



جامعة كربلاء

كلية العلوم

قسم الفيزياء

تصنيع مستشعر حيوي باستخدام الألياف البصرية

رسالة مقدمة إلى

مجلس كلية العلوم / جامعة كربلاء وهي جزء من متطلبات نيل درجة الماجستير في علوم
الفيزياء

من قبل

مقداد سالم عبدالله كاظم

بإشراف

أ.م. د. زمان حميد كريم

أ.م. د. علي كامل محسن

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

﴿ أَلَمْ نَشْرَحْ لَكَ صَدْرَكَ ﴿١﴾ وَوَضَعْنَا عَنكَ

وِزْرَكَ ﴿٢﴾ الَّذِي أَنْقَضَ ظَهْرَكَ ﴿٣﴾ وَرَفَعْنَا لَكَ ذِكْرَكَ

﴿٤﴾ فَإِنَّ مَعَ الْعُسْرِ يُسْرًا ﴿٥﴾ إِنَّ مَعَ الْعُسْرِ يُسْرًا ﴿٦﴾ فَإِذَا

فَرَغْتَ فَأَنْصَبْ ﴿٧﴾ وَإِلَىٰ رَبِّكَ فَارْغَب ﴿٨﴾

إقرار

نشهد ان اعداد الرسالة الموسومة " تصنيع مستشعر حيوي باستخدام الالياف البصرية " قد جرى تحت اشرافنا في قسم الفيزياء/ كلية العلوم/جامعة كربلاء هي جزء من متطلبات نيل درجة الماجستير في (علوم الفيزياء) للطالب (مقداد سالم عبدالله).

توقيع: 

الاسم: د. زمان حميد كريم

المرتبة العلمية: أستاذ مساعد

العنوان: كلية العلوم - جامعة كربلاء

التاريخ: 2022/ 8 / 7

توقيع: 

الاسم: د. علي كامل محسن

المرتبة العلمية: استاذ مساعد

العنوان : كلية العلوم – جامعة واسط

التاريخ: 2022/ 8 / 7

توصية رئيس القسم

بناءً على التوصية المقدمة من الأستاذ المشرف على الطالب أحيل هذه الرسالة الى لجنة المناقشة لدراستها وبيان الرأي فيه

توقيع رئيس القسم 

الاسم : د. رجاء عبد الامير مدلول

المرتبة العلمية : أستاذ

العنوان : كلية العلوم - جامعة كربلاء


التاريخ : 2022 - 8 - 7


اقرار لجنة المناقشة

نحن اعضاء لجنة المناقشة، نشهد قد اطلعنا على هذه الرسالة الموسومة " تصنيع مستشعر حيوي باستخدام الألياف البصرية" وقد ناقشنا الطالب " مقداد سالم عبدالله " في محتوياتها وفيما له علاقة بها بتاريخ 2022/5/19 ونرى انه جدير لنيل درجة الماجستير في علوم الفيزياء .

عضو اللجنة

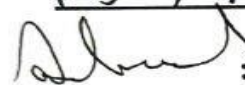
عضو اللجنة

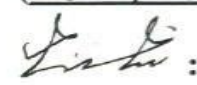
التوقيع: 
الاسم : د . أزهر عبد الزهرة رحيم
المرتبة العلمية : استاذ مساعد
مكان العمل: كلية العلوم / جامعة كربلاء
التاريخ/ / 2022/

التوقيع: 
الاسم : د. قاسم حسن عبيد
المرتبة العلمية : مدرس
مكان العمل: كلية العلوم / جامعة كربلاء
التاريخ/ / 2022/

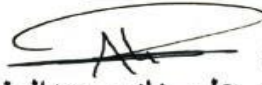
عضو اللجنة (مشرف)

عضو اللجنة (مشرف)

التوقيع: 
الاسم : د. علي كامل محسن
العنوان الوظيفي: استاذ مساعد
مكان العمل : كلية العلوم/ جامعة واسط
التاريخ/ 6 / 2022/ 15

التوقيع: 
الاسم: د. زمان حميد كريم
المرتبة العلمية : استاذ مساعد
مكان العمل: كلية العلوم / جامعة كربلاء
التاريخ/ 6 / 2022/ 15

رئيس لجنة المناقشة

التوقيع: 
الاسم: د. علي هادي عبدالمنعم
المرتبة العلمية: استاذ
مكان العمل: الجامعة التكنولوجية
التاريخ/ 6 / 2022/ 15

مصادقة عميد كلية العلوم / جامعة كربلاء

التوقيع: 
الاسم: د. جاسم حنون هاشم العوادي
العنوان: استاذ مساعد
التاريخ/ 8 / 2022/ 7

الاهداء

إلى خير خلق الله النبي الاكرم..... (محمد صلى الله عليه واله وسلم)

إلى من كلله الله بالهبة والوقار

إلى جبل الشموخ والطيبة....

إلى من احمل اسمه بكل افتخار(ابي العزيز حفظه الله)

إلى معنى الحنان والتفاني

إلى الحياة وسر نجاحي (أمي)

إلى سندي بعد الله بالحياة....

إلى من أرى الأمان في وجودهم

والسعادة في ضحكاتهم (أخواني وأخواتي)

إلى من كانت رفيقة دربي في الشدة والرخاء إلى (زوجتي الغالية)

إلى من يسر القلب برويته ويطرب الفؤاد بلقائه

نعمة الباري..... إلى (ابني علي)

وإلى الذين رفعوا رايات العلموأخدموا رايات

الجهل (أساتذتي)

أهدي جهدي هذا

مقداد

شكر و عرفان

وبالشكر تدوم النعم.

الحمد لله والحمد حقه في الشدة والرخاء، واشكره حتى يبلغ الشكر منتهاه .

أما بعد:

أقدم شكري و عرفاني الى المشرفة على رسالتي الأستاذ المساعد الدكتور (زمان حميد كريم) والأستاذ المساعد الدكتور (علي كامل محسن) لمساعدتهم الفعالة والكبيرة في إنجاح هذا العمل و اخلاصهم في تقديم كل ما احتاجه من المساعدة والمشورة الدائمة.

اشكر عمادة كلية العلوم ورئاسة قسم الفيزياء جامعة كربلاء ، والى رئاسة قسم علوم الفيزياء في جامعة واسط ، والى وزارة العلوم والتكنولوجيا .

كذلك اشكر كل من ساعدني من الاهل والاصدقاء فجزاهم الله خير جزاء المحسنين.

مقداد

قائمة المحتويات

| الفصل الأول | | |
|--------------|---|-----------|
| المقدمة | | |
| الصفحة | الموضوع | ت |
| 1 | المقدمة | 1-1 |
| 2 | الالياف البصرية | 1-2 |
| 4 | انواع الالياف البصرية | 1-3 |
| 5 | ميزات الالياف البصرية | 1-4 |
| 6 | الدراسات السابقة | 1-5 |
| 12 | الهدف من البحث | 1-6 |
| الفصل الثاني | | |
| الجزء النظري | | |
| 14 | مستشعر الالياف البصرية | 2-1 |
| 15 | أنواع مستشعرات الالياف البصرية | 2-2 |
| 15 | المستشعرات بناء على موقع التحسس | 2-2-1 |
| 15 | المستشعر الذاتي | 2-2-1-1 |
| 15 | المستشعر غير الذاتي | 2-2-1-2 |
| 16 | المستشعرات المبنية على مبدأ التضمين وفك التضمين | 2-2-2 |
| 16 | مستشعر الألياف البصرية القائم على الشدة | 2-2-2-1 |
| 17 | مستشعرات الألياف البصرية المعتمدة على الطور | 2-2-2-2 |
| 17 | مستشعرات الألياف البصرية لتضمين الاستقطاب | 2-2-2-3 |
| 17 | مستشعرات الألياف البصرية المعدل للطول الموجي | 2-2-2-4 |
| 18 | مستشعرات الألياف البصرية بناء على التطبيقات | 2-2-2-5 |
| 18 | المستشعرات الفيزيائية | 2-2-2-5-1 |
| 18 | المستشعرات الكيميائية | 2-2-2-5-2 |
| 19 | المستشعرات الطبية الحيوية | 2-2-2-5-3 |
| 19 | أجهزة الاستشعار الحيوية للألياف البصرية | 2-3 |
| 20 | قشط الألياف البصرية | 2-4 |
| 21 | تأثير رنين البلازمون السطحي | 2-5 |
| 25 | مبدأ استشعار SPR | 2.6 |
| 26 | معلومات الاداء لمستشعر SPR | 2.7 |

| | | |
|---|---|-------|
| 26 | الحساسية | 2.7.1 |
| 26 | الدقة التحليلية | 2.7.2 |
| 27 | نسبة الإشارة إلى الضوضاء | 2.7.3 |
| 27 | قيمة الكفاءة | 2.7.4 |
| 28 | الكلى | 2.8 |
| الفصل الثالث الجزء العملي | | |
| 31 | المقدمة | 3.1 |
| 31 | المواد الكيميائية | 3.2 |
| 31 | خطوات تصميم المستشعر الحيوي | 3.3 |
| 35 | قياس قطر الألياف البصرية بعد عملية القشط الكيميائي | 3.4 |
| 35 | الادوات والاجهزة | 3.5 |
| 35 | منظومة الطلاء الايوني | 3.5.1 |
| 36 | تحضير الألياف البصرية لمنطقة الاستشعار | 3.5.2 |
| 37 | مصدر الضوء | 3.5.3 |
| 37 | محلل الطيف | 3.5.4 |
| 38 | عملية التوصيل بين الالياف البصرية وبقية أجزاء المستشعر | 3.5.5 |
| 38 | عملية ايجاد معامل الانكسار باستخدام المجهر | 3.5.6 |
| 39 | طريقة تحضير العينات | 3.6 |
| 39 | طريقة العمل | 3.7 |
| الفصل الرابع النتائج والمناقشة | | |
| 42 | المقدمة | 4-1 |
| 42 | المقارنة بين الشدة قبل وجود العينة والشدة بوجود حامض اليوريك | 4-2 |
| 43 | تحضير تحاليل معايرة معامل الانكسار | 4-3 |
| 46 | طيف رنين البلازمون السطحي للعينات التي تحتوي على حامض اليوريك | 4-4 |
| 53 | العلاقة بين تركيز العينات لحامض اليوريك و رنين البلازمون السطحي λ_{SPR} | 4-5 |
| 55 | تأثير قطر الليف البصري على SPR | 4-6 |
| 57 | معلومات الاداء العملي في مستشعر SPR | 4-7 |
| 61 | الاستنتاجات | |
| 62 | الدراسات المستقبلية | |
| 63 | المصادر | |

