par **Figure 2.3**. Les interférences destructives se produisent quand la différence de marche est égale à une demi-longueur d'onde. Ces interférences seront constructives quand la différence de marche sera égale à la longueur d'onde.

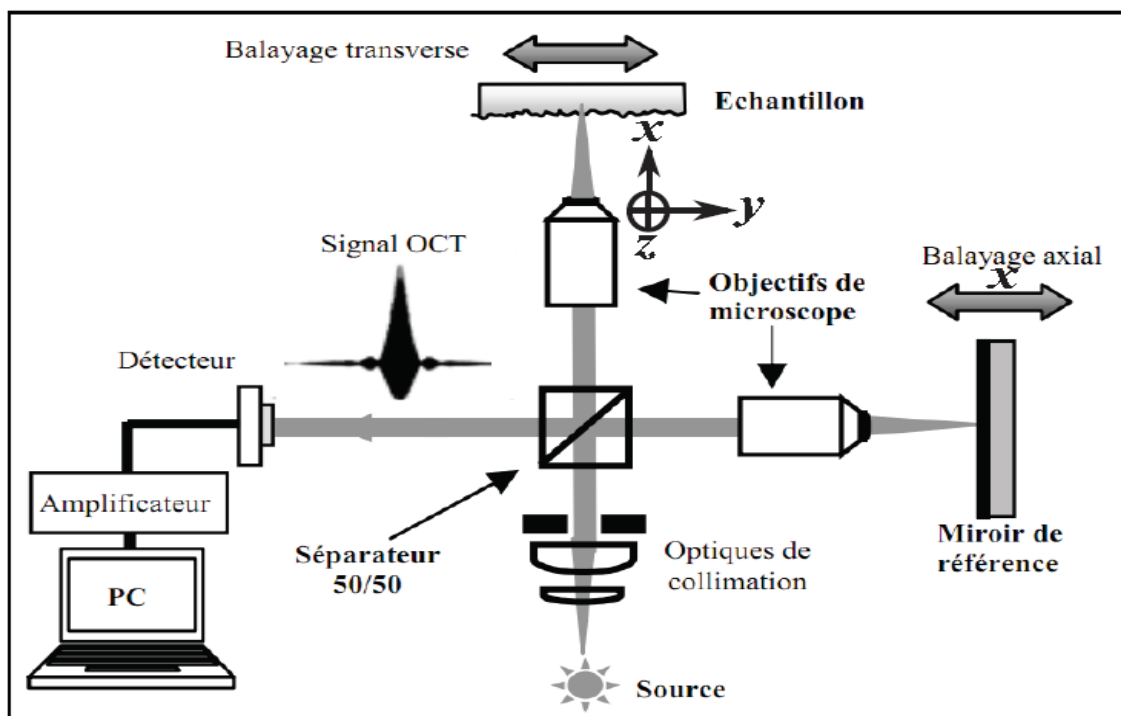


Figure 2.3. Principe de l'OCT fondé sur l'interféromètre de Michelson

Si on détecte un signal d'interférence, on pourra conclure qu'il y a une corrélation entre le faisceau réfléchi de l'interface de l'échantillon et celui issu du miroir de référence. Ainsi, par translation de référence, on peut tracer au cours du temps le profil de réflectivité en profondeur de différences interfaces de l'échantillon.

Chapitre 2 La technique de tomographie par cohérence optique

Dans la **Figure 2.4.** (b) on illustre un exemple d'un profil en profondeur obtenu pour un échantillon possédant trois interfaces d'indices de réfraction (n_0 , n_1 et n_2) différents. Le signal présente dans **Figure 2.4.** (a) révèle trois zones de corrélations entre le faisceau issu du miroir de référence en translation et le faisceau réfléchi par les trois interfaces de l'échantillon. La position de chaque interface dans l'objet est obtenue à partir de la position de chaque enveloppe par rapport à l'axe z . L'intensité du signal d'interférence correspond au maximum des pics de l'enveloppe.

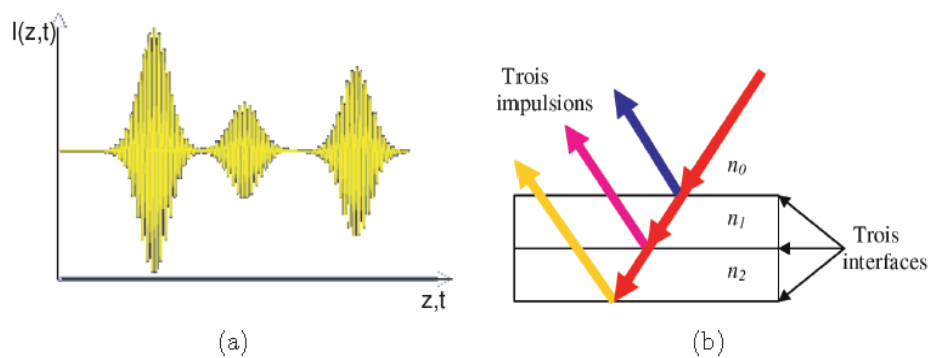


Figure 2.4. Signal interférométrique simulé de trois interfaces d'un échantillon

Le signal OCT explore l'échantillon en profondeur et sauvegarde les différents signaux d'interférence perçus par le détecteur. En modifiant la différence de marche, un signal d'interférence sera capté par le détecteur. Ce signal ne sera perceptible que si la différence de marche est nulle ou inférieure à la longueur de cohérence.

a. Méthode de détection de signal

Dans le domaine temporel la détection se fait par une photodiode qui enregistre le profil en profondeur en fonction du temps. L'élimination de la lumière incohérente se fait grâce à la détection hétérodyne provoquée par le mouvement du bras de la référence ainsi l'information utile peut-être isolée du reste de la lumière incohérente.

b. Les différences méthode de balayage

Dans un dispositif d'OCT temporelle, l'extraction de l'information 2D ou 3D du milieu biologique se déroule en deux étapes de balayage : la distribution à une dimension des

Chapitre 2 La technique de tomographie par cohérence optique

Structures de l'objet selon la direction axiale (i.e. la profondeur) est obtenue par balayage du miroir de référence (A-scan) tandis que la distribution des structures selon la direction transverse est obtenue par déplacement latérale de l'échantillon ou balayage du faisceau d'illumination le long de sa surface (reconstruction 2D par A-scan puis T-scan ou 3D par A-scan puis B-scan).

Les dispositifs de TD-OCT privilégient le balayage axial de miroir de référence (différent A-scan conduisant à un B-scan). D'autres dispositifs réalisent au contraire au balayage axial (différents T-scan conduisant à un C-scan): on parle alors de OCT en-face, ces dispositifs sont utiles pour des échantillons où la détermination de la distribution transverse des structures domine dans le diagnostic **Figure 2.5.** [9][8].

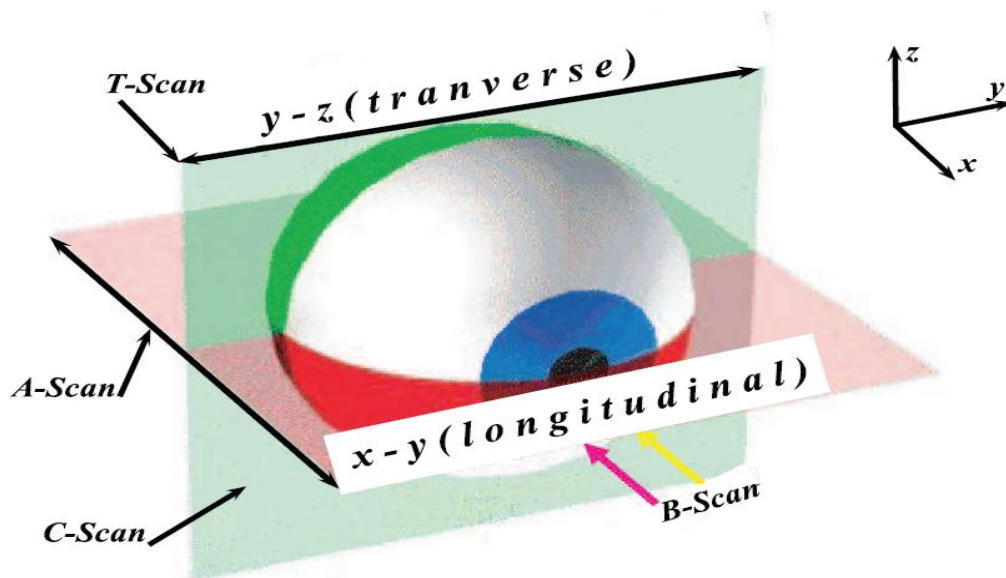


Figure 2.5. les différents axes de balayage

c Performances

Différents paramètres permettent de comparer les performances des dispositifs d'imagerie.

Pour des applications biomédicales, les trois paramètres les plus importants dans l'OCT temporel sont :

- La sensibilité de détection
- La résolution spatiale : transverse et axiale
- La profondeur de pénétration

- *Sensibilité de détection*

La sensibilité d'un dispositif d'OCT est le plus petit signal de rétrodiffusion que le dispositif peut détecter à la limite du bruit. Ce paramètre permet de déterminer le plus petit écart en indice de réfraction que l'on peut détecter au sein de l'échantillon. En OCT la sensibilité de détection est très élevée en raison de la nature interférométrique de cette technique. De plus, la méthode de détection hétérodyne de l'OCT temporelle permet de s'affranchir des bruits instrumentaux et d'atteindre la limite du bruit de grenaille, qui correspond typiquement à des coefficients de réflexion minimaux détectable selon le type de source lumineuse utilisée. La sensibilité de détections peut s'exprimer selon la formule suivant :

$$SNR = \frac{\rho R_{éch} I_0}{4eB} \quad (20)$$

Où ρ la sensibilité spectrale de détecteur, I_0 la puissance de la source, $R_{éch}$ le coefficient réflexion de l'échantillon et B la bande passante du système de détection.

Notons que la sensibilité de détection est indépendante du coefficient de réflexion du miroir de référence.

- *Résolution spatiale*

La source lumineuse doit en outre posséder une cohérence spatiale élevée pour que la valeur de l'éclairement au niveau de l'objet permette un balayage rapide. Les diodes super-luminescentes, sources à base de matériaux semi-conducteurs issues des technologies des télécommunications, sont bien adaptées pour l'OCT.

On définit deux résolutions l'axiale et la transverse :

La Résolution axiale :

La résolution d'un dispositif d'OCT est généralement définie par la largeur totale à mi-hauteur (ou FWHM pur Full Width at Half Maximum) de l'enveloppe de

Chapitre 2 La technique de tomographie par cohérence optique

l'interférogramme, Cette résolution est donc proportionnelle à la longueur de cohérence temporelle de la source lumineuse puisqu'il ne peut y avoir d'interférences que si les différences de marche accumulées entre les deux bras de l'interféromètre est inférieure à cette longueur de cohérence.

L'interférogramme en sortie d'un dispositif d'OCT est donné par la transformée de Fourier de la densité spectrale de puissance de la source lumineuse détectée. Sa largeur totale à mi-hauteur est donc régie par la relation d'incertitude de Fourier. Dans le cas particulier d'un spectre de forme gaussienne, la résolution axiale est donnée par :

$$\Delta Z = \frac{2 \ln 2 \lambda_0^2}{n \pi \Delta \lambda} \quad (21)$$

Où λ_0 est la longueur d'onde centrale de la source, $\Delta \lambda$ sa largeur spectrale totale à mi-hauteur et n l'indice milieu biologique imagé.

La résolution transverse :

Pour un dispositif d'OCT classique, la *résolution transverse* est déterminée, comme pour un dispositif de microscopie traditionnel, par l'ouverture numérique ON de l'optique utilisée pour recueillir le signal rétrodiffusé par l'échantillon biologique. Elle dérive du critère de Rayleigh, selon l'équation

$$\Delta x = \Delta y = 0.61 \frac{\lambda_0}{ON} \quad (22)$$

Par translation du miroir de référence, l'ouverture numérique doit être de faible valeur afin que la profondeur de champ soit suffisamment grande pour couvrir toute la profondeur étudiée, puisqu'on ne refait pas la mise au point lors d'un A-scan. C'est pourquoi la résolution transverse en OCT temporelle est assez faible, de l'ordre de $10 \mu\text{m}$. Notons de plus que la résolution transverse dépend linéairement de la longueur d'onde Centrale d'illumination.

- **Profondeur de pénétration**

Les milieux biologiques sont généralement constitués d'une assemblée hétérogène de structures de tailles, formes et compositions très diverses, ces structures affectent la lumière au cours de sa propagation via les phénomènes d'absorption et de diffusion.

Il devient alors difficile voire impossible de sonder le milieu au-delà d'une certaine épaisseur.

Cette épaisseur définit la profondeur de pénétration au sein de l'échantillon. Cependant, en pratique, la profondeur d'imagerie en OCT est bien plus faible que la profondeur de pénétration de la lumière car à partir d'une certaine profondeur les photons ont subi des diffusions multiples et ne contribuent plus au signal utile en OCT. La profondeur de pénétration désignera la profondeur d'imagerie accessible.