قائمة الجداول

| رقم الصفحة | الموضوع | ت |
|------------|--|-----|
| 31 | جدول بالمواد الكيميائية التي تم استعمالها لأعداد العينات | 3-1 |
| 33 | جدول بأقطار الألياف الزجاجية متعددة الأنماط قبل وبعد عملية الحفر | 3-2 |
| 47 | جدول يوضح ازاحة قيم رنين البلازمون السطحي مع زيادة تركيز عينات حامض اليوريك اثناء الحفر الكيميائي للفترة الزمنية (5-10)min | 4-1 |
| 49 | جدول يوضح ازاحة قيم قعر رنين البلازمون السطحي لحالة القشط الكيميائي خلال الزمن 15min | 4-2 |
| 52 | جدول يوضح ازاحة قيم قعر رنين البلازمون السطحي لحالة القشط الكيميائي خلال الزمن (20-25)min | 4-3 |
| 57 | جدول المعلومات الرئيسية لجهاز الاستشعار | 4-4 |

قائمة الاشكال

| رقم الصفحة | الموضوع | ت |
|------------|--|-------|
| 2 | المقطع العرضي والجانبى للألياف البصرية | (1-1) |
| 3 | الزاوية الحرجة والانعكاس الداخلى الكلي | (1-2) |
| 14 | المكونات الأساسية لنظام استشعار الألياف البصرية | (2-1) |
| 16 | أنواع المستشعرات الذاتية و غير الذاتية من أجهزة الاستشعار للألياف البصرية | (2-2) |
| 22 | مخطط توضيحي لتجربة Kretschmann والتي تبين حدوث عملية الانعكاس عند الحد الفاصل بين سطح الموشور (العازل) و سطح المعدن الغني بالالكترونات | (2-3) |
| 24 | الحلول الممكنة للأنواع المختلفة من الاليف لإنجاز عملية SPR وحسب نوع الليف المستخدم | (2-4) |
| 25 | الانعكاس (R) كدالة لزاوية السقوط (θ) عند المنشور واجهه المستخدم. لوحظ انخفاض حاد في الإشارة المنعكسة بزاوية θ_{res} | (2-5) |
| 28 | منحنيات SPR لمؤشرين انكسار مختلفين لطبقة الاستشعار | (2-6) |
| 29 | يوضح الاجزاء الرئيسية للجهاز البولي | (2-7) |

| | | |
|----|---|----------|
| 32 | صورة لمقص (-)8PK Pro'skit Distributor, Type (326) | (3-1) |
| 32 | صورة للقاطع الدائري | (3-2) |
| 34 | يظهر أقطار الألياف البصرية باستعمال المجهر الضوئي الماسح (SEM) ويوضح تأثير حمض HF على الألياف الزجاجية متعددة الأنماط. | (3-3) |
| 36 | رسم توضيحي لكيفية طلاء الأيون | (3-4) |
| 37 | صورة للمطياف | (3-5) |
| 83 | صورة الموصلة بين الألياف الخارجية في المستشعر الحيوي | (3-6) |
| 39 | صورة للمجهر الذي تم استخدامه لحساب معاملات الانكسار | (3-7) |
| 40 | مخطط يوضح عملية ربط المستشعر المصنع | (3-8) |
| 43 | شدة الضوء قبل وجود العينة (Io) يظهر باللون الأسود أي في الهواء ، وشدة الضوء بعد العينة (I) يظهر باللون الأحمر) . | (4-1) |
| 44 | تغير معامل الانكسار مع محلول السكر عند تراكيز مختلفة و معادلة حساب معامل الانكسار عند تراكيز مختلفة | (4-2) |
| 46 | تغير معامل الانكسار مع تركيز المحلول الحاوي على حامض اليوريك. | (4-3) |
| 48 | طيف منحنيات SPR للألياف البصرية المطلية بطبقة من الذهب سمكها (40nm) الى تراكيز اليوريا من (10-60) mM | (4-4)A,B |
| 50 | يوضح منحنيات موجة SPR لتراكيز العينات من (2-60)mM خلال زمن القشط 15min. | (4-4)C |
| 52 | طيف منحنيات SPR للألياف البصرية المطلية بطبقة من الذهب سمكها (40nm) لتراكيز حامض اليوريك من (10-60) mM | (4-4)D,E |
| 54 | يوضح تغير الأطوال الموجية للـ SPR مع تغير سمك الليف البصري بسبب عملية القشط الكيميائي. | (4-5) |
| 56 | يوضح تغير الأطوال الموجية للـ SPR مع تغير قطر الليف البصري بسبب عملية التفاعل الكيميائي | (4-6) |
| 59 | يوضح المنحنيات بين الحساسية والتراكيز لعينات حامض اليوريك بالنطاق (2-60)mM بالنسبة للحالة 15min وبالنطاق (10-60)mM لبقيّة التوقيّات لمستشعر الألياف البصرية المعتمد على SPR | (4-7) |

قائمة الرموز

| الرمز | المعنى |
|--------------|-----------------------------------|
| λ | الطول الموجي |
| ϵ_m | دالة ثابت عزل للمعدن (الذهب) |
| ϵ_d | دالة العزل للليف البصري (السليكا) |
| Re | الانعكاسية |
| K_1 | متجه الموجه للبلازمون |
| K_2 | متجه الموجه للمعدن |
| Θ | زاوية سقوط الأشعة الضوئية |
| D | السك |
| RIU | وحدة تغيير معامل الانكسار |
| I_0 | شدة الضوء المار بدون وجود العينة |
| I | شدة الضوء المار بوجود العينة |
| S | التحسسية |

قائمة المختصرات

| المعنى | دالة الاختصار | الاختصار |
|-----------------------------------|--|-----------|
| رنين البلازمون السطحي | Surface plasmon resonance | SPR |
| مجهر الكتروني نافذ | Transmission electron microscopy | TEM |
| مجهر الالكترون الماسح | Scanning transmission electron | STEM |
| نسبة الإشارة الى الضوضاء | Signal to Noise Ratio | SNR |
| ليف احادي النمط | Single Mode Fiber | SMF |
| ليف متعدد النمط | Multi Mode Fiber | MMF |
| درجة الحموضة | Measure of acidity or alkalinity | PH |
| مقدار الضوضاء | Represents the amount of noise | $B\sigma$ |
| قيمة التقارب بين الجزيئات الحيوية | The value of affinity between biomolecules | K_a |
| استقرار التفكك | Disintegration stability | K_d |
| الاشعة فوق البنفسجية | Ultraviolet rays | UV |

| | | |
|-------------------------|-----------------------|---------|
| كلوريد الصوديوم | Sodium chloride | NaCl |
| مايكرو متر | Micrometer | M μ |
| موصل من الالياف البصرية | Fiber optic connector | Fc |
| حامض الهايدروفلوريك | Hydrofluoric Acid | HF |
| معامل الانكسار | Refractive index | RI |

الخلاصة

تم في هذا العمل تصنيع مستشعر حيوي من الالياف البصرية متعددة الانمط (graded index) دمج معها ظاهرة رنين البلازمون السطحي (Surface Plasmon Resonance) عملية التصنيع مرت بعدة خطوات بدءاً من عملية القطع Cutting مروراً بالتنظيف Cleaning والقشط Aching او التخصير Shortening واخيراً الربط الميكانيكي Mechanical Binding للحصول على المستشعر البصري بالشكل المرغوب به . تم ترسيب طبقة من الذهب بسمك 40nm على الليف البصري من اجل تحضير السطح البلازموني.

تم استعمال حامض الهيدروفلوريك المخفف بنسبة 1:10 لقسط الليف البصري (قسط كيميائي) للحصول على الاقطار التالية $(125,105,97,95,92,90) \mu\text{m}$ ، سمك الاقطار تم حسابها باستخدام المجهر الالكتروني . ثم استخدم المستشعر للكشف عن وجود حامض اليوريك عند التراكيز $(4,6,8,10,20,30,40,50,60) \text{ mM}$ كدرجة تقييم لعمل هذا المستشعر. تم قياس طيف رنين البلازمون السطحي عند كل قيم التراكيز لحامض اليوريك و تسجيل طيف المنحنى لاستجابة رنين البلازمون السطحي. تم حساب معاملات المستشعر المختلفة، حيث تم حساب الحساسية، ونسبة الاشارة إلى الضوضاء، والدقة التحليلية وقيمة الكفاءة لجميع العينات ولمختلف القياسات. تم الحصول على اعلى حساسية 332.30 nm/RIU عند الطول الموجي للرنين 443.2 nm عند معامل الانكسار 1.3337 للعيونة 60 mM عندما كان زمن القسط 15 min . كما ان القدرة التحليلية التي تم حسابها 0.833 عند هذه العينة وكذلك قيمة الكفاءة التي حصلنا عليها 2.76 ، وسجلت نسبة الاشارة إلى الضوضاء التي حصلنا عليها 3.68 .

اظهرت النتائج العملية ازاحة قعر طيف الاطول الموجية للرنين البلازموني بشكل متزايد بزيادة تراكيز العينات وذلك نتيجة لتغيير معاملات الانكسار للوسط للمادة المعدنية نتيجة التفاعل بين المعدن البلازموني حامض اليوريك ، كما اظهرت النتائج نقصان قطر الليف البصري يؤدي إلى زيادة حساسية المستشعر.

الفصل الأول المقدمة

1.1 مقدمة

Introduction

تم استعمال الألياف البصرية في تطبيقات المستشعرات لما تتميز به من مرونة وخفة الوزن فضلاً عن توفر نطاق ترددي كبير وبيانات مضاعفة مع صغر حجمها إلى جانب أنها تحمل خواص عزلية لمختلف المؤثرات [1]. وقد استعملت على نطاق واسع لمختلف التطبيقات الفيزيائية والكيميائية والطبية الحيوية، لأنها منيعة ضد مختلف الترددات الراديوية ، مبدأ عمل هذه المستشعرات يعتمد على قابلية الليف البصري لتوجيه الضوء ضمن نطاق طيفي يمتد من منطقة الأشعة فوق البنفسجية القريبة من (180nm) إلى تحت الحمراء البعيدة (10µm) إذ تعمل واحدة من الخصائص المحيطة بقلب الليف البصري (Optical Fiber OF) على تغيير واحدة من خصائص المادة المار خلاله (مثل التدفق، ودرجة الحرارة ، و الضغط ، و الدوران، والرطوبة ، والاهتزاز ، ومعامل الانكسار ، والانفعال ، وقياس تراكيز الغازات ، واللزوجة ، و PH ، وما إلى ذلك) [2][3].