La profondeur d'imagerie dépend de la dynamique du détecteur et de la puissance de la source d'illumination. En effet, plus cette puissance est importante, plus l'intensité rétrodiffusée par milieu biologique est importante. Cependant, la profondeur de pénétration ne peut être augmentée indéfiniment en augmentant l'intensité lumineuse incidente, par risque d'endommager les tissus superficiels de l'échantillon. Il est donc important d'étudier sa dépendance en fonction de la nature du milieu biologique et des propriétés de la lumière incidente. Cela revient à étudier la propagation d'une onde électromagnétique dans un milieu, c'est à dire les interactions entre le champ électromagnétique et les structures. [8][9][10]

2.2.2 Tomographie par cohérence optique fréquentielle

Ce concept, proposé par Fercher *et al.* en 1995, est basé sur le principe que l'information en profondeur est également codée dans les fréquences de modulation du spectre du signal d'interférences. Le profil axial n'est donc plus enregistré en fonction du temps mais en fonction de la fréquence ou de la longueur d'onde et ne nécessite donc plus de balayage du miroir de référence, ce qui permet un gain en Temps d'acquisition considérable par rapport au TD-OCT **Figure 2.6** [9].

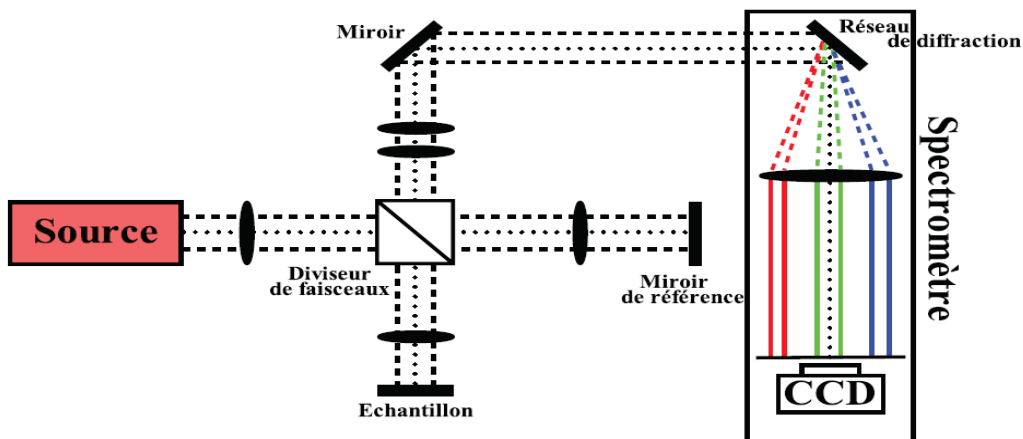


Figure 2.6. Schéma d'un montage FD-OCT

a. Méthode de détection de signal

La méthode de détection dans le domaine spectral, comme son nom l'indique, se passe dans le domaine des fréquences (espace de Fourier) et nommée FD-OCT (OCT dans le domaine spectral). La détection consiste à déterminer le profil en profondeur en une seule acquisition, sans translation du miroir de référence. La FD-OCT repose sur l'utilisation d'un spectromètre. Ce dernier crée une décomposition spectrale de l'intensité qui est enregistrée par une ligne de pixels. La transformée de Fourier discrète de cette intensité spectrale donne directement accès au profil en réflectivité. Les pics d'intensité résultant de la transformée de Fourier permettent de localiser les interfaces de l'objet. L'information décrite en fréquence est ainsi convertie par la transformée de Fourier numérique en une variable de temps A-scan.

b. Avantage d'un OCT fréquentiel

L'avantage de cette méthode est qu'il n'est plus nécessaire de déplacer le miroir de référence pour faire une mesure en profondeur. Un gain en temps d'acquisition considérable est ainsi réalisé par rapport aux techniques d'OCT temporelle conventionnelle, d'un facteur de 50 à 100. Pour la même raison, la FD-OCT permet d'atteindre des sensibilités de détections bien supérieures. De plus, la réalisation d'acquisitions sur des volumes plus importants est possible puisque l'acquisition est plus rapide. Un autre avantage de la technique FD-OCT est que sa sensibilité de

détection ne dépend pas de la largeur spectrale de la source, contrairement à la TD-OCT qui doit réaliser un compromis entre la résolution axiale et la sensibilité à la vitesse d'acquisition [9].

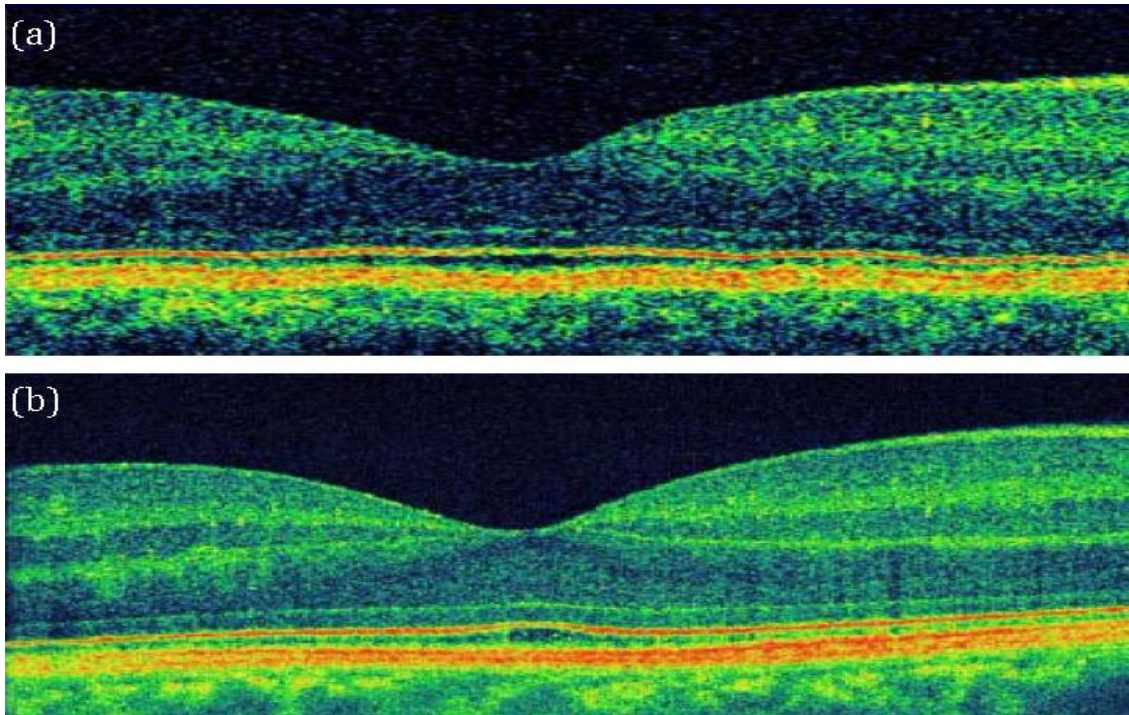


Figure 2.7. Images de rétine obtenues avec un dispositif OCT temporelle(a) et un dispositif d'OCT fréquentielle (b)

2.3 Tomographie par cohérence optique plein champ

2.3.1 Principe

Contrairement aux techniques temporelle usuelle ou fréquentielle, la tomographie par cohérence optique plein champ produit des images en orientation *enface* (c'est-à-dire perpendiculairement à l'axe optique) et ceci sans balayage transverse du faisceau lumineux ou de l'échantillon. La détection du signal interférométrique se fait dans tout un plan de l'échantillon à une profondeur donnée et une coupe 2D est directement obtenue. Pour réaliser ces images, l'intégralité du champ est illuminée par une source de faible cohérence spatiale (et temporelle) et acquise sur un détecteur matriciel de type caméra CCD.

2.3.2 Configurations possibles d'OCT plein champ

Plusieurs configurations d'OCT plein champ sont envisageables **Figure 2.8**.

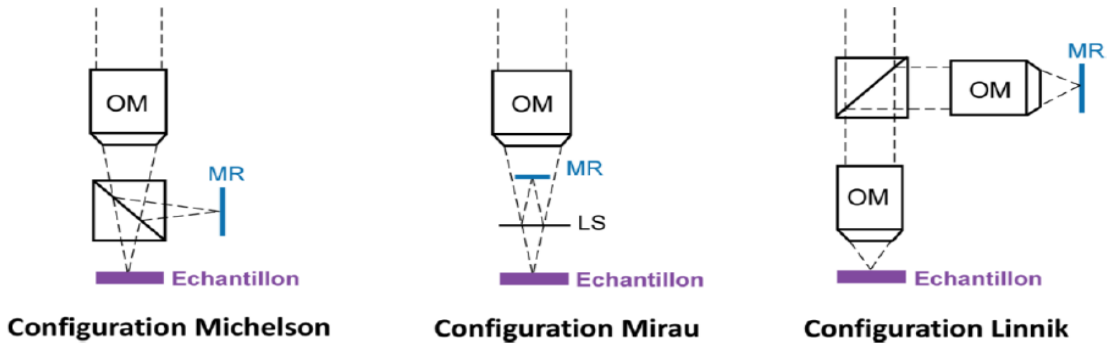


Figure 2.8. Trois configurations pour un OCT plein champ,
MR : miroir de référence, LS : lame séparatrice

a. Configuration de Michelson

Dans cette configuration, la lumière issue d'un objectif de microscope est séparée à l'aide d'un cube séparateur ou bien lame séparatrice entre un bras échantillon, contenant le milieu biologique à étudier, et un bras référence, contenant une surface dite de référence de réflectivité adaptée. Les positions de l'objectif de microscope et de la surface de référence sont réglées de telle façon que la surface de mise au point coïncide avec la surface de référence [8].

Les distances de travail des objectifs de microscope étant relativement courtes (de l'ordre de quelques millimètres), ce dispositif possède l'avantage d'être très compact, donc très stable mécaniquement. L'utilisation d'un objectif de faible ouverture numérique est cependant nécessaire pour avoir une distance frontale suffisamment grande pour focaliser le faisceau en dehors du cube séparateur et avoir peu d'aberrations, ce qui limite considérablement la résolution transverse de ce type de dispositif.

Chapitre 2 La technique de tomographie par cohérence optique

Dans cette configuration, l'objectif de microscope contient une lame séparatrice placée dans le faisceau convergent. Du fait de sa finesse, la lame séparatrice n'introduit pas d'aberrations notables, contrairement à un cube séparateur, et permet de travailler avec des objectifs de plus grande ouverture numérique, donc de meilleures résolutions transverses [8].

b. Configuration de Mirau

Dans cette configuration, l'objectif de microscope contient une lame séparatrice placée dans le faisceau convergent. Du fait de sa finesse, la lame séparatrice n'introduit pas d'aberrations notables, contrairement à un cube séparateur, et permet de travailler avec des objectifs de plus grande ouverture numérique, donc de meilleures résolutions transverses.

Cependant, ce montage compact présente deux inconvénients majeurs :

- La partie centrale de l'objectif est occultée par le miroir de référence, ce qui réduit l'ouverture numérique effective de l'objectif ainsi que le flux parvenant à l'échantillon et le flux collecté par l'objectif
- L'impossibilité d'utiliser des objectifs à immersion, qui rend la dispersion due à la traversée du milieu biologique difficile à compenser.

c. Configuration de Linnik

Dans cette configuration, deux objectifs de microscope identiques sont placés dans les bras de l'interféromètre, après séparation de la lumière par un cube séparateur. Les objectifs pouvant être amenés au plus près de l'échantillon ou de la surface de référence, des objectifs de grande ouverture numérique peuvent être utilisés, permettant d'obtenir des résolutions transverses élevées. La réflectivité du miroir de référence peut être adaptée selon l'échantillon étudié, permettant d'optimiser le contraste du signal interférométrique et donc la sensibilité de détection du dispositif.

La différence de marche et la focalisation dans chaque bras de l'interféromètre peuvent également être réglées de façon totalement indépendante. Des objectifs à immersion dans l'eau peuvent être utilisés afin de minimiser la dispersion entre les deux bras, éventuelle disparité de dispersion qui peut être compensée par l'ajout d'une lame de verre d'épaisseur adaptée [8].

2.4 Comparaison graphique entre Les différentes configurations d'OCT

Il existe quatre paramètres importants permettant de comparer les performances des dispositifs d'imagerie par OCT :

- La sensibilité de détection
- La résolution spatiale
- La profondeur de pénétration
- La vitesse d'acquisition des images

Il est alors possible de représenter ces quatre grandeurs sur un diagramme type diagramme radar. En prenant pour variables la sensibilité de détection, la vitesse d'acquisition, la profondeur de pénétration et la résolution spatiale, un dispositif d'OCT sera d'autant plus performant que son aire dans le diagramme sera importante. La **Figure 2.9** présente les caractéristiques comparées des trois dispositifs d'OCT : TD-OCT (système de Michelson Diagnostics), FD-OCT (système Cirrus HD-OCT de Zeiss) et de FF-OCT (système de LLTEch) [8].

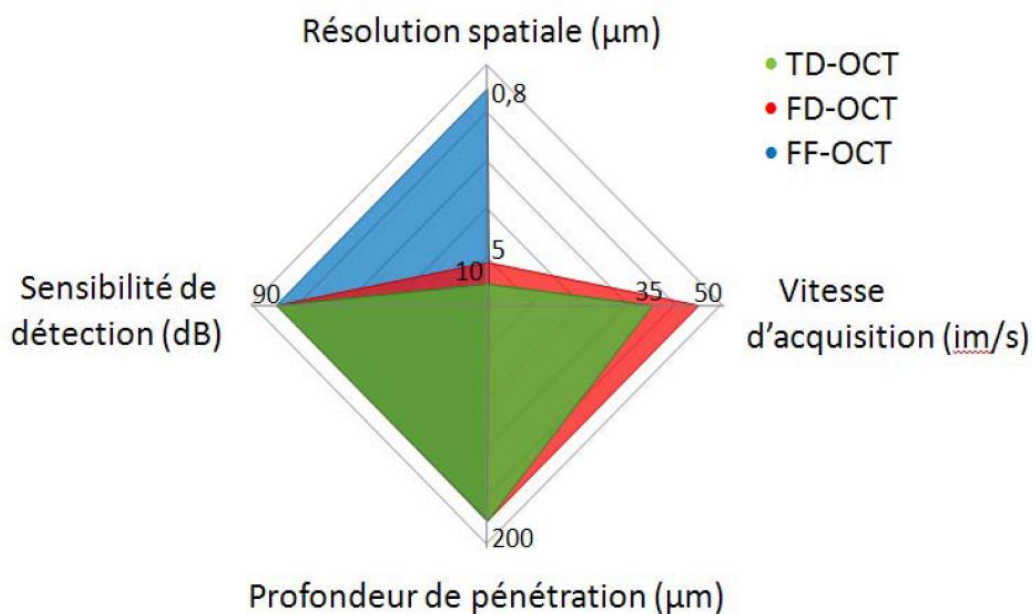


Figure 2.9. Diagramme radar comparatif des trois configurations.

2.5 Limites de l'OCT

Comme tout système, la tomographie de cohérence optique présente des limites que l'on peut diviser en deux catégories :

- dans les milieux homogènes, il n'y aura pas de réflexion et donc pas d'interférences, et on obtient un vide optique.
- on ne peut pas détecter les éléments qui ont un diamètre inférieur à la résolution. Donc avec l'OCT, on ne peut pas distinguer les bâtonnets des cônes et réaliser un comptage cellulaire.

2.5.1 Bruit de Speckle

L'image OCT est formée à partir des ondes rétrodiffusées par l'échantillon. Un phénomène de diffusion est dû à la propagation des ondes dans le milieu aléatoire. Etant donné que le milieu des diffuseurs est de taille, de section et de densité variables, l'ensemble des ondes rétrodiffusées interfère en produisant un phénomène de Speckle. Goodman a montré que la distribution de la densité de probabilité du bruit de Speckle suit la loi exponentielle :

$$p_i = \begin{cases} \frac{1}{I_m} e^{-\frac{I}{I_m}} & \text{si } I > 0 \\ 0 & \text{si non} \end{cases} \quad (23)$$

I_m Représente l'intensité moyenne.

a. Suppression du bruit

Dans les OCT standard, il y a des techniques matérielles simples pour éliminer efficacement le bruit de speckle. Elles nécessitent des modifications matérielles comme la composition angulaire qui consiste à calculer la moyenne des images obtenues à partir de différents angles d'incidence.

Chapitre 2 La technique de tomographie par cohérence optique

Pour l'OCT de haute résolution, un filtre passe-bande est indispensable pour éliminer le bruit. Une méthode matérielle récente repose sur le concept de composition de fréquences en utilisant deux sources de lumière afin de supprimer le bruit ce processus peut être associé à un dispositif de suivi de mouvement de l'œil *TruTrack* qui est utilisé dans le nouvel Appareil OCT.

2.6 Domaines d'utilisation de l'OCT

La tomographie de cohérence optique a été exploitée initialement pour enrichir les explorations en ophtalmologie, mais plusieurs autres spécialités ont tiré profit des progrès de cette technologie. Elle est énormément utilisée dans le domaine biomédical et récemment intégrée dans divers domaines même non médicaux.

2.6.1 Tomographie de cohérence optique en ophtalmologie

L'ophtalmologie demeure le domaine d'applications privilégié de la tomographie de cohérence optique. Les principales raisons sont les suivantes

- elle permet d'atteindre des profondeurs de pénétration de l'ordre du millimètre.
- elle permet d'imager la plupart des structures d'intérêt de l'œil grâce à sa résolution spatiale micrométrique.
- elle permet d'imager les structures de l'œil, notamment la rétine, avec une résolution axiale élevée.

D'après les études statistiques du Dr. Joseph Izatt en 2008 constater l'augmentation énorme de l'utilisation de cette technique, qui se traduit aussi par l'augmentation des citations **Figure 2.10**.

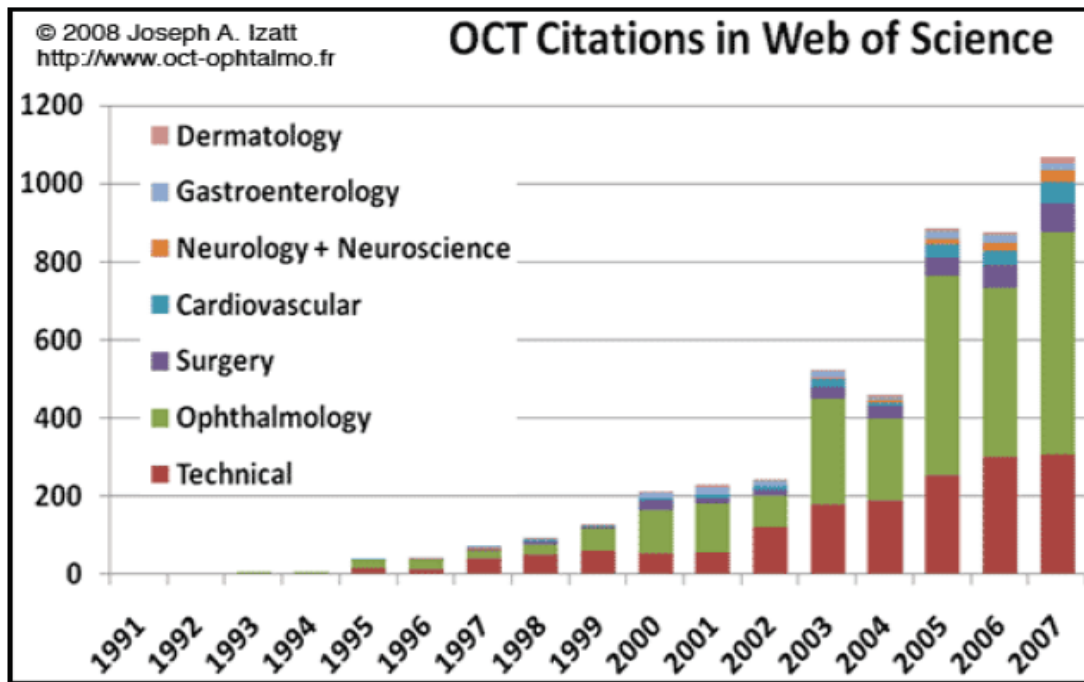


Figure 2.10. Evolution du nombre de citations de l'OCT.

2.6.2 OCT dans les autres domaines médicaux

De nombreuses variantes du dispositif d'OCT originel ont été développées afin d'améliorer la résolution spatiale, la sensibilité de détection et la vitesse d'acquisition. Grâce à ces techniques, la tomographie de cohérence optique est présente, de plus en plus, dans un large domaine d'applications. Citons comme exemple la dermatologie, le domaine dentaire, ainsi que l'imagerie interne des tissus par Endoscopie.

2.6.3 Application dans les domaines non médicaux

La tomographie de cohérence optique est aussi utilisée dans des domaines industriels. Cette technique est indispensable dans l'observation des états de surface et des épaisseurs de matériaux divers ainsi que la mesure de déplacements. L'OCT est aussi utilisée dans l'analyse des matériaux polymères composites, ainsi que dans l'évaluation des peintures, nécessaire à la restauration et la conservation du patrimoine [9].

Conclusion :

Dans cette partie, nous avons présenté les différentes configurations d'OCT, leur utilisation, et on a entamé aussi une petite comparaison entre ces configurations.

3.1 Introduction

Le but de ce chapitre est d'essayer de générer un profil de réflectance en fonction de la différence de marche. Pour cela nous avons réalisé deux expériences qui sont un système OCT dans le domaine temporel (la TD-OCT), et un système OCT dans le domaine fréquentiel (la FD-OCT).

Une interprétation des résultats est donnée à la fin du chapitre.

3.2 Etude et réalisation d'un interféromètre de Michelson

Le dispositif optique de Michelson est un appareil qui permet générer des interférences sous forme d'anneaux ou de raies parallèles. C'est l'élément de base qui constitue un OCT, Il se compose de :

- une source laser
- une lame séparatrice
- une lame compensatrice
- des miroirs réfléchissants
- un point d'observation



Figure 3.1. la table optique du band d'interféromètre de Michelson

3.2.1. La source laser monochromatique

L'interférométrie est le domaine de mesure des distances infimes nécessitant l'usage d'un type de laser dont le faisceau est stable, monochromatique et parallèle. Les lasers à gaz répondent à ces exigences et tout particulièrement celui à hélium-néon (He-Ne) qui est le plus répandu de tous *Figure 3.2.* [11].

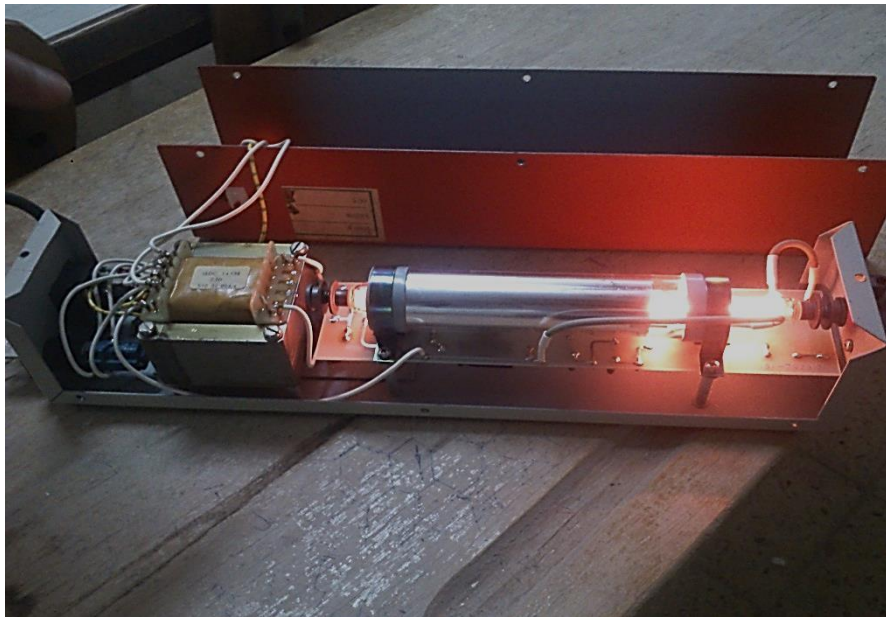


Figure 3.2. vu interne à la source laser He-Ne

a. Caractéristique du He-Ne

Les caractéristiques d'hélium-néon sont comme suit :

- Il émet en continu un faisceau de lumière rouge à la longueur d'onde $\lambda = 632,8 \text{ nm}$ *Figure 3.3.*
- Il a une bonne qualité de stabilité du faisceau de sortie
- La pureté spectrale à des valeurs extrêmement élevées
- la directivité est très bonne (moins d'un milli-radian, environ $0,057^\circ$)
- sa longueur de cohérence L_c est également très grande

$$L_c = \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} = 0.39 \text{ m} \quad (23)$$

λ est la longueur d'onde, $\Delta\lambda$ est la largeur spectral, elle vaut 10^{-3}nm [10][11].



Figure 3.3. les références d'une source laser He-Ne

3.2.2. la lame séparatrice

La lame séparatrice est un miroir semi-réfléchissant, il réfléchit 50% de la lumière qu'il reçoit, et les autres 50% passent à travers de ce dernier. En d'autres termes, il sépare un rayon incident en deux faisceaux lumineux, l'un réfléchi, l'autre réfracté (la partie diffusée, de plus faible quantité, étant négligeable) **Figure 3.4.**

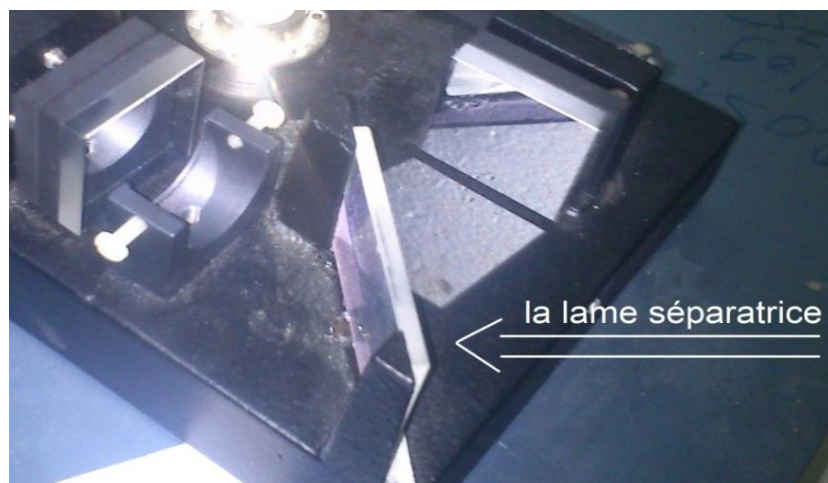


Figure 3.4. la lame séparatrice

3.2.3. les miroirs réfléchissants

L'interféromètre de Michelson contient deux miroirs réfléchissants M_1 et M_2 , M_1 est un miroir fixe dit (miroir de référence), et M_2 un miroir mobile lié avec un Palmer (Vis millimétrique) pour varier la différence de marche δ **Figure 3.5.**



Figure 3.5. les miroirs réfléchissants M_1 et M_2 et le vis millimétrique

3.2.4. le point d'observation

C'est à partir de cette position que se définit la nature de l'OCT, en effet si on place un détecteur de lumière (photo-capteur) alors il s'agira de l'OCT dans le domaine temporel TD-OCT sinon si on place un spectromètre on parlera alors d'un OCT dans le domaine fréquentiel FD-OCT

a. Point d'observation pour un TD-OCT

Si on place une photorésistance à la sortie de l'interféromètre de Michelson, le signal lumineux est capté puis transformé en un signal électrique, ce dernier est porteur de l'information utile.