ففي عام 1993 تم استعمال الألياف البصرية لأول مرة لاستشعار الرنين المغناطيسي [4] ، و من الأمور المهمة التي ساهمت في تطوير أجهزة المستشعرات هو الاستعانة بظاهرة البلازمون السطحي في الألياف البصرية .

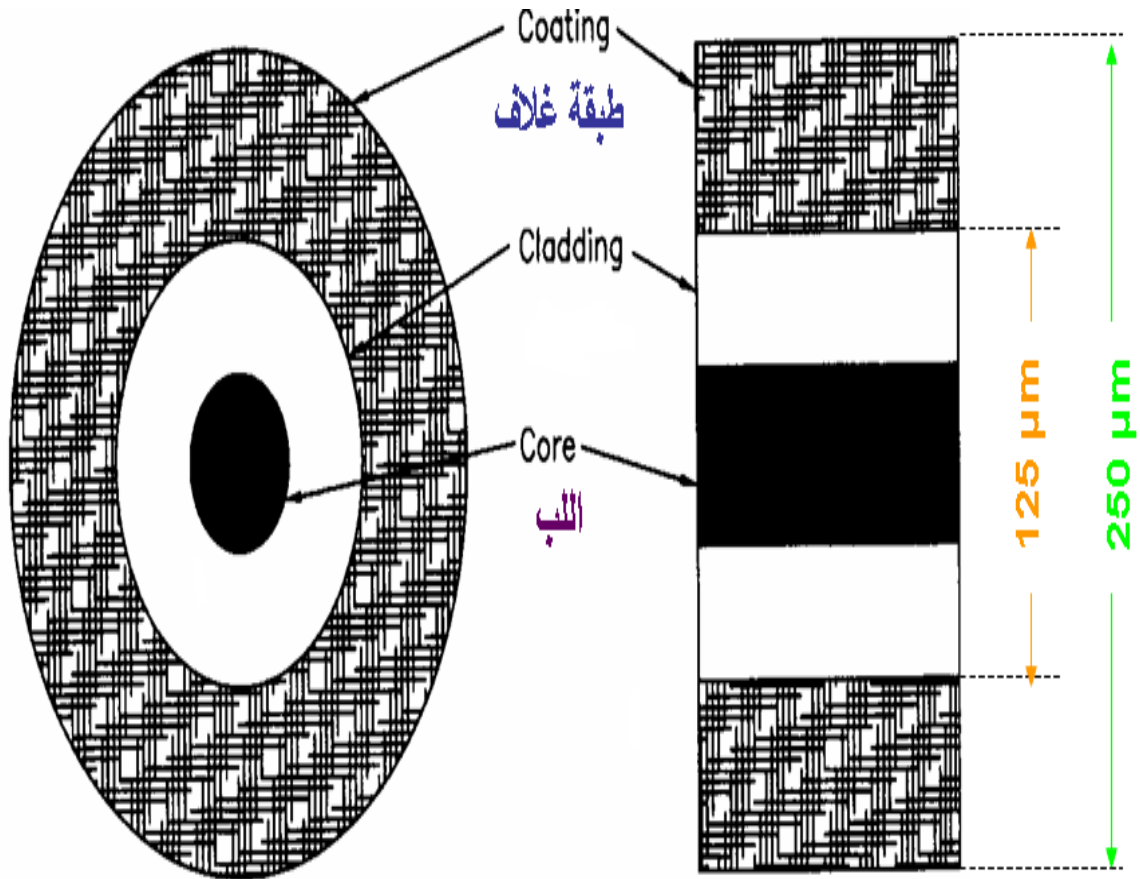
ولأنواع المستشعرات المعتمدة على الألياف البصرية ورنين البلازمون السطحي في الوقت الحاضر فوائد في العديد من المجالات نظراً لمزاياها المهمة مثل الاستجابة السريعة جداً وكذلك كمية العينات التي يحتاجها المستشعر قليلة فضلاً عن صغر حجم مكوناته بالمقارنة مع البيئات التي يتم مراقبتها والتي يصعب الوصول إليها في حال استعمال بديل الألياف البصرية و التكلفة المنخفضة وكذلك الأداء الجيد للمعدات [5][6] .

والبلازمون السطحي: هو الاثارة التي تظهر بسبب تذبذبات الإلكترونات الحرة عند الواجهة بين المعدن والعازل، و في حال كان معامل الانكسار للضوء الساقط يساوي ذلك الموجود على موجة البلازمون يحدث الرنين وينتج عنه نقل الطاقة من الضوء الساقط إلى موجة البلازمون السطحية، وقد استعملت العناصر البصرية لإثارة البلازمونات السطحية مثل منشور ذو معامل انكسار العالي ومحزر الحيود والألياف البصرية [7][8] .

Optical Fiber

1-2 الألياف بصرية

الألياف البصرية عبارة عن هياكل زجاجية تعمل على نقل الضوء وتوجيهه، إذ تتكون من ثلاثة أجزاء رئيسية هي (القلب ، والغلاف ، والطلاء) و مثلما مبينة في الشكل (1-1). إذ إنّ القلب عبارة عن عمود أسطواني من مادة عازلة وهو مصنوع بشكل عام من الزجاج بمعامل الانكسار n_1 و ينتقل الضوء بشكل أساس خلاله، يكون معامل الانكسار في القلب أكبر من معامل الانكسار الخاص بمادة الغلاف [9].



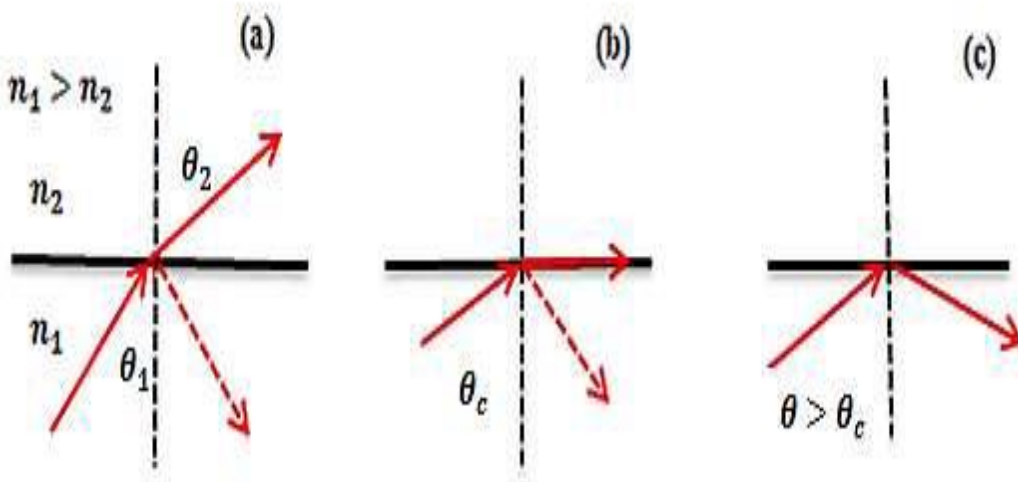
مقطع عرضي

مقطع جانبي

الشكل (1-1) المقطع العرضي والجانبني للألياف البصرية [10].

بينما مادة الغلاف مصنوعة إما من الزجاج وإما من البلاستيك ، ومن وظائفها تقليل فقدان الضوء من القلب إلى الوسط المحيط وهذا يؤدي إلى تقليل خسائر التشتت على سطح القلب، ويحمي الألياف البصرية من امتصاص ملوثات السطح ويضيف قوة ميكانيكية للألياف [11]. وأما الطلاء فهو يعرف على أنه طبقة من مواد تستعمل للحفاظ على الألياف الضوئية من التلف المادي، والمواد المستعملة للطلاء وهي نوع من البلاستيك يكون مرناً بطبيعته ويمنع الخدوش [9].

أن مبدأ عمل الألياف البصرية يعتمد على مفهوم الانعكاس الكلي الداخلي ، إذ يجب أن يكون معامل انكسار القلب (n_1) الذي يمرر الضوء أكبر من معامل انكسار الغلاف المحيط به (n_2) ، إلى جانب ذلك، يظهر الشعاع المرسل دائماً عند زاوية θ_2 ، وهذه الزاوية أكبر من زاوية السقوط θ_1 . بزيادة θ_1 ، سوف تأتي مرحلة تصبح فيها الزاوية θ_2 90° ؛ في هذه النقطة ، تعرف زاوية السقوط بالزاوية الحرجة θ_c ، التي بعدها يحدث الانعكاس الكلي الداخلي مثلما موضح بالشكل (1-2) . في حال كانت زاوية السقوط أكبر من الزاوية الحرجة لا تحدث عملية الانكسار وكل الضوء ينعكس إلى نفس الوسط مثلما موضح في الشكل (1-2c).



الشكل (1-2) الزاوية الحرجة والانعكاس الكلي الداخلي [9].

يحدث الانعكاس الداخلي الكلي عندما تكون زاوية السقوط أكبر من الزاوية الحرجة [9]. يتم تحديد الزاوية الحرجة للسقوط باستخدام قانون سنيل [12]

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \dots \dots \dots (1-1)$$

إذ أن :

n_1 : معامل الانكسار لوسط السقوط.

n_2 : معامل الانكسار لوسط الانعكاس

θ_1 : زاوية السقوط (Incident Angle) .

θ_2 : زاوية الانعكاس (Refracted Angle) .