Une translation du miroir de référence (**Figure 3.6.a**), provoque une pénétration axiale dans la structure diffusante, et par conséquent elle permettra de mettre en évidence un profil de réflectance, il va être possible de scanner une ligne de la structure et de

capter le signal du profil de réflectance avec un système à base de photorésistance

Figure 3.6.b.

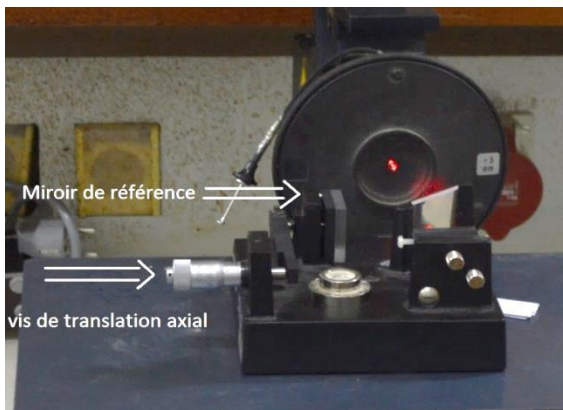


Figure 3.6.a. le mécanisme de translation du bras de référence

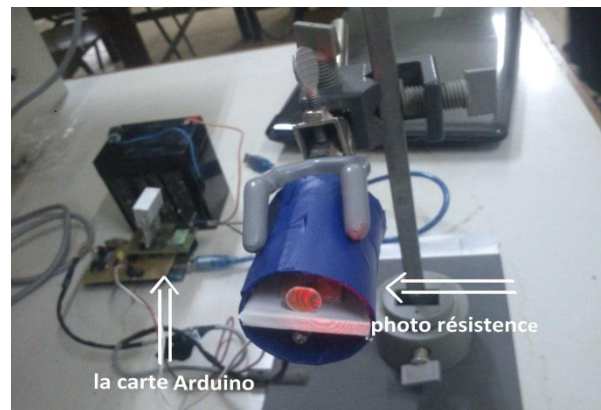


Figure 3.6.b. système à base de photorésistance qui capte le signal utile

b. point d'observation pour un FD-OCT

Le dispositif OCT dans le domaine spectral FD-OCT comprend un interféromètre de Michelson qui admet en sortie un réseau de diffraction et une caméra CCD ce montage en sortie joue le rôle d'un spectromètre. L'information utile est obtenue à partir d'une transformée de Fourier **Figure 3.7.**



Figure 3.7. OCT à base d'un spectromètre (réseau de diffraction et une caméra)

3.3 Etapes de réalisation d'un TD-OCT basique

Cette technique d'imagerie optique mesure le temps de parcours des ondes lumineuses réfléchies ou rétrodiffusées par les structures internes de l'objet à examiner. Elle permet de déterminer à quelles profondeurs se situent ces dernières. Des images en deux dimensions peuvent ainsi être obtenues en balayant le faisceau lumineux envoyé sur l'objet ou en le déplaçant transversalement.

3.4 Principe de la TD-OCT

Il s'agit de réaliser deux opérations, une acquisition axiale et une transversale. Pour l'acquisition transversale, il suffit soit de déplacer la structure horizontalement soit le faire un balayage du faisceau de la source, dans notre situation la première méthode est la plus appropriée étant donnée la qualité des équipements qui sont à notre disposition.

Pour l'acquisition axiale, on l'obtient en faisant varier la différence de marche en translatant le miroir de référence à l'aide d'un palmer (vis millimétrique). Ici également une variation manuelle n'est pas souhaitée car cela demande une grande précision, l'idéal aurait été de faire un déplacement complètement automatisé utilisant par exemple des moteurs à pas de variation très petit.

Le principe de l'OCT est d'obtenir un profil de réflectance (avec une acquisition axiale) en plaçant un photorésistance en face du centre des anneaux d'interférence car c'est au centre où on peut trouver les photons balistiques ou bien les photons porteurs de l'information utile [14].

A ce niveau on fait varier la position du miroir de référence à l'aide d'un palmer, et on enregistre le signal arrivant au niveau de la tache centrale **Figure 3.8.**

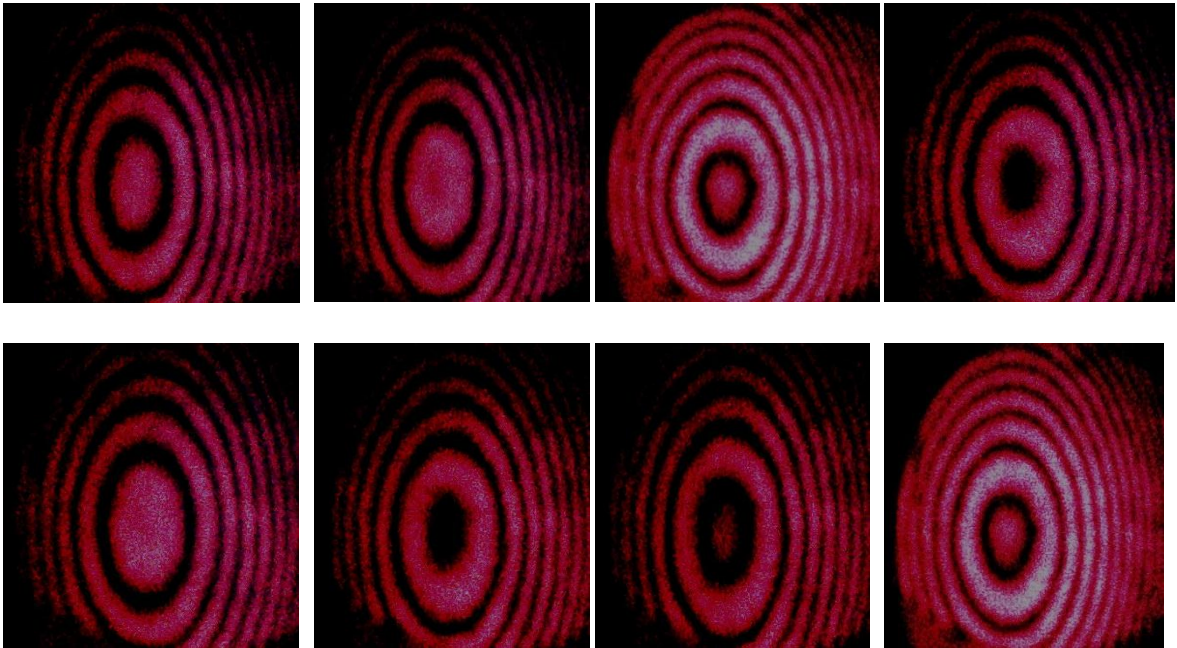


Figure 3.8. mise en évidence la variation de l'intensité lumineuse de la tache centrale.

Une fois l'intensité lumineuse des différentes taches centrales acquise on en déduit le signal utile, dans cette phase on réalise en principe une démodulation pour obtenir le signal de réflectance, il est à noter que cette partie ne figure pas dans notre cahier des charges car elle a déjà été réalisée ultérieurement [14].

3.5 Système d'acquisition pour la TD-OCT

On a choisi par manque de temps de travailler avec une carte ARDUINO pour faire l'acquisition de l'intensité lumineuse de la tache centrale.

Le système d'acquisition est composé d'une photorésistance commandée par une carte ARDUINO **Figure 3.9**

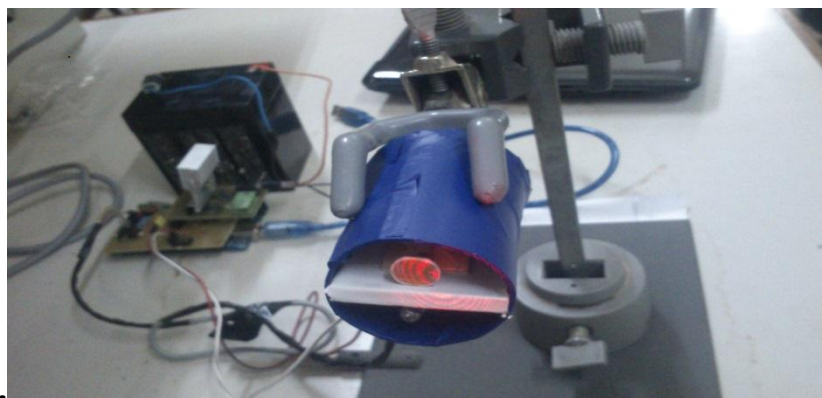


Figure 3.9. Montage du système d'acquisition utilisé dans la TD-OCT.

Chapitre 3 réalisations et interprétations

Notre système d'acquisition est placé de telle façon à capter seulement la tache centrale des anneaux qu'elles soient sombres ou brillantes.

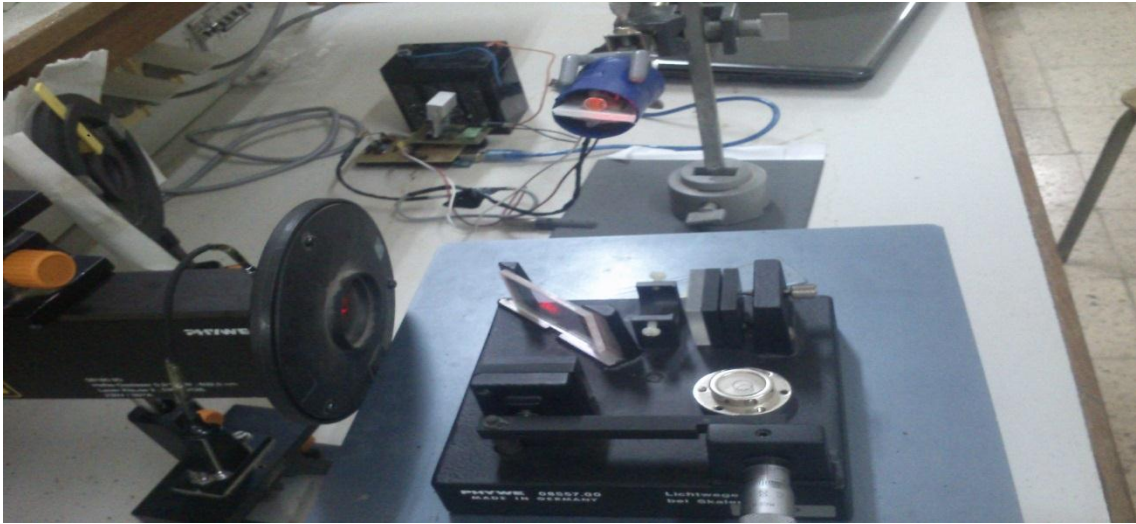


Figure 3.10. montage d'un OCT dans le domaine temporel (TD-OCT).

a- Photo résistance

On utilise la photo résistance C-2795, il se caractérise comme suit :

- Tension à 25 °C : 150 (VDC)
- puissance dissipée 90 (mW)
- Température ambiante -25 à 75 (°C) **Figure 3.11**

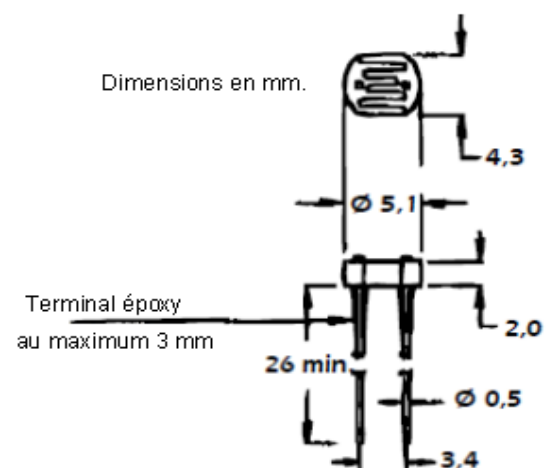


Figure 3.11.a. photo résistance C-2795.

Figure 3.11.b. dimension de colis d'un C-2795

b- La Carte ARDUINO

La carte ARDUINO est utilisée pour commander l'acquisition des données émises par le système optique

Donc on connecte Le photo résistance avec la carte ARDUINO d'une façon que:

- Une pine connectée à la pine N°A0
- L'autre pine connectée à la masse(GND).