وعندما تكون $\theta_2 > \theta_a$ يكون الانكاس الكلي الداخلي

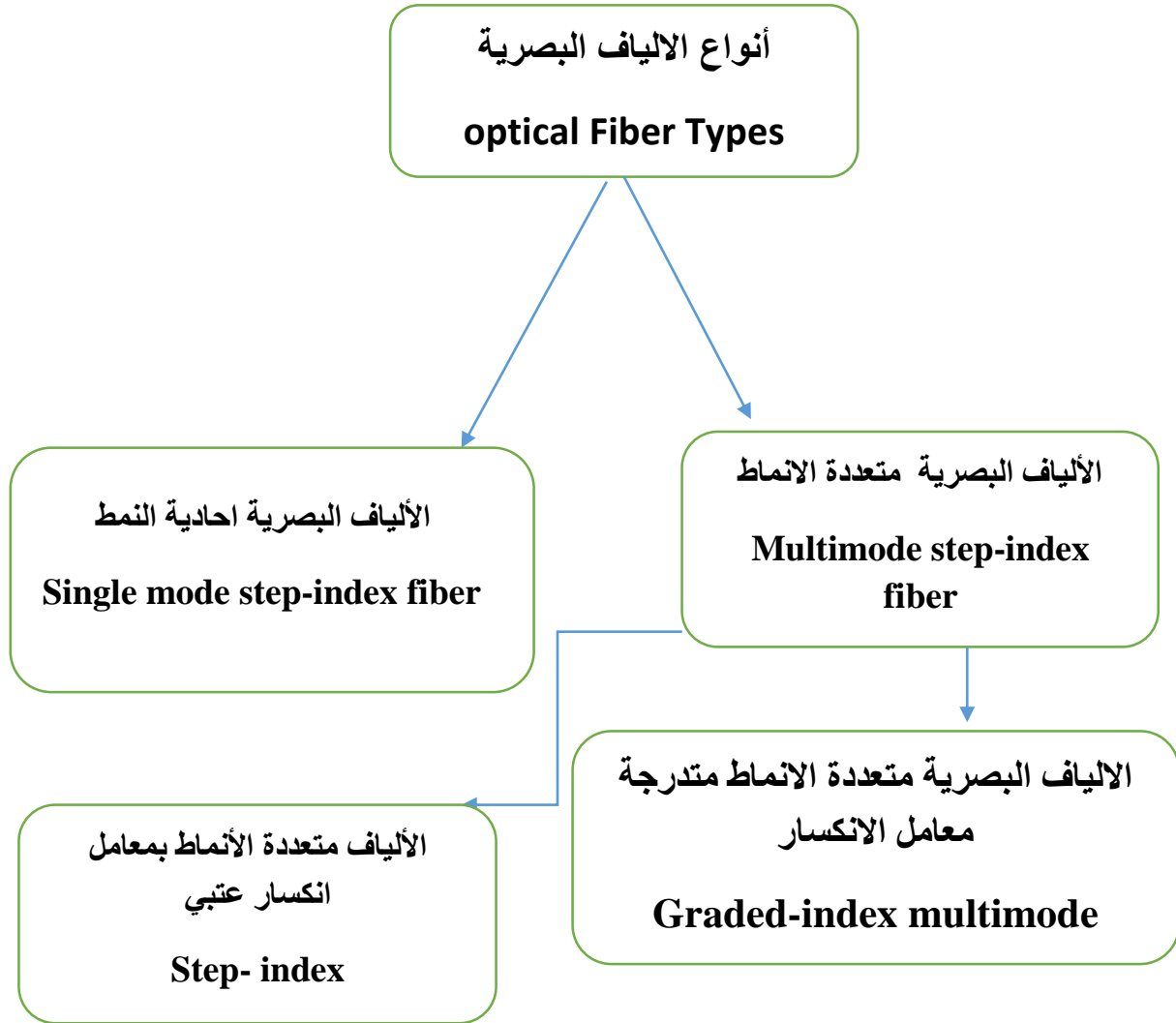
إذ أن :

θ_a : الزاوية الحرجة (Critical Angle)

في حالة سقوط الضوء بزاوية أكبر من الزاوية الحرجة ، ينعكس كل الضوء مرة أخرى إلى الوسط نفسه الذي أتى منه، وهذا ما يعرف بالانعكاس الكلي الداخلي Total internal reflection (TIR) نظرًا لأن معامل الانكسار لقلب الألياف الضوئية أعلى من الغلاف، يتم توجيه الضوء الساقط إليه بعملية (TIR) من خلال مجموعة من الزوايا بين الزاوية الحرجة و 90° [13].

1-3 انواع الالياف البصرية

تنقسم الالياف البصرية الى نوعين من الالياف وهي الالياف البصرية احادية النمط والالياف البصرية متعددة الانماط وتنقسم الاخيرة الى نوعين من الالياف كذلك وكما موضح في المخطط ادناه:



مخطط (1-1) يوضح انواع الاليف البصرية

Advantages of Optical Fibers

1.4 مميزات الاليف البصرية

تتمتع الاليف البصرية بمجموعة من المزايا الرئيسية ، وهي كالآتي:

1. سعة الارسال العالية **Large Transmission Capacity** : من مميزات انظمة الاتصالات التي تستعمل الاليف البصرية إنها تمتلك اكبر سعة ارسال للمعلومات وذلك لأنها تعمل على ترددات عالية جداً (حوالي 10^{14} Hz) ينتج عن هذا نطاق ترددي عالٍ

جدًا وهذا يعني كم هائل من المعلومات يمكن إرسالها عبر الليف، وبالمقارنة مع أنظمة اتصالات أخرى فإنّ سعة الإرسال بأنظمة الاتصالات التي تستخدم الألياف البصرية أكبر بألاف المرات [10].

2. **صغر الحجم والوزن Small Size and Weight**: أقطار الألياف البصرية صغيرة جدًا ولا يزيد حجمها في العادة عن قطر شعرة الإنسان. وبالتالي ، حتى لو كانت هذه الألياف مغطاة بطبقة واقية ، فهي أصغر بكثير وأخف وزناً من الموصلات المصنوعة من النحاس [14]، وبسبب هذه الميزة للألياف البصرية التي اعطتها امكانية استعمالها في الاقمار الصناعية والطائرات والسفن كبديل للكيبيلات النحاسية الاكبر حجماً والاثقل وزناً [10].

3. **المناعة ضد التداخل الكهرومغناطيسي Immunity to the interface**: تشكل الألياف البصرية دليلاً موجياً عازلاً وبالتالي فهي خالية من التداخل الكهرومغناطيسي Electromagnetic Interference (EMI) أو تداخل الترددات الراديوية Radio Frequency Interference (RFI) أو مفتاح العبور الذي يعطي نبضات كهرومغناطيسية Electromagnetic Pulses (EMPs) [15].

4. **قلة الخسائر Low Loss**: في السنوات الأخيرة تم تطوير صناعة الألياف البصرية ، إذ تصنع الآن بمعامل توهين صغير جدًا يصل إلى (0.2 dB / Km) على الطول الموجي (λ=1550nm) [10] .

5. **السرية العالية Greater Security**: مبدأ عمل الاليف البصرية يعتمد على الانعكاس الداخلي الكلي، لهذا ينتشر الضوء بشكل شبه كامل داخل الليف وبالتالي ليس من الممكن أن يتم التقاط أو استقبال أي جزء من الضوء المار خلال الليف الحامل للمعلومات المرسله ، من جانب آخر لا يمكن الدخول إلى الليف البصري على التوازي لأنه لا يعد خطأ كهربائيًا كما هو الحال في الخطوط الكهربائية الاعتيادية (الكيبيلات المحورية و الخطوط الثنائية) ، وميزة الألياف البصرية هذه جعلتها مفضلة للتطبيقات العسكرية ، وتراسل المعلومات بين البنوك والمراكز المهمة [10]، إذ تمتلك الألياف الضوئية درجة عالية من أمان الإشارة لأن الضوء لا ينبعث منها كثيرًا [11].

6. المرونة العالية **Flexibility** : انتجت المصانع الياف بصرية متينة وصلبة تتمتع بقوة تحمل عالية وذات نصف قطر انحناء صغير جدا مما يجعلها مناسبة وسهلة في الجوانب الآتية (التخزين، والنقل، والتركيب، والحمل) [10].
7. مادة خام وفيرة **Abundant raw material**: المادة الرئيسية التي تصنع منها الألياف البصرية هي السليكا، وهذه المواد متوفرة ورخيصة [11].
8. عمر افتراضي اطول **Longer Life Span**: تتراوح مدة تشغيل الكابلات النحاسية (من 12—15 سنة) في حين تتراوح مدة تشغيل الألياف البصرية من (20-30 سنة) ويعود السبب في ذلك إلى أنّ الألياف البصرية تصنع من البلاستيك أو الزجاج وهذه المواد غير قابلة للصدأ لذلك تخدم لفترات طويلة [10].
9. نوعية اتصال عالية **High Quality Transmission** : نوعية الاتصال في الألياف البصرية عالية جداً بالمقارنة بمثيلاتها من خطوط النقل السلكية واللاسلكية وذلك لأنّ الألياف البصرية تتمتع بمناعة عالية ضد التأثيرات الكهرومغناطيسية المختلفة وكذلك تدني التداخل بين الخطوط المتجاورة [10].

1.5 الدراسات السابقة **Historical review**

رنين البلازمون السطحي هو ظاهرة كهرومغناطيسية تحدث في حال امتصاص وانعكاس الضوء عن غشاء معدني رقيق مثل الذهب (Au) والفضة (Ag) المرسب على أرضية مثل (الزجاج ، والكوارتز) عندما تكون زاوية السقوط اكبر من زاوية الانعكاس الداخلي الكلي ، إذ يتفاعل جزء من هذه الطاقة الضوئية مع التذبذب الجماعي للإلكترونات الحرة في الغشاء المعدني وبالتالي تقليل شدة الضوء المنعكس [16]، وتم إجراء أول ملاحظة حول البلازمون السطحي بواسطة Wood في عام 1902 إذ لاحظ حزم مظلمة ومضيئة ضيقة في حيود طيف الضوء الذي أشار إليه على أنه شذوذ عندما استعمل مصدر ضوء متعدد الألوان لإضاءة محرز حيود معدني [17]. في عام 1941، كان Fano أول من خلص إلى أنّ شذوذ Wood كان مرتبط بالإنارة الموجات الكهرومغناطيسية على سطح محرز الحيود [18]. في عام 1957 كشف Ritchie نظرياً عن إثارة البلازمونات السطحية على سطح المعدن [19].

وفي عام 1959 ، لاحظ Turbadar انخفاضاً كبيراً في شدة الانعكاس عندما كان يضيء أغشية معدنية رقيقة على ركيزة لكنه لم يربط تأثير ذلك على رنين البلازمون السطحي (SPR)

[18]. اما Powell and Swan في عام 1960، فقد لاحظوا إنَّ الإلكترونات يمكن أن تثير البلازمونات السطحية عند الواجهة المعدنية العازلة [20]. في وقت لاحق من عام 1968، وأوضح Otto نتائج Thurbadar's وبين إنَّ الانخفاض في شدة الضوء المنعكس ضعيف في الانعكاس الداخلي الكلي بسبب إثارة البلازمونات السطحية [21].

Kretschmann، في عام 1971 تم ترتيب اعدادات Otto مباشرة بطبقة معدنية رقيقة على قاعدة موشر اقتران و وسط عازل (عينة) التي يجب قياس معامل انكسارها مع البقاء على اتصال مع الطبقة المعدنية [22].

ابتكار آخر كان في عام 1993، عندما استبدل Jorgenson and Yee موشر تكوين Kretschmann بقلب الألياف البصرية وبالتالي دمج تقنية الألياف البصرية مع البلازمونات السطحية [4]. إذ إنَّ استعمال تقنية الألياف البصرية والبلازمونات السطحية يؤدي إلى تقليل التكلفة وتصغير حجم المستشعر، وتقليل حجم العينة ومتطلبات التصميم البصري بسيطة مع إمكانيات المراقبة والاستشعار عن بعد عبر الانترنت ، وبالتالي فإن مستشعرات SPR القائمة على الألياف البصرية تم تطبيقها على نطاق واسع في العديد من المجالات مثل الطبية والكيميائية والأبحاث البيوكيميائية والبيولوجية والفيزيائية [23].

بدأ تطوير مستشعرات الألياف البصرية القائمة على SPR في عام 1993 عندما ابلغ Jorgenson and Yee عن أول دراسة لهما [5]. لكن هذه الدراسة لم تقدم تصورًا كاملاً لهذا النوع من أجهزة الاستشعار منذ ذلك التاريخ والعديد من الأبحاث النظرية والتجريبية المنشورة مع تكوينات مختلفة وخصائص مختلفة للوصول إلى الحالة المثلى.

في عام 2008 درس الباحث، Yogendra S. Dwivedi مع باحثين آخرين. تأثير اثنين من المعلمات المرتبطة بتصميم الألياف البصرية التي كانت هي القطر من قلب الألياف وطول المنطقة الحساسة على الأداء إذ تمت ملاحظة معلمات متحسس الألياف البصرية SPR بشكل تجريبي تم تصميم المستشعر بألياف بصرية متعددة الأوضاع ذات فتحة عددية 0.40 وطبقة رقيقة من الفضة بسمك 50 nm ، و إجراء التقييم من حيث معايير الأداء الثلاثة : الحساسية ، ونسبة الإشارة إلى الضوضاء والدقة. لقد وجد أن أداء المستشعر يميل إلى التحسن

إذا كانت الألياف المستعملة ذات قلب ليفي كبير، علاوة على ذلك يجب أن يؤخذ طول منطقة الاستشعار صغيرة للحصول على حساسية عالية ودقة كبيرة [24].

في عام 2010 اقترح، Tsai Woo-Hu وآخرون، هيكل مستشعر ليفي متعدد الأوضاع متعدد المراحل مصقول على الجانب يعتمد على رنين البلازمون السطحي (SPR) وظواهر اقتران الوضع المغناطيسي المستعرض (TM) Transverse Magnetic .

يتم ربط الهيكل متعدد الخطوات مع مستشعرات ألياف SPR أحادية ومتعددة الأنماط ، وقد تم فحص المستشعر بحثاً عن الماء منزوع الأيونات (DI) Deionized water بعدد قليل من العينات وتمت ملاحظة الآتي:

بشكل عام في منطقة الاستشعار الأولى، تم استيعاب وضع TM الساقط في منطقة الاقتران وتم إقران وضع TM بوضع Transverse Electric Modes (TE) والتي تم استعمالها بعد ذلك للكشف في المنطقة الثانية. يتمتع المستشعر المقترح بمزايا عدم منها صغر حجم مكوناته، سهولة الاستخدام، الإشارة الناتجة غير معقدة، وكذلك كذلك انتج حساسية إلى الضعف . اظهرت النتائج تطابق بين القيم النظرية والعملية (SPR) [25].

في عام 2011 قدّم، Yinquan Yuan وآخرون. محاكاة عددية لمتحسس الألياف البصرية SPR ، وبيّنوا تأثير سمك الطبقة المعدنية وطول المنطقة الحساسة على طيف القدرة المرسل و كذلك تمت دراسة موديل عددي للطول الموجي [26] .

في عام 2012، درس Navneet K. Sharma نظرياً قدرة المعادن المختلفة المستعملة في مستشعر الألياف البصرية القائم على رنين البلازمون السطحي ، وهذه الدراسة شملت أربعة معادن وهي ذهب (Au)، فضة (Ag)، نحاس (Cu) و الألومنيوم (Al) .

تم تحليل للبيانات العملية لأداء مستشعر الالياف البصرية SPR من حيث الحساسية، ونسبة الإشارة إلى الضوضاء (SNR) ومعلمات الجودة. فقد وجد إن أداء المستشعر SPR القائم على الألياف الضوئية بمعدن Au أفضل من أداء المعادن الثلاثة الأخرى [27].

و في عام 2013 استخدم ، Mahima Rani، اوكسيد الانديوم In_2O_3 كمعدن بلازموني يرسب على قلب الالياف البصرية ، كما تم حساب حساسية هذا المستشعر عددياً ، وقد اتضح إن مستشعر الألياف البصرية المستند إلى SPR المقترح مع طبقة In_2O_3 يمتلك حساسية عالية في

منطقة القريبة من نطاق الأشعة تحت الحمراء التي تحتاج إلى الاهتمام بالعديد من الجوانب البيئية والأمنية ويقدم تطبيقات أكثر دقة وقابلة للتكرار بدرجة كبيرة من القياسات . فضلاً عن حساسية الألياف البصرية القائمة على SPR تتناقص مع زيادة سمك طبقة In_2O_3 [28] .

و في عام 2013 درس كل من D. Ciprian و P. Hlubina ، نموذج نظري لتأثير طبقة من الأكاسيد فوق طبقة البلازمون على أداء الحساسية للمستشعر المعتمد على الألياف البصرية، ورنين البلازمون السطحي في مستشعر الألياف البصرية SPR قد ثبت أنه أداة مفيدة في مختلف القياسات. وتظهر هذه الدراسة حساسية مستشعر SPR يمكن تحسينها في حال غطي بطبقة معدنية معامل انكسارها عالي مثل الأكاسيد أو أشباه الموصلات. كما تبين تأثير تغيير سمك طبقة لاؤكسيد على أداء المستشعر في مجال الطول الموجي بالتفصيل [29].

وفي عام 2014 درس، H. Moayyed وآخرون. نموذجًا يجمع بين علم البصريات الهندسي مع نظرية مصفوفة التحويل لنظام متعدد الطبقات تم استعمالها في هذه الدراسة لفحص مستشعر SPR البصري باستعمال نوعين من المعادن (Ag , Au) . إذ إن التحقيق المستعمل في هذه الدراسة هو طور الاستجواب [30].

إنّ دراسة Sarika Shukla وآخرون المنشورة عام 2016، حول مستشعر الألياف البصرية SPR مع النيكل والكوبلت كمعادن بلازمونية تم تحليلها نظرياً في، وقد وجدو إن الحساسية تزداد خطياً مع زيادة معامل الانكسار للكوبلت والنيكل ولجميع الطبقات [31] .

وقام كل من Murtadha Faaiz Sultan, Ali A. Al-Zuky and Shehab A. Kadhim, 2018، بدراسة نظرية من خلالها نفذوا تجريبياً البلازمون السطحي في مستشعر SPR مع نوعين من المواد البلازمونية (الذهب والفضة). وخصائص الأداء مثل الحساسية، والإشارة إلى الضوضاء ، وشكل العنصر والدقة تم تقييمها لكل مستشعر مصنع . إنّ النتائج النظرية و الدراسات التجريبية بينت ان المستشعر المطلي بطبقة ذهبية يمتلك حساسية أكبر عند مقارنته بالمستشعر المطلي بطبقة فضية ، بينما الإشارة إلى نسبة الضوضاء و شكل العنصر أكبر بالنسبة للمستشعر مع الطبقة الفضية لكل من الدراسات التجريبية والنظرية [12] [10].

وفي عام 2019 قام كل من، Ghufraan Mohammed Jassam and Sudad S. Al Bassam ، بتصميم وتنفيذ مستشعر كيميائي من الألياف البصرية معتمد على رنين البلازمون

السطحي لتحسس وقياس معامل الانكسار وتركيز حمض الخليك ، استعملوا الياف بصرية بلاستيكية بقطر 1 mm مع قلب الليف بقطر 980 μm والطبقة الخارجية 20 μm ، إذ يتم تصنيع المستشعر بواسطة جزء صغير (10 mm) من الألياف البصرية في الوسط يضمن مجموعة صمغية ثم عملية التلميع، بعد ذلك يتم طلاء الليف البصري بمعدن الذهب بسمك حوالي (40 mm) يوضع على مسبار التحسس في حمض الخليك، وقد لاحظوا إن معامل الانكسار يزداد كلما زاد الطول الموجي للرنين مع ازدياد التركيز [32].

1.6 الهدف من العمل

1. تصنيع مستشعر حيوي للكشف عن حامض اليوريك وتحديد تركيزه.
2. دراسة تأثير تغيير قطر الليف البصري على التحسس المستشعر.
3. زيادة قابلية المستشعر على تحسس حامض اليوريك للتراكيز المنخفضة .

الفصل الثاني

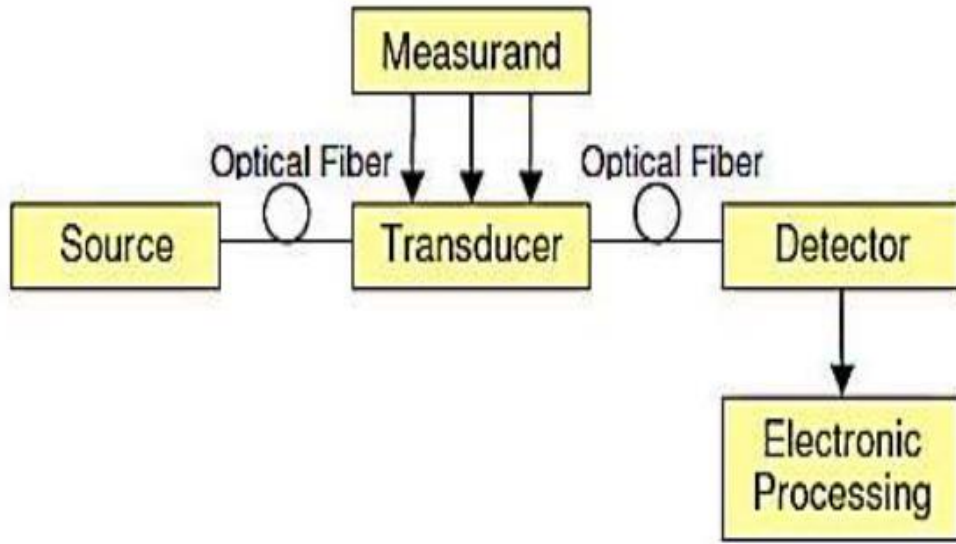
الجزء النظري

Optical fibers

2.1 — مستشعر الاليف البصرية

Sensor مستشعر الاليف البصرية (OFS) Optical fibers Sensor هو

جهاز يستعمل لقياس خصائص فيزيائية محددة مثل قياس الضغط، درجة الحرارة، الإزاحة، التيارات الكهربائية، المجالات المغناطيسية ومختلف الخواص المادية والبيئية الأخرى. إن مبدأ عمل المستشعرات البصرية هو اكتشاف التأثيرات على خاصية محددة في الضوء الذي يتم إرساله عبر الألياف البصرية، وبما إن مستشعرات الألياف البصرية تمتلك حساسية عالية، لهذا من خلال حساب التغيرات التي حدثت لتلك الخاصية في بعض معاملات الضوء الخارج من المتحسس يمكن قياس الخاصية البيئية التي تسببت في تغيير خصائص الضوء [33]. الشكل (1-2) يوضح المكونات الأساسية لمستشعر الاليف البصرية [34-37] [14].