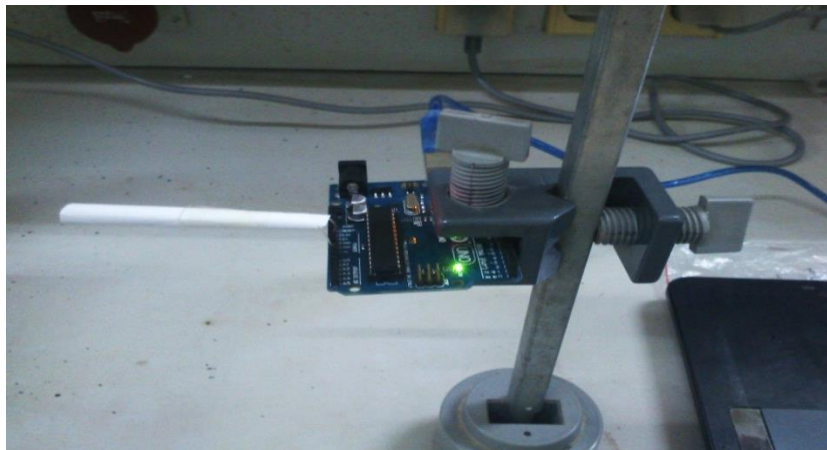


Figure.3.12. disposition du système d'acquisition .

On isolera la photorésistance dans un tube cylindrique (par conséquent les autres anneaux ne seront pas captés).

3.6 Etapes de réalisation d'un OCT dans le domaine fréquentiel (FD-OCT)

L'OCT dans le domaine fréquentiel est une technique plus récente (2002) que l'OCT classique (TD-OCT), elle est basée sur l'information en profondeur. En effet l'amplitude spectrale de la lumière retro réfléchiée est en relation avec la transformée de Fourier de la structure longitudinale de l'échantillon: chaque interface (de l'échantillon) module le spectre a une fréquence qui dépendant de sa distance (en profondeur). La transformé de Fourier permet une décomposition spectrale de toutes les composantes fréquentielles et génère des pics dont la position est justement la profondeur de l'interface.

Chapitre 3 réalisations et interprétations

Cette méthode de détection consiste à déterminer le profil de réflectance en profondeur (i.e. résolution axiale) en une seule acquisition sans translation du miroir de référence (donc plus rapide et plus précise).

Il existe deux méthodes pour mesurer le spectre en OCT fréquentielle :

- Un spectromètre à réseau associé à une barrette CCD ou caméra, il permet de mesurer le spectre en parallèle

- L'autre technique consiste à faire un balayage de la longueur d'onde de la source lumineuse et à enregistrer l'intensité du signal d'interférence en fonction de la longueur d'onde.

Dans notre montage on utilisera la 1^{ère} technique par défaut du matériel qui favorise la seconde.

3.7 Schéma de principe d'un FD-OCT

Dans la **Figure 3.13** on voit que le FD-OCT repose sur un spectromètre. Ce dernier crée une décomposition spectrale de l'intensité et enregistre une ligne de pixel par une caméra.

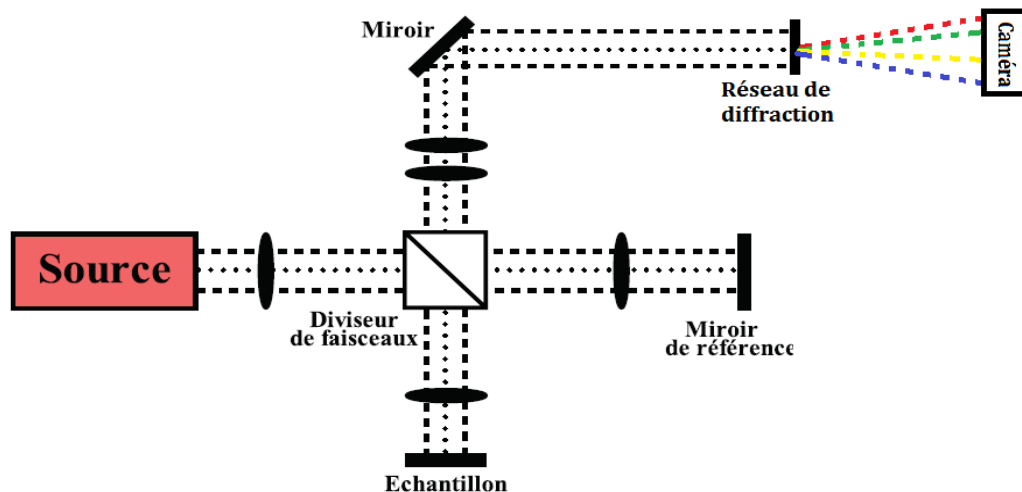


Figure 3.13. Schéma de principe d'un OCT dans domaine fréquentiel (FD-OCT).

Chapitre 3 réalisations et interprétations

Le montage FD-OCT est donnée dans la **Figure 3.14**, on peut distinguer un interféromètre de type Michelson, le bras de référence qui contient un miroir de référence qui reste fixe. Le bras de l'échantillon contient l'objet à examiner.



Figure 3.14. Le montage d'un OCT dans domaine fréquentiel (FD-OCT).

Les réflexions des bras de référence et de l'échantillon sont recombinaées par la lame séparatrice (diviseur de faisceaux). A la sortie de cette dernière, on place un réseau de diffraction pour une décomposition spectrale des anneaux d'interférence procurés par le dispositif de Michelson. On fait suivre ce dernier d'une caméra pour extraire la ligne de pixels qui se trouve au centre de l'image.

3.8 Système d'acquisition spectrométrique

Appareil destiné à la mesure de la répartition d'un rayonnement en fonction de la fréquence.

Les composantes de ce dernier sont :

- Un Réseau de diffraction
- le capteur (une caméra web) **Figure 3.15.**



Figure 3.15. les composantes d'un spectromètre

a. Le réseau de diffraction

Un réseau est un composant majeur d'un spectromètre optique. En effet, c'est cette pièce qui permet l'éclatement de la lumière, il est constitué par une répétition d'un motif diffractant, appelé trait. L'écart entre deux traits successifs est appelé le pas du réseau.

Notre modèle de réseau de diffraction est un réseau par transmission, il est composé d'une série de fentes parallèles (570/mm) **Figure 3.16**. Lorsqu'un faisceau lumineux frappe le réseau, la lumière est transmise au niveau des traits du réseau. Chaque trait est en fait une source secondaire qui émet la lumière dans toutes les directions selon le principe de diffraction (de Huygens Fresnel). Les ondes émergentes interfèrent entre elles, et du fait que les traits soient disposés de manière régulière, il y a une alternance entre des interférences constructives et destructives [13].



Figure 3.16. un réseau de diffraction de 570/mm.

À la sortie du réseau nous obtenons l'amplitude spectrale de la lumière rétro réfléchi (i.e. : la transformée de Fourier des anneaux d'interférence).

b. Le capteur

Le capteur est la seconde partie importante qui compose un spectromètre optique, nous avons utilisé une caméra (webcam) avec une résolution de 2.0 et une focale de 4.8 mm **Figure 3.17.a**, son rôle est de capter les franges émises par le réseau de diffraction **Figure 3.17.b**.



Figure 3.17.a. webcam de résolution 2.0 et Focale : 4.8mm.

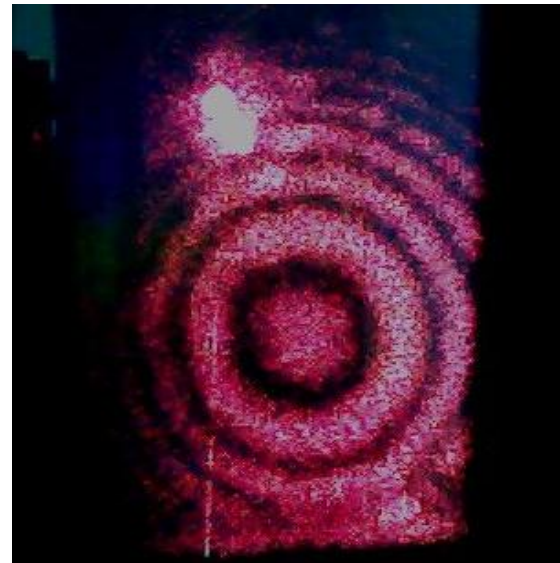


Figure 3.17.b. les franges émises par le réseau de diffraction.

En principe la sortie du réseau de diffraction est une barrette CCD mais l'absence de cette dernière nous a obligé à utiliser une webcam, la ligne de pixels est obtenue à partir des images webcam en sélection uniquement la ligne centrale.

3.9 Résultats obtenue pour la TD-OCT

Pour la réalisation de cette partie nous avons choisi deux types d'échantillons, où l'un met en évidence un milieu, il est composé d'une simple lame en verre, l'autre est combinaison de deux lames de verre placé de telle façon à créer deux milieux distincts

Figure 3.18.

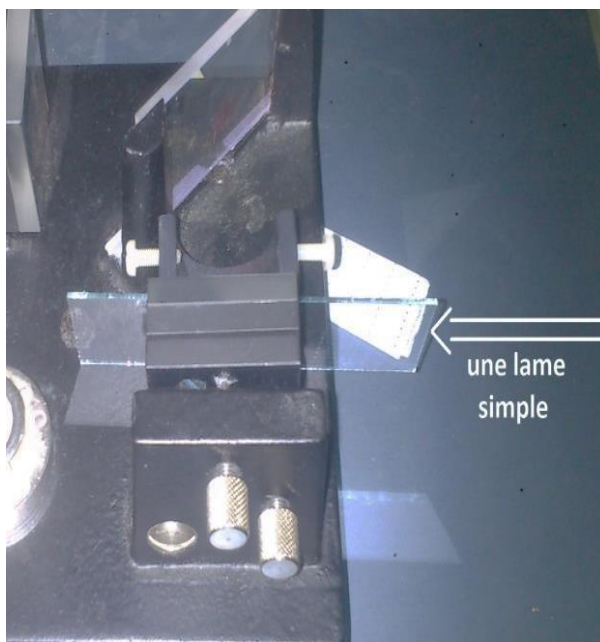


Figure 3.18.a. échantillon d'une simple lame

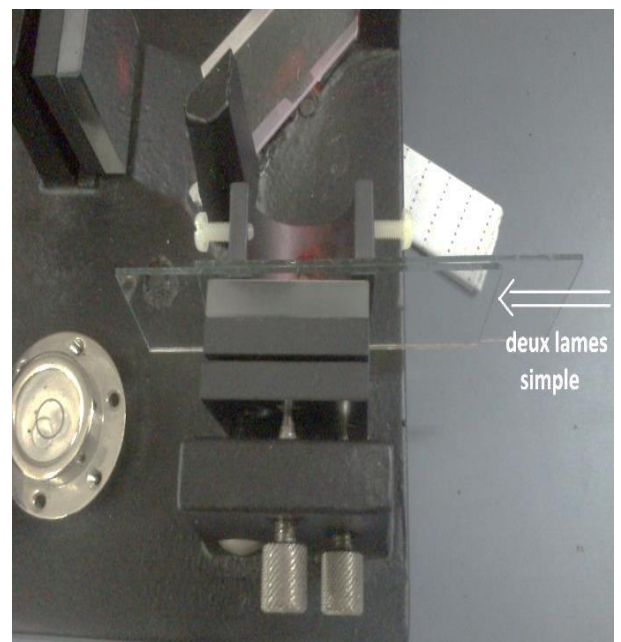


Figure3.18.b.échantillon de deux simples lames

Dans cette expérience nous avons suivi les étapes décrites dans l'organigramme de la

Figure 3.19.

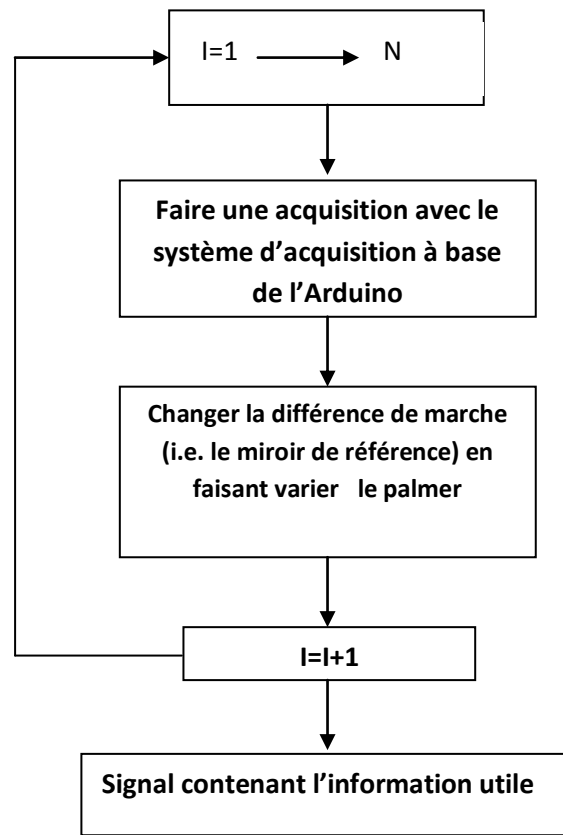


Figure 3.19. Organigramme d'acquisition du signal utile via un TD-OCT

a. Résultat obtenue avec une lame

- Les anneaux d'interférence

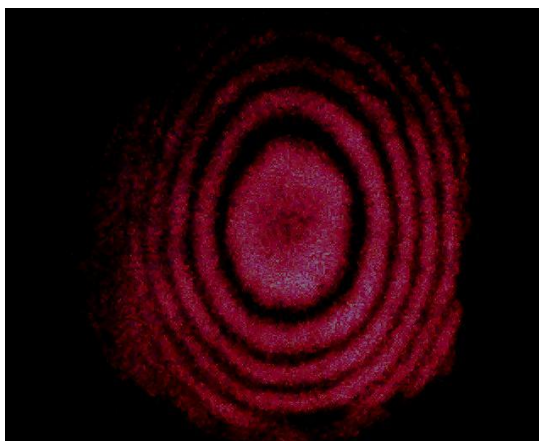


Figure 3.20. Les anneaux d'interférence avec une lame dans le bras d'échantillon.

Les données acquises au niveau de l'ARDUINO concernant la tache centrale sont présentées dans la table ci-dessous. **Tableau 3.1**

Chapitre 3 réalisations et interprétations

535	554	559	563	539	521
544	562	554	534	554	543
551	540	543	564	561	522
550	575	563	545	557	547
560	560	560	550	559	565
553	554	560	540	564	578
553	554	556	542	560	572
558	538	557	544	542	634
548	576	564	596	556	535
556	562	549	525	544	553
563	558	554	525	549	487
565	526	558	575	552	622
562	535	551	545	556	542
559	529	528	549	555	511
562	560	535	582	544	595
557	571	563	577	574	465
552	566	450	523	552	457
555	538	456	564	534	599
559	541	596	567	573	448
560	573	500	581	539	569
556	551	511	527	513	631
570	563	583	553	593	479
566	562	566	550	517	633
560	548	567	565	574	541
560	571	558	536	544	

Tableau 3.1. Les données acquises au niveau de l'ARDUINO avec une comme échantillon

Ces valeurs sont obtenues pour un certain nombre de variations du palmer Le tracer correspondant à ces valeurs est donnée dans la figure ci-dessous. **Figure 3.21.**

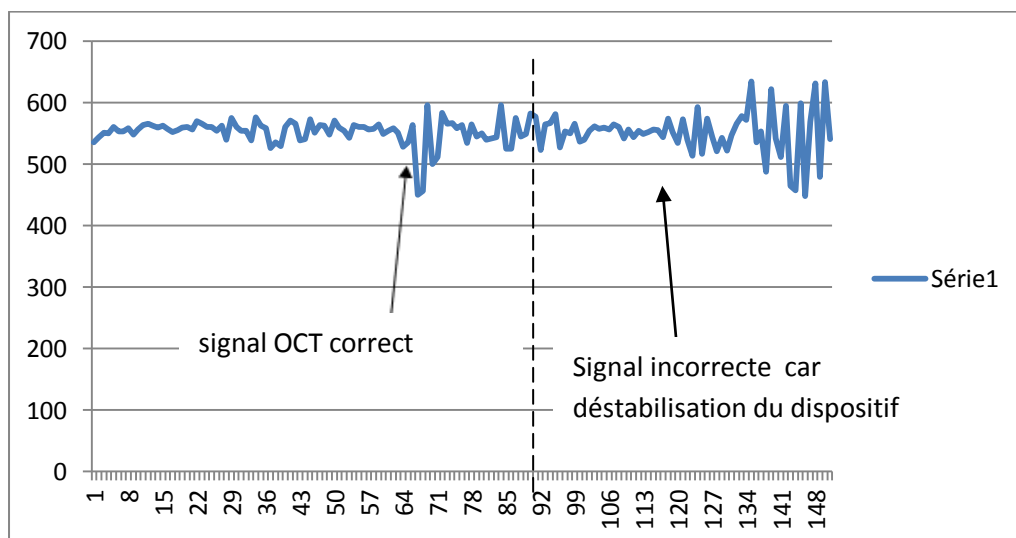


Figure 3.21. ce graphe représente les valeurs obtenues avec l'Arduino en fonction de différence de marche dans la 1^{ère} expérience

b. Résultat obtenue pour deux lames

- Les anneaux

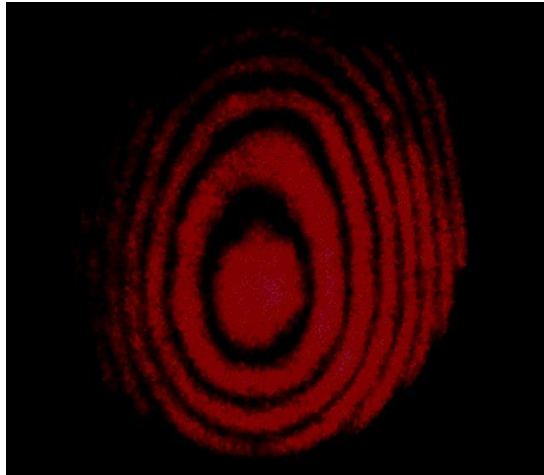


Figure 3.22. Les anneaux d'interférence avec deux lames dans le bras d'échantillon.

- La saisie au des intensités lumineuses de la tache centrale au niveau de l'ARDUINO sont donnés par la table 2

589	505	544	522	539
592	539	537	500	533
496	520	536	566	544
592	511	533	503	533
482	549	538	568	542
560	516	535	557	537
467	574	532	552	540
580	526	566	546	536
488	531	594	531	535
529	531	511	533	533
584	565	491	539	542
535	568	469	538	544
488	555	575	537	539
497	526	535	537	542
493	526	583	537	
589	557	590	534	
576	532	586	536	
546	539	558	539	
Tableau 3.2. Les données acquises au niveau de l'ARDUINO avec deux lames dans le bras d'échantillon				

- Le tracer obtenue par le système d'acquisition

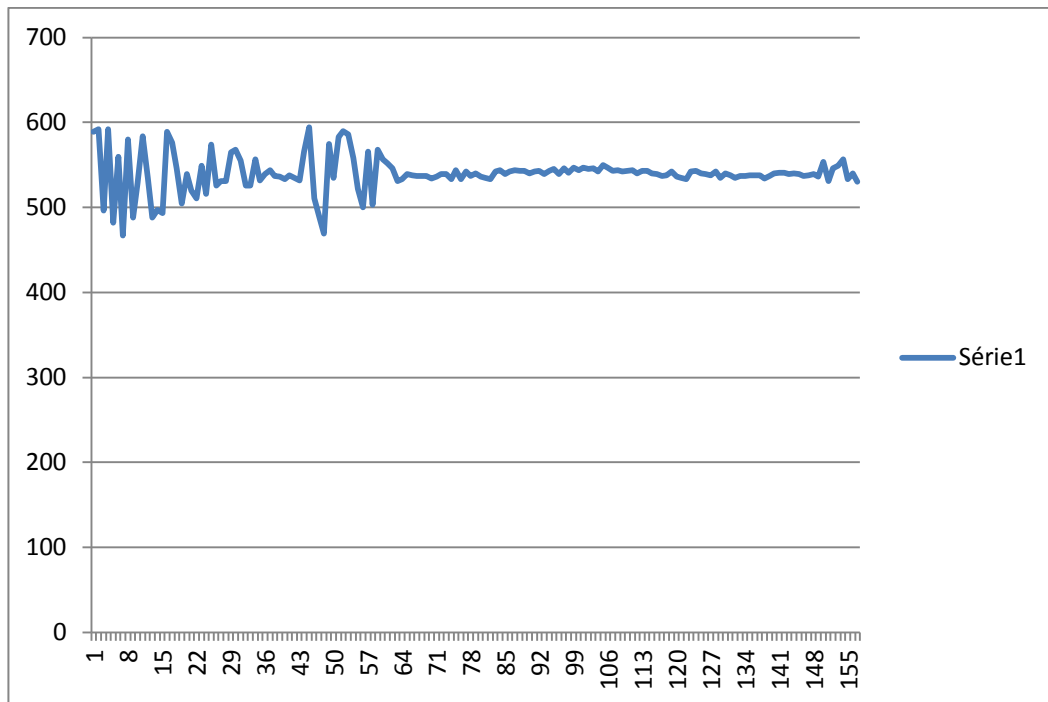


Figure 3.23. ce graphe représente les valeurs obtenues avec l'Arduino en fonction de la différence de marche dans la 2^{ème} expérience

3.10 Résultats obtenue pour la FD-OCT

Dans cette partie les échantillons choisis sont une lame simple **Figure 3.24.a** et un échantillon qui est composé de deux milieux **Figure 3.24.b**.

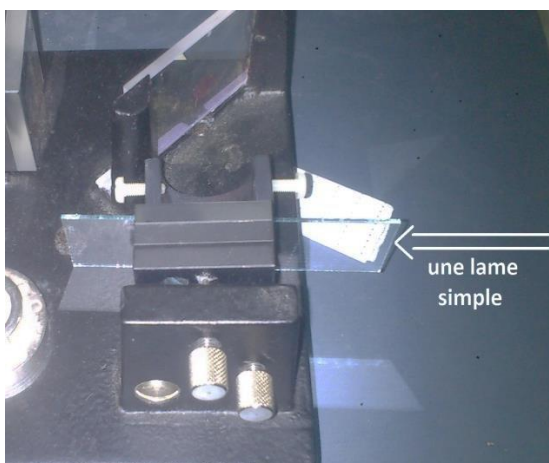


Figure 3.24.a. 1^{er} échantillon utilisés (une lame)

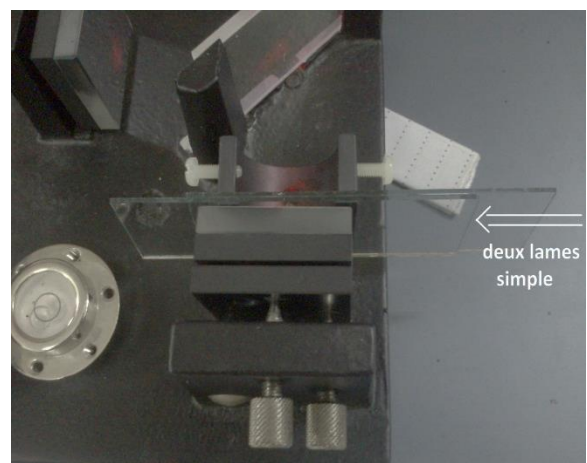


Figure 3.24.b. 2^{ème} échantillon utilisés (deux milieux)

L'organigramme de la **figure 3.25**. Nous décrit les différentes étapes de réalisation du FD-OCT.

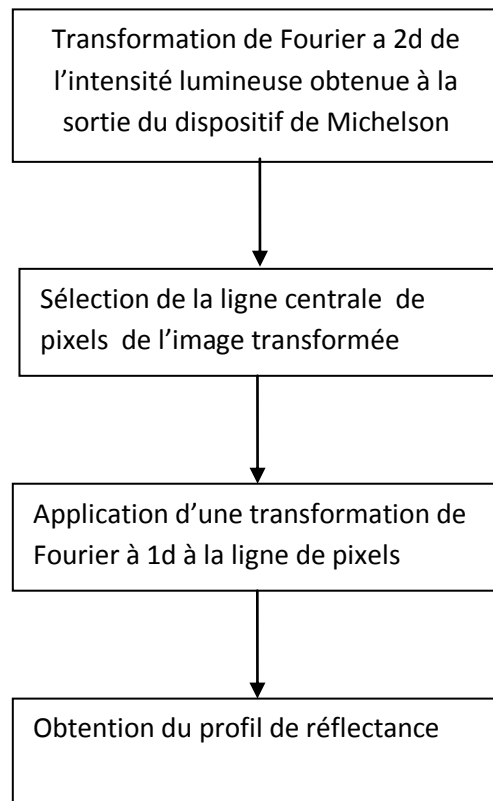


Figure3.25. Organigramme d'acquisition du signal utile via un FD-OCT.

a. Résultat obtenue pour le premier échantillon

- Les apparitions des anneaux d'interférence avant le réseau de diffraction (une lame comme échantillon).

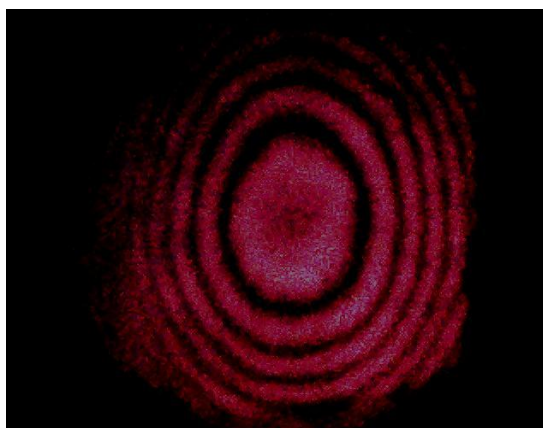


Figure 3. 26. les anneaux d'interférence avant le réseau de diffraction.