الشكل (1-2) المكونات الأساسية لنظام استشعار الألياف البصرية [35].

إن مستشعر الاليف البصرية يعتمد وبشكل أساس على قابلية الليف البصري (OF) لتوجيه الضوء وضمن نطاق طيفي يمتد من منطقة الأشعة فوق البنفسجية القريبة (180 nm) إلى تحت الحمراء البعيدة (10µm) (اعتماداً على مادة القلب لـ Optical fibers (OF) [3]. في أجهزة مستشعرات الألياف البصرية يتم نقل الضوء إلى منطقة تعديل من خلال الألياف البصرية، وهنا تعمل الألياف نفسها كمعدّل يعِدّل الضوء المار خلالها، مما يؤدي إلى تغيير في بعض خصائص

الضوء مثل الطول الموجي wave length او الكثافة density او الاستقطاب polarization أو الطور phase. يوجه الضوء للمرور خلال العينة المطلوب قياس تأثيرها على الضوء المار، والتي يتم وضعها على اتصال مع لب الألياف البصرية ومن ثم يتم استقبال الضوء المعدل في الكاشف [36].

2.2 - أنواع مستشعرات الألياف البصرية: Types of Optical Fiber Sensor

صنفت مستشعرات الألياف البصرية على أساس: موقع التحسس أو مبدأ التشغيل والتطبيق [35]

2.2.1- بناءً على موقع الاستشعار Based on The Sensing Location

كذلك المستشعرات المصنفة على موقع التحسس تنقسم الى قسمين: استشعار ذاتي و استشعار غير ذاتي .

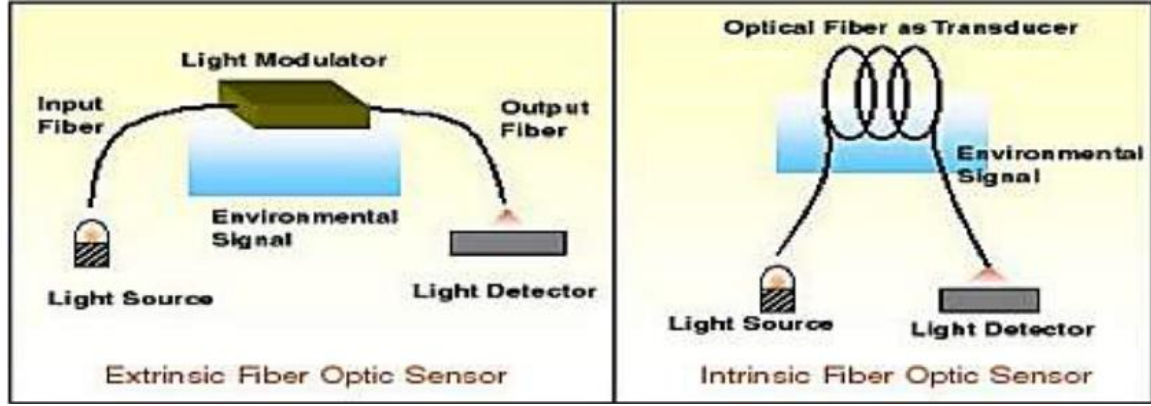
2.2.1.1- المستشعر الذاتي Intrinsic Sensors

يحدث الاستشعار في هذه النوع من المستشعرات داخل الألياف البصرية كما موضحة بالشكل (2-2). إذ إنّ الضوء المار خلال الليف البصري لا يتركه ويحدث التغيير بطريقة ما بواسطة ظاهرة خارجية ويمكن معرفة التغييرات التي حلت بالضوء المنتشر عبر الليف البصري من خلال واحدٍ أو أكثر من المعلمات مثل الشدة ، والطور ، والاستقطاب ، والطول الموجي وغيرها . إذ تقسم أجهزة استشعار الألياف البصرية الكيميائية الداخلية إلى أربعة أشكال: تغيير معامل انكسار الليف [37] ، والتحليل الطيفي للموجة الخارجة [38]، والطلاء الفعال [42- 43] ، و اللب الفعال [44-45].

2.2.1.2- المستشعر غير الذاتي Extrinsic Sensor

المستشعر غير الذاتي يحدث الاستشعار في منطقة خارج الألياف البصري كما هو موضح في الشكل (2-2) ، إذ إنّ الألياف البصرية تستعمل فقط كوسيلة لنقل وتجميعه الضوء . إذ إنّ الضوء المار خلال الليف يخرج من الليف بصورة يمكن اكتشافه وجمعه مرة أخرى بواسطة ألياف أخرى أو نفس الألياف [43].

لكل النوعين السابقين مزايا وعيوب فالمستشعر غير الذاتي أقل حساسية من المستشعر الذاتي ولكنها أكثر سهولة بالاستعمال والارسال ، ومع ذلك فيها بعض مشاكل الاتصال (تغيير في الضوء الداخل والخارج) بينما أجهزة الاستشعار الداخلية أكثر حساسية من المستشعر غير الذاتي ولكن يصعب حمايتها من الاضطرابات الخارجية غير المرغوب فيها [44].



الشكل (2-2) انواع المستشعرات الذاتي وغير الذاتي من اجهزة الاستشعار للألياف البصرية [35].

2.2.2- المستشعرات المبنية على مبدأ التضمين وفك التضمين

Based On the Operating Principle or Modulation and

Demodulation Process:

يمكن أن يصنف هذا النوع من المستشعرات على تغير شدة أو طور أو تردد أو مستشعر الاستقطاب للضوء المنتشر عبر الليف ، كذلك ليس من المستبعد حدوث تغيير لكل هذه المعلمات بسبب المؤثرات الخارجية وبالتالي من خلال الكشف عن هذه المعلمات و التغييرات التي حدثت لها يمكن تحسس المؤثرات الخارجية ومعرفتها [35].

2.2.2.1- مستشعر الألياف البصرية القائم على الشدة

Based Fiber Optics Sensor

أجهزة الاستشعار البصرية من هذا النوع تقيس وتعديل شدة الضوء المار عبر الليف البصري وقياس أقل التغييرات الحاصلة للشدة باستعمال كاشف موضوع في نهاية المستشعر ، إذ يستعمل في هذا المستشعر الألياف متعددة الانماط [45]. ويمتاز المستشعر: ببساطة التصميم ، والتكلفة المنخفضة ، وامكانية أن تكون القدرة الحقيقية مضاعفة في الأداء كأجهزة استشعار [35]، بينما العيوب تشمل الاختلافات في شدة الضوء والقياسات القريبة وغيرها [45].

2.2.2.2- مستشعرات الألياف البصرية المعتمدة على الطور Phase Based Fiber

Optic Sensors

هذا النوع من المستشعرات تستعمل خاصية التغير في الطور المعدل في الضوء المار عبر الليف للكشف عن التغييرات التي حدثت بعد استقباله في نهاية الليف البصري ، ويتم الكشف عن التغيير في الطور باستعمال مقياس التداخل، إذ يقسم الضوء إلى شعاعين إذ يتعرض احد من الشعاعين لبيئة التحسس ويخضع لتحول طوري والآخر معزول عن بيئة الاستشعار ويستعمل كمرجع للضوء المار عبر بيئة التحسس ، إذ يتم توحيد الحزمتان ويتداخلان مع بعضهما البعض [35]. وتعد طريقة تعديل الطور البصري أكثر الطرائق حساسية المعتمدة في مستشعرات الألياف البصرية، كما أن الطور الكلي للضوء المنتشر عبر الألياف البصرية يعتمد على الخصائص مثل طول الألياف ، و الابعاد الهندسية للموجة المستعرضة ، ومعامل الانكسار والمعامل الخاص بالدليل الموجي ، في حال افتراضنا أن معامل الانكسار الخاص بالليف يبقى ثابتاً مع التغيرات البيئية و يعتمد درجة تغير الطور على المعلمات المتبقية الأخرى. إذ تم الكشف عن تغير الطور الذي حدث بشكل بصري في الألياف باستعمال تقنيات قياس التداخل بالألياف البصرية التي تحول التغير بالطور إلى تغيير بالشدة [46].

2.2.2.3 - مستشعرات الألياف البصرية لتضمين الاستقطاب

Polarization Modulated Optical Fiber Sensors

يعد الاستقطاب في الألياف البصرية مهمة لفئة معينة من المستشعرات، ويمكن استعمال هذه الأنواع من أجهزة التحسس لقياس مجموعة من المعلمات، وذلك لأنه يمكن تعديل خاصية الاستقطاب بسهولة عن طريق المؤثرات الخارجية المختلفة، وقد طورت ألياف خاصة بهذا المجال وعناصر أخرى بميزات استقطاب دقيقة والتي استعملت في ما بعد لمجموعة متنوعة من القياسات وتطبيقات الاتصالات ومعالجة الإشارات [45].

2.2.2.4 - مستشعر الألياف البصرية المضمن للطول الموجي

Sensors Modulated Optical Fiber Wavelength

تستعمل المستشعرات المعدلة الطول الموجي والتغييرات في الطول الموجي من الضوء للكشف عن التغييرات الحاصلة للضوء عند مروره خلال المستشعر مثل المستشعرات الفلورنسية ومستشعر الجسم الاسود و مستشعر براك المقضب، كما تستعمل مستشعرات الألياف الفلورية على نطاق واسع

لأغراض التطبيقات الطبية والاستشعار الكيميائي وقياسات المعلمات الفيزيائية مثل درجة الحرارة والزوجة والرطوبة [35] .

2.2.2.5 - مستشعرات الألياف البصرية بناءً على التطبيقات

Optical Fiber Sensor Based on the Application

يمكن تصنيفها هذه المتحسسات على النحو الاتي [35] :

- المستشعرات الفيزيائية : تستعمل لقياس الخصائص الفيزيائية مثل درجة الحرارة والإجهاد وغيرها.
- المستشعرات الكيميائية: تستعمل لقياس PH ، وتحليل الغاز و دراسات التحليل الطيفي ، وغيرها.
- المستشعرات الحيوية الطبية: تستعمل في التطبيقات الطبية الحيوية مثل قياس تدفق الدم ومحتوى الكلوكوز ويوريا الدم وغيرها.

Physical sensors

2.2.2.5.1 - المستشعرات الفيزيائية

المستشعر الفيزيائي هو جهاز مصنوع على وفق التأثيرات الفيزيائية والطبيعية، وتُستعمل هذه الاجهزة لأثبات معلومات عن خاصية فيزيائية لنظام معين مثل المستشعرات الكهروضغطية ، ومستشعرات اجهاد المقاومة المعدنية ومستشعرات أشباه الموصلات [45] .

Chemical sensors

2.2.2.5.2 - المستشعرات الكيميائية

المستشعر الكيميائي البصري هو جهاز يستعمل لتحويل نواتج التفاعلات الكيميائية إلى إشارة بصرية قابلة للقياس حيث ان شدة الإشارة تتناسب مع تركيز العينات الكيميائية أو تركيز النواتج. هذا المستشعر جزءاً أساس من نظام التحليل مع بعض الأجهزة الإضافية التي تؤدي مجموعة من الوظائف مثل معالجة الإشارات وأخذ العينات ومعالجة البيانات. تتكون هذه المستشعرات من جزأين أساسيين هما المستقبلات ومحولات الطاقة اللذان يحولان المعلومات الكيميائية إلى طاقة يتم قياسها بواسطة محول الطاقة [42-43].

Bio Medical Sensors

2.2.2.5.3 - المستشعرات الطبية الحيوية

المستشعر الحيوي هو جهاز إلكتروني يستعمل في تحويل الكميات غير الكهربائية في المجالات الطبية الحيوية إلى كميات كهربائية يمكن اكتشافها بسهولة. لهذا تم تضمين هذه المستشعرات في تحليل الرعاية الصحية. تقنية هذه المستشعرات هي المفتاح لجمع المعلومات الباثولوجية والفسولوجية

البشرية. لذلك تستعمل المستشعرات الطبية الحيوية لتشخيص الامراض في مجال الطبي والتكنولوجيا الحيوية. المستشعر الحيوي يختلف عن بقية المستشعرات حيث انه جهاز تحليلي يقوم بتحويل الإشارات البيولوجية إلى إشارة كهربائية. [45]

2.3 أجهزة الاستشعار الحيوية للألياف البصرية Optical Fiber Biosensors

المستشعر الحيوي هو عبارة عن جهاز استشعار ينتج إشارة قابلة للقياس من الممكن ان تكون كهربائية أو بصرية تتناسب مع تركيز المادة الاحيائية المراد قياسها. كما ان المستشعرات الحيوية تدمج بين التأثيرات الاحيائية والمبادئ الفيزيائية لإنجاز عملية الكشف [47]. اغلب المستشعرات التجارية المستخدمة على نطاق واسع في الطب تعتمد على النشاط الكهربائي والتي تكون غير مناسبة للاستخدام في العديد من التطبيقات الطبية وعلى وجه الخصوص في مجالات الترددات الميكروية أو مجالات الموجات فوق الصوتية أو أشعة الليزر التي يصاحبها ارتفاع في درجات الحرارة والتي تسبب التسخين الموضعي لعنصر الاستشعار والمادة المحيط التي يراد قياسها وذلك بسبب وجود الموصلات المعدنية وايضاً التداخل الكهرومغناطيسي للتيارات والفولتية في الموصلات المعدنية وهذا يؤدي إلى قراءات غير صحيحة. بينما يمكن لأجهزة الاستشعار المعتمدة على الألياف البصرية التغلب على هذه المشاكل عملياً لأنها عازلة ومنيعة.

في السنوات الاخيرة تم تسويق مجموعة من أجهزة الاستشعار التي تستعمل الألياف البصرية المصغرة المعتمدة على تغيير الشدة [1]. عملت المستشعرات كأجهزة تحليلية والتي تسمح لعبور الضوء من خلالها ودراسة التغييرات الحاصلة عليه.

الهدف من صناعة اجهزة الاستشعار هو إنتاج إشارة تتناسب مع تركيز المادة الكيميائية أو البيوكيماوية التي يتفاعل معها العنصر البيولوجي. حيث تعتمد هذه الاجهزة على انتقال الضوء على طول ألياف زجاج السليكا او الالياف البصرية البلاستيكية الى موقع التحليل . حيث يمكن استخدامها مع أنواع مختلفة من تقنيات التحليل الطيفي على سبيل المثال الامتصاص أو الفسفرة أو رنين البلازمون السطحي . تطورت مستشعرات الألياف البصرية خلال السنوات الأخيرة مرتبطة باثنين من أهم الإنجازات العلمية: الليزر و الألياف البصرية الحديثة منخفضة التكلفة. حيث اصبحت الألياف البصرية جزءاً مهماً من تقنية الاستشعار و يتزايد استخدامها كمسبار أو كعنصر استشعار في التطبيقات السريرية والصيدلانية والصناعية والعسكرية، إذ إنّ من مميزاتها شفافة للضوء بشكل ممتاز، وطول فترة التفاعل، وتكلفتها المنخفضة و ليس فقط القدرة لإثارة الجزيئات المستهدفة بل

التقاط الضوء المنبعث من الاهداف وهذه النقاط المهمة لصالح استعمال الألياف البصرية في أجهزة الاستشعار [48]. من الممكن صنع أجهزة استشعار آمنة بيولوجيًا (غير سامة وخاملة كيميائيًا) و محصنة ضد التداخل الكهرومغناطيسي. لذلك يمكن وضعها ملاصقة للأعضاء الخارجية مثل الجلد أو الأسطح المكشوفة جراحيًا. بالإضافة إلى ذلك ، نظرًا لمرونتها وقطرها الخارجي الرقيق يمكن أيضًا وضعها في تجاويف الجسم (المنظار) اذ يتم إدخاله بشكل بيني عن طريق فتحات سطحية بواسطة انابيب قليلة التوغل (على سبيل المثال إبر مجوفة) أو موضوعة داخل الأوعية الدموية [49].

Optical Fiber Eching

2-4 قشط الألياف البصرية

قشط الألياف البصرية هو طريقة بسيطة يمكن استعمالها لتحسين ميزات الألياف البصرية مثل الحساسية في تطبيقات الاستشعار. عملية تناقص سمك الألياف البصرية تتيح فرصة للتفاعل ان يكون اقرب الى قلب الألياف البصرية مما يؤدي الى ان يكون حجم التفاعل أكبر، ومن الممكن قشط الألياف البصرية بطريقتين: أما القشط بالمواد الكيميائية وأما السحب الحراري [50]. القشط الكيميائي من الممكن ان يتم باستعمال حامض الهيدرو فلوريك HF حيث من مميزات هذا الحامض التفاعل مع الزجاج وبالتالي نقصان قطر الألياف البصرية ،وأما السحب الحراري يمكن ان يتحقق بالتسخين باللهب أو قوس كهربائي أو ليزر قوي. الفرق الأساسي بين القشط التدريجي المحفور كيميائيًا والحفر التدريجي للحرارة يكمن في التناقص التدريجي لمعامل الانكسار. إذ إنّ في السحب الحراري حافظة واجهة البنية التحتية لليف البصري (قلب/ غلاف) وعانت من الانخفاض التدريجي بالسمك بينما الحفر الكيميائي فقط بالمنطقة التي يتفاعل معها الحامض يتناقص سمك الليف البصري فيها، وهذا التناقص التدريجي قد يكون لها خصائص بصرية مختلفة عن الخصائص الأساسية للألياف. الليف المسحوب بالحرارة يمتلك قلب صغير وكسوة سميكة ويتم توجيه الضوء خلال بنية الليف البصري (قلب / غلاف) بينما في القشط الكيميائي يتم التوجيه عبر المنطقة المحفورة من خلال هيكل مكون من (قلب / هواء) [51]. تقليل قطر اللب والكسوة في الألياف البصرية يتسبب في انتشار مجال سريع الزوال في الغلاف وفي النهاية إلى خارج الليف. وفي حال طلاء الألياف المقشوفة بمادة معدنية مناسبة يمكن من خلالها استثمار إثارة أوضاع البلازما السطحية (SPM's) Surface Plasma Modes المختلفة [52].

Surface Plasmon Resonance

2.5 تأثير رنين البلازمون السطحي

رنين البلازمون السطحي: ظاهرة كهرومغناطيسية معروفة ومدروسة جيداً تم اكتشافها لأول مرة في خمسينيات القرن الماضي بواسطة R. Ritchie. اذ لاحظ حدوث توهين للإشعاع الكهرومغناطيسي عند مروره خلال الاغشية المعدنية وهذا التوهين الناتج قد يُعزى إلى التذبذبات الجماعية لسحابة الالكترونات في سطح المعدن والتي تتصرف بصورة مشابهة للبلازما. وتنشئ هذه الظاهر عند سقوط اشعاع كهرومغناطيسي يمتلك طاقة كافية على الحد الفاصل بين الغشاء المعدني ومادة عازلة هذا يؤدي الى توليد سطح طاقة يعرف باسم رنين السطح للبلازمون : تتذبذب الالكترونات الحرة الموجودة بالجسيم النانوي عند سقوط الضوء عليها بنفس تذبذب الموجة الكهرومغناطيسية الضوئية الساقطة ، تظهر في اسطح بعض المعادن [53]تتسبب هذه الخاصية في رفع درجة حرارة الوسط المحيط بالجسم النانوي عند سقوط الضوء عليها لذلك تستخدم في : قتل الخلايا السرطانية باستخدام جزيئات الذهب وتستخدم جسيمات الفضة النانوية في صناعة كبسولات داخلها دواء .