- La sortie de réseau de diffraction

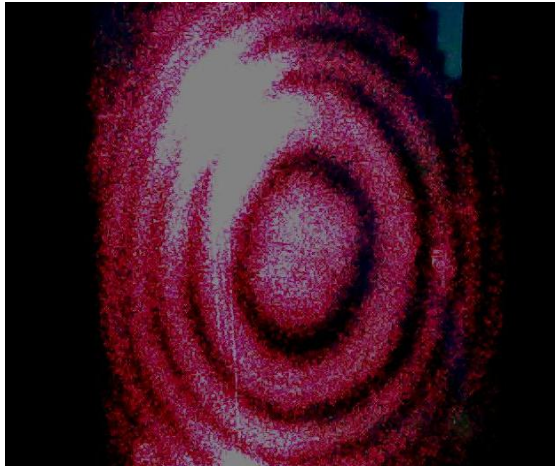


Figure 3.27. les anneaux d'interférence à la sortie de réseau de diffraction.

- La ligne de pixels au niveau de la caméra



Figure 3.28. la ligne centrale des franges.

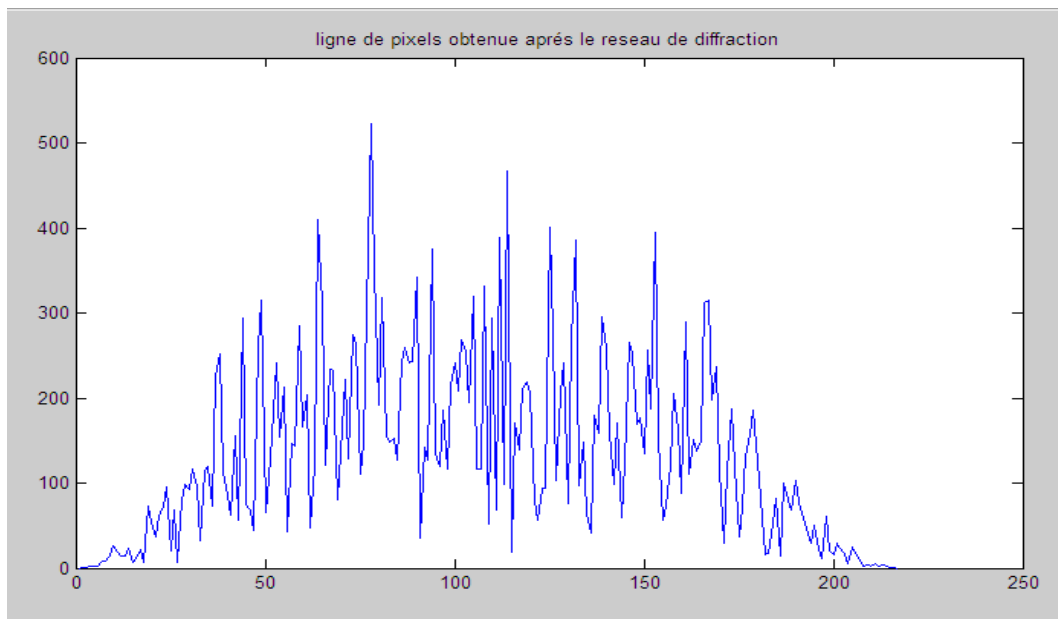


Figure 3.29. ligne de pixel obtenue après le réseau de diffraction

Chapitre 3 réalisations et interprétations

Nous avons obtenu la ligne de pixels à la sortie du réseau de diffraction, qui par la suite a été transformée par Fourier pour donner le profil de la **figure3.30**.

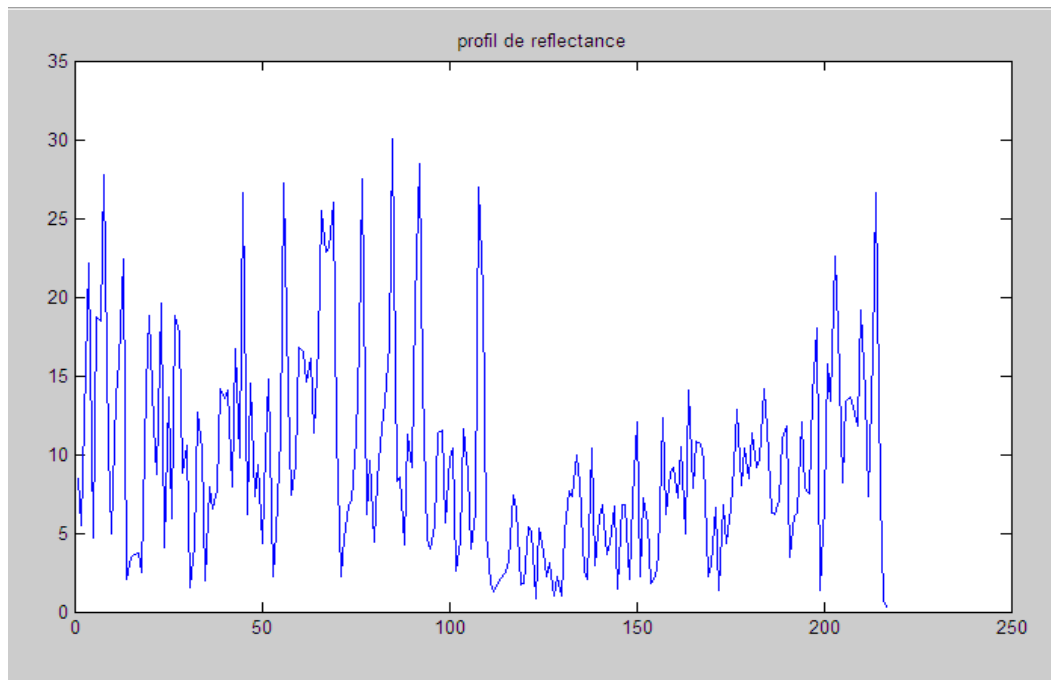


Figure3.30. profil de réflectance

Nous avons procédé à un filtrage passe bas pour éliminer les haute fréquences des différents bruits du a tout l'équipement utilisé, il en résulte la **Figure3.31**.

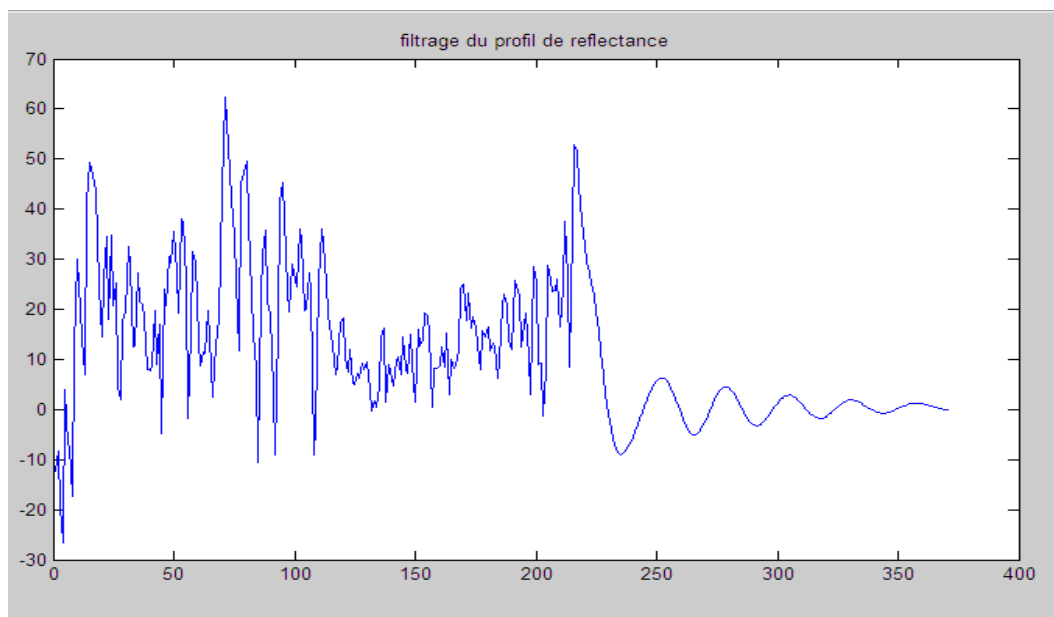


Figure3.31.profil de réflectance lissé

Chapitre 3 réalisations et interprétations

Dans nos expériences, nous avons considéré que milieu choisi est constituer transversalement du même profil, donc pour déterminer la structure entière de l'échantillon nous avons dupliquer transversalement le profil obtenu dans les étapes précédentes, la figure 32 illustre la mise en évidence des milieux.

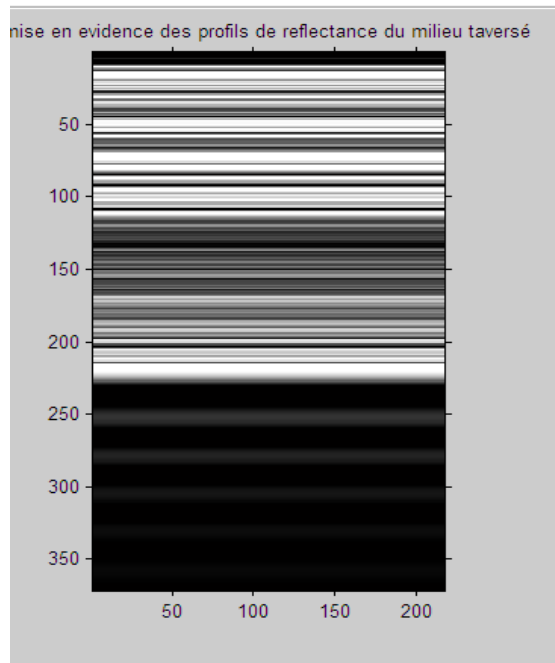


Figure 3.32. caractérisation des milieux

b. Résultat obtenue pour le deuxième échantillon

Les phases d'expériences menées pour le deuxième échantillon sont exactement les mêmes que celles menées pour le premier. Nous allons présenter dans les figures ci-dessous toutes les étapes de réalisation de cette expérience.

- apparitions des anneaux d'interférence avant le réseau de diffraction (deux lames comme échantillon).

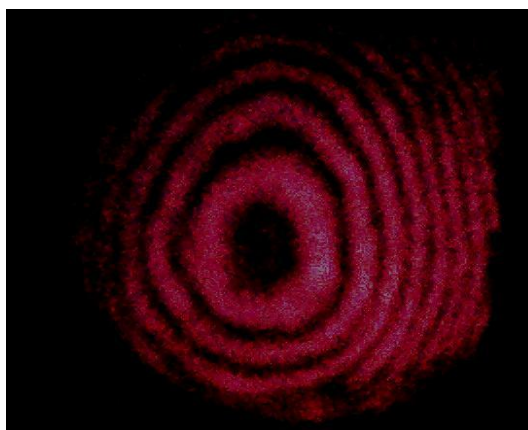


Figure 3.33. les anneaux d'interférence avant le réseau de diffraction.

- La sortie Du réseau de diffraction

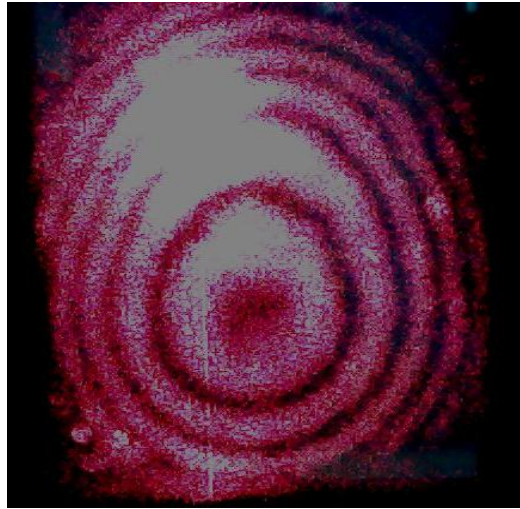


Figure 3.34. les anneaux d'interférence à la sortie de réseau de diffraction

- La ligne de pixels au niveau de la caméra



Figure 3.35. la ligne centrale des franges

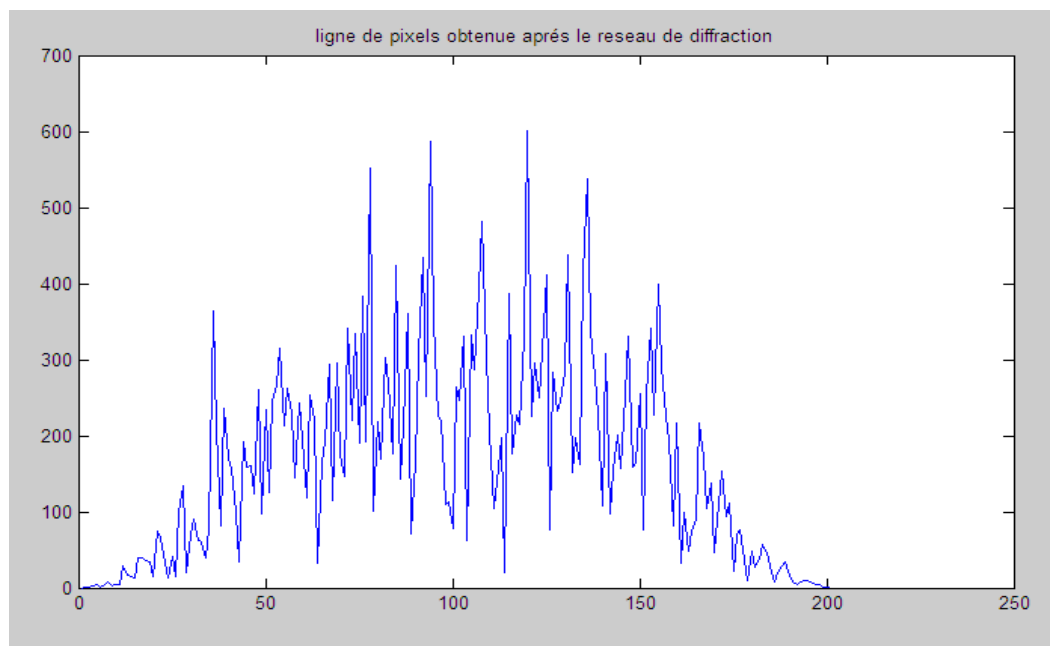


Figure 3.36. la ligne de pixels obtenue après le réseau de diffraction

Après la transformation la transformation nous avons obtenu **Figure 3.36** Ci-dessous.