ومن أشهر التجارب في هذا المجال هي تجربة Kretschmann [54] حيث تمكن من استعمال موشور رسب على قاعدته طبقة من الذهب وسلط شعاعاً ضوئياً من الجهة الاخرى وقام بدراسة الضوء المنعكس كلياً خلال الموشور والمرتد عن الطبقة الفاصلة بين السطح المعدني والموشور كما مبين في الشكل (2-3). لاحظ أن شدة الضوء المنعكس تختلف عن الشدة الساقطة. ووجد ايضاً تغييراً في زاوية انعكاس الضوء عندما يتطابق او يختلف تردد الضوء المستعمل في التجربة مع تردد سطح البلازمون وحسب العلاقات الآتية :

$$K_1 = 2\pi/\lambda \sqrt{(\epsilon_p)} \sin(\theta) \dots\dots\dots(2-1)$$

متجة الموجة لمعادلة البلازمون يمكن ايجادها من العلاقة التالية:

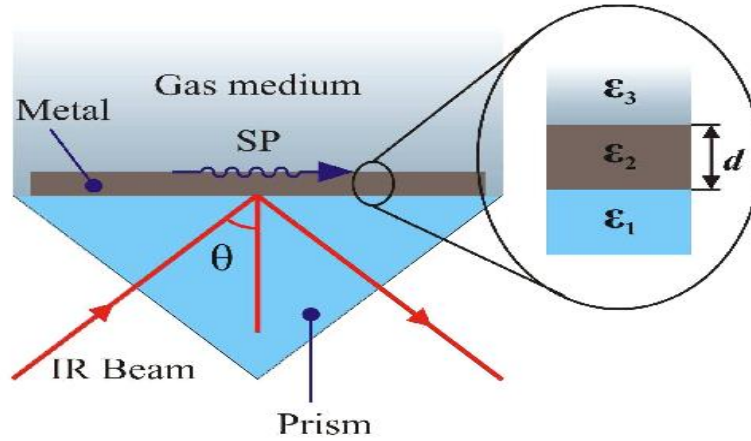
$$K_2 = \frac{2\pi}{\lambda} Re \left\{ \sqrt{\frac{\epsilon_m \epsilon_d}{\epsilon_m + \epsilon_d}} \right\} \dots\dots\dots(2-2)$$

وعندما تكون

$$K_1 = K_2$$

$$\sqrt{\varepsilon_p} \sin(\theta) = Re \left\{ \sqrt{\frac{\varepsilon_m \varepsilon_d}{\varepsilon_m + \varepsilon_d}} \right\} \dots \dots \dots (2-3)$$

ε_m ، K_1 متجه الموجه للبلازمون ، k_2 متجه الموجه للمعدن (الذهب) ، Re الانعكاسية ، ε_d دالة ثابت عزل المعدن (الذهب) ، ε_d دالة العزل لليف البصري (السيلكا)



الشكل (2-3) مخطط توضيحي لتجربة Kretschmann والتي تبين حدوث عملية الانعكاس عند الحد الفاصل بين سطح الموشور (العازل) و سطح المعدن الغني بالالكترونات .

هذه التجربة فتحت الباب نحو المزيد من البحوث وتم استعمالها في مجال مستشعرات الالياف البصرية الحيوية من خلال تصميم تركيب مشابه ولكنه يعتمد على الالياف البصرية بدل الموشور ومن خلالها يتم كشف التفاعلات الحيوية الحاصلة على سطح المعدن وكما يوضحها الشكل (2-4) أذ يبين التراكيب التي من الممكن انجازها باستخدام الالياف البصرية وتقنية SPR. ان المستشعرات المعتمدة على تقنية SPR تعتمد على الطول الموجي المستخدم في عملية اثاره المعدن وايضا على نوع المعدن المستخدم، لذلك للحصول على نتائج جيدة يجب الاختيار بعناية بين مجموعة واسعة من المعادن ولعل أفضل هذه المعادن هو الذهب الذي يمتلك دالة شغل واطئة جداً ويليها الفضة في ذلك [55] .

ولأجل زيادة قابلية الليف البصري للاستشعار ودمجه مع SPR يجب ان يتم عمل عدة اجراءات اولها يجب ان يكون هناك مطابقة في الطور بين الموجه المنشرة في الليف البصري وموجة SPR على سطحه. ثانيا، اقتصار انتشار الضوء في الألياف البصرية ضمن حدود القلب دون ان تتعدها

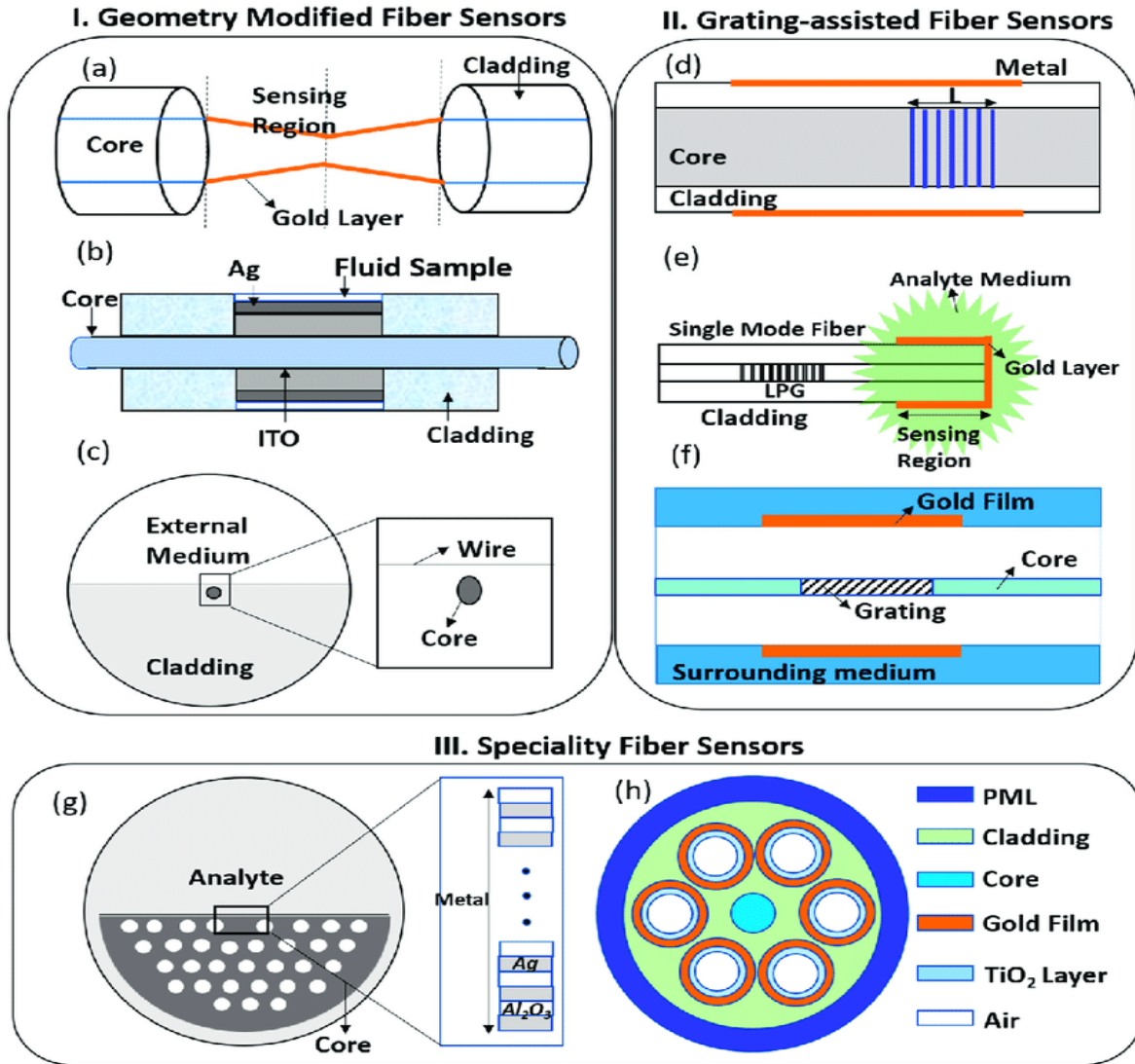
الى خارج الغلاف الخارجي حيث تم ترسيب الغشاء المعدني. ومن ثمّ هناك حاجة ماسة إلى تغيير هندسة الليف من أجل تحقيق التداخل المطلوب بين الضوء المنتشر داخل الليف ومتجه الانتشار لتردد البلازمون السطحي SPR لذلك يتم انجاز هذا التركيب وحسب الصيغ الآتية:

أولاً: يتم وضع الطبقة المعدنية قرب مجال انتشار الضوء في قلب الليف او مع الغلاف الخارجي بحيث يتضمن استمرار الطبقة المعدنية مع اتجاه انتشار الضوء. هذا النوع من الاليف يكون مكلفاً لأنه يتضمن انتاج نوع جديد من الاليف يطلق عليه الاليف البلورية الفوتونية المعدنية metallic photonic crystal. بالإضافة الى ان اعادة تغيير هندستها داخل المختبر صعب جداً حيث لا يمكن التحكم بخصائصها لاحقاً ويصعب السيطرة على خصائص الاثارة في رنين البلازمون السطحي. ان الاختلاف في معلمات الاليف مثل سمك الغلاف الخارجي او قرب طبقة المعدن من داخله من الممكن أن يكون له تأثيراً هائلاً على نوعية ومقدار الاثارة المتولدة في SPR هذا يؤدي الى التحكم بقابلية الاستشعار. يمكن التحكم بخصائص هذا النوع من الاليف البصرية بإضافة قطعة خارجية من نوعية خاصة من الاليف تسمى الاليف المحززة (Fiber gratings) والتي تعمل على مطابقة الطور للضوء المنتشر ومتجه الانتشار لموجة الرنين البلازموني وهذا يتم بدون تغيير الصفات الهندسية لليف ومن أبرز هذه الاليف الخاصة هو محرز براغ الليفي Bragg grating (FBG) [56] ومحزر طويل الأمد long period grating (LPG) [57]، محزر براغ ذي الحزوز المائلة tilted fiber Bragg grating (TFBG) [58]. أن استعمال الاليف المحززة يمكن أن يؤدي الى تعزيز الية SPR دون اجراء اي عمليات معقدة. ومما يجدر الاشارة اليه ان هذا النوع من الحلول وخصوصاً (FBG) قد لا يصلح مع الاليف احادية النمط (SMF) لأن النمط المنتقل لا يولد تهيجاً كافياً يسمح بتوليد SPR [59].

استعمال FBG للنمط المنفرد من قبل (G. Nemova and R. Kashyap (2007) [60] مع بعض التعديلات في التركيب الهندسية. من