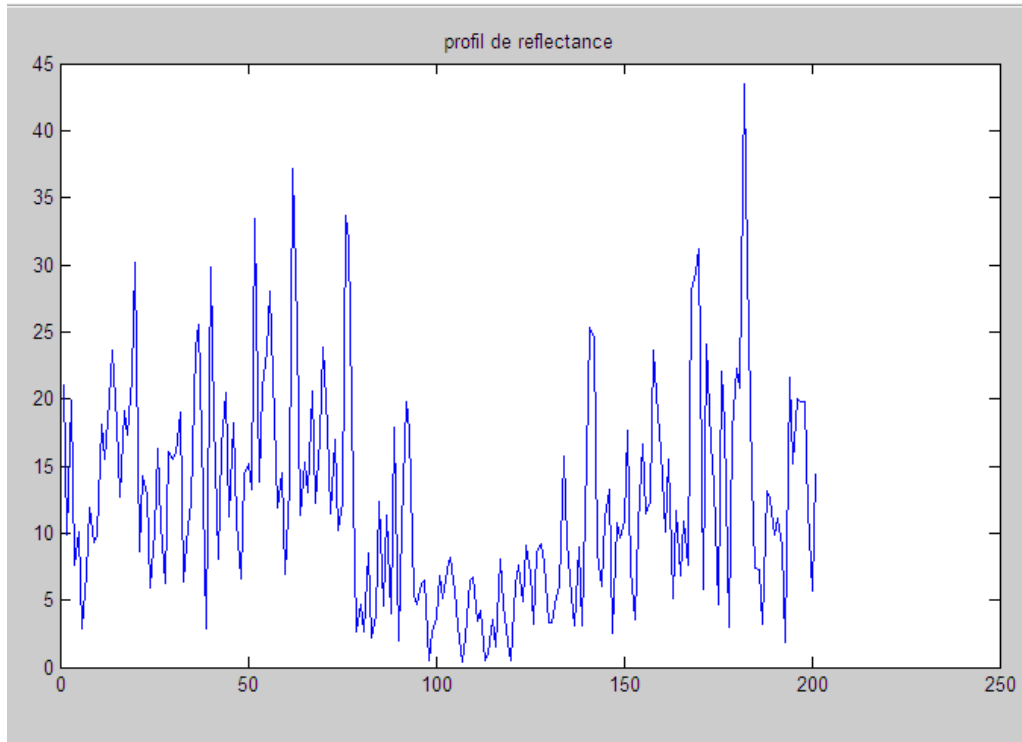


Figure 3.37. profil de réflectance

Nous avons procédé à un filtrage passe bas comme l'expérience précédente on obtient la **Figure3.38**.

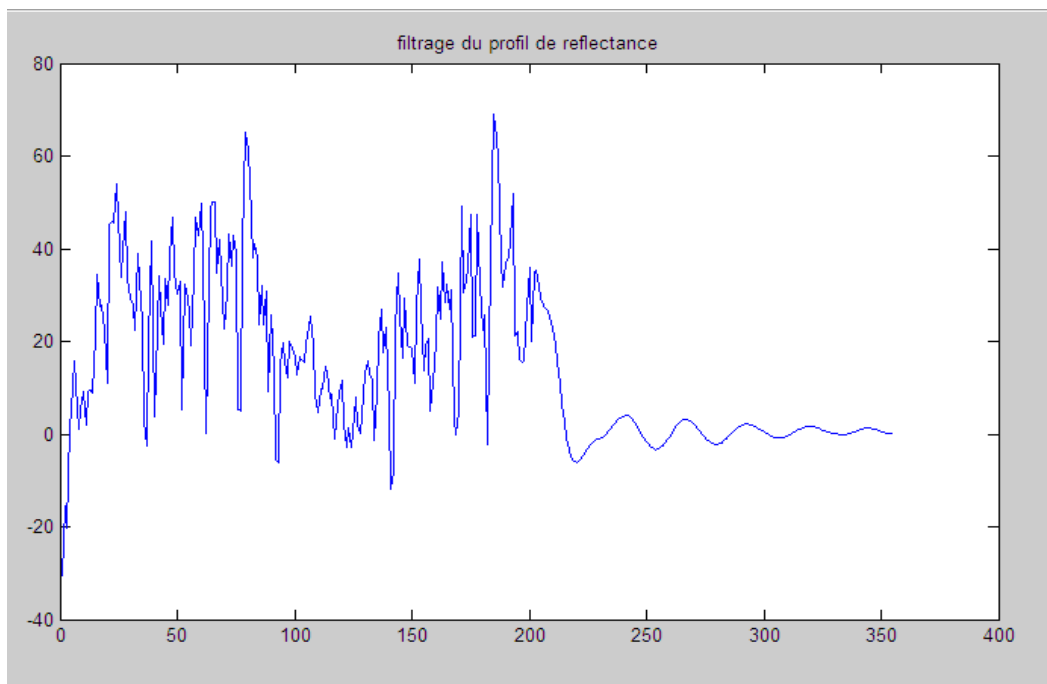


Figure 3.38. filtrage de profile de réflectance.

Les profile de réflectance du milieu traversé

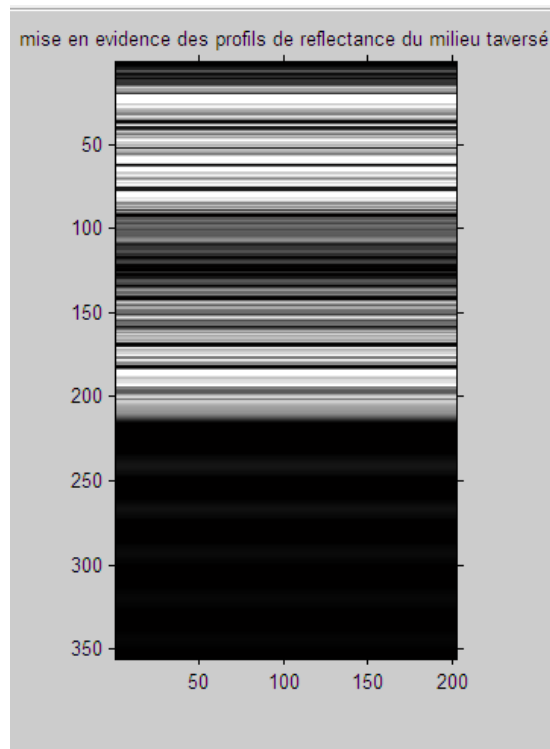


Figure 3.39. mise en évidence des profile de réflectance du milieu traversé.

3.11 Interprétations

La réalisation du **TD-OCT** revient à placer un photorésistance au point de détection commandé par un Arduino, les résultats obtenus sont plutôt satisfaisants vue la difficulté de la manipulation du matériel, en effet la capture de la tache centrale est une opération très fastidieuse car le système demande une grande stabilité.

Nous avons pu détecter un signal OCT via le système d'acquisition à base de l'Arduino :

- La première expérience comportant un milieu, le signal OCT présente une modulation a un certain niveau. donc on peut dire que il une caractérisation d'un milieu.
- la seconde celle comportant deux milieux, a également montré deux modulations en dépit du fort bruit qui apparait dans le signal.

Pour la FD OCT Nous avons remarqué que le réseau de diffraction laisse passer tous les anneaux sans nous donner une décomposition de la lumière, ce résultat n'était pas une surprise, car comme on peut le constater dans l'image du réseau de diffraction **Figure 3.16**, ce dernier présente deux fissures très importantes, par conséquent il va tout laisser passer. Pour pallier à ce problème qui est fondamental pour la reconstruction des profils de réflectance, nous avons fait la transformée de Fourier des images des anneaux sortants du dispositif de Michelson, en d'autres termes, nous avons en quelque sorte simulé le réseau de diffraction défectueux.

Nous avons fait plusieurs expériences, dont la plus part se sont avérées sans succès, mais nous avons pu mettre en évidence des profils de réflectance des échantillons à un et à deux milieux. Il est à noter que nous n'avons pas pu observer les pics correspondants aux interfaces réfléchissantes. Ceci est dû à la qualité du matériel utilisé.

3.12 conclusion

Les montages réalisés dans ce projet à savoir le TD-OCT et le FD-OCT ont donné des résultats qui malgré les imprécisions, restent valables pour certaines expériences.

Enfin, on conclut que nous avons pu obtenir des petits résultats, ces derniers pourront être améliorés en utilisant un meilleur matériel en terme de précision.

Le projet de fin d'étude proposé s'inscrit dans le cadre d'un projet Cnepru au sein de l'équipe bio-rétine intitulé **«Conception, simulation, et réalisation d'un dispositif électronique embarqué pour le positionnement X, Y, avec réglage MEMS submicronique, d'un rayon laser pour la photo-coagulation rétinienne »**.

Le cahier des charge qui nous a été donné, était de faire une étude de l'élément de base d'un OCT qui est un interféromètre de Michelson et à partir de là, tenter de réaliser un OCT dans le domaine temporel et/ou fréquentiel.

Nous avons travaillé dans le laboratoire d'optique dans le département de physique où nous avons reçu un accueil chaleureux et nous avons eu beaucoup d'assistance technique. Malheureusement les choses ne se sont pas déroulées comme nous l'aurions souhaité, car l'état du matériel ne nous a pas permis d'arriver à notre but à 100%. Mais on peut dire que cela représente un très bon début, car en faisant toutes ces expériences nous avons pu comprendre plusieurs phénomènes.

Nous avons donc réaliser deux montages d'OCT, un TD-OCT et un FD-OCT, le deuxième montage nous a donné des résultats mais qui restent à valider (la validation n'a pas pu être faite par manque de temps).

La première était plus difficile car nous avons rencontré un problème, il concerne la variation du miroir de référence via le palmer, en effet pour chaque variation de ce dernier ne nous a pas permis d'obtenir des anneaux d'interférence stables (la position de la tache centrale changeait à chaque fois).

Nous pouvons conclure que nous avons réussit à réaliser un OCT dans le domaine fréquentiel et temporel, mais il nous reste à valider nos résultats avec plus d'expériences et de mises aux points.

Il est certain que Les résultats obtenus manquent d'exactitudes, mais ils sont très prometteurs surtout si on se donne plus de moyens technologiques moderne.

Enfin, ce travail nous a permis de toucher au domaine passionnant des techniques de reconstructions d'images, et nous espérons que ce travail ne va pas s'arrêter là, mais il y aura plus de développements pour atteindre avec satisfaction l'objectif ultime, à savoir la réalisation d'un OCT miniaturisé.

[1]http://www.lerepairedessciences.fr/terminale_S/Comprendre/chap10/TS_chap10_expMichelson.pdf

[2] http://uel.unisciel.fr/physique/interf/interf_ch06/co/apprendre_ch6_01.html

[3] <https://www.edumedia-sciences.com/fr/media/597-franges-dinterferences>

[4] http://www.superprof.fr/ressources/physique-chimie/terminale_s/optique/interference.html

[5] marie.lebrun30.free.fr/.../cours/Optique/3.4.interferometre%20de%20Michelson.pdf

[6] Vidéo d'interféromètre de Michelson cour complet disponible sur :
<https://www.youtube.com/watch?v=963MXYp0Z6M>

[7] <https://phitem.univ-grenoble-alpes.fr/system/files/PhITEM/1-michelson.pdf>

[11] http://physique.chimie.pagespersoorange.fr/Cours_de_physique/Physique_21_LE_LASER.htm

[12] <http://www.sens-neuchatel.ch/bulletin/no29/art1.pdf>

[13] https://moodle.insarouen.fr/pluginfile.php/29733/mod_folder/content/0/Rapport_P63_2012_25.pdf?forcedownload=1

[8] Delphine Sacchet. Tomographie par cohérence optique plein champ linéaire et non linéaire, 12 Oct 2010, disponible sur : <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00519355/document>

[9]Itebeddine Ghorbel, Segmentation et quantification des couches rétinienne dans des images de tomographie de cohérence optique, dans le cas de sujets sains et pathologiques, 3Jul 2012 disponible sur: <https://tel.archivesouvertes.fr/file/index/docid/713918/filename/ManuscritTheseltebeddineGHORBEL.pdf>

[10]Malha ouadour, Principe de tomographie et spectro-tomographie optique de cohérence par inter-corrélation sans balayage basée sur un réseau de diffraction, 9 Dec 2010, disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00544927/document>

[14] djafour zakaria, Rahmoun Wissam Nawel, reconstruction d'image interne issue d'un OCT et simulation sous Comsol, 2015-2016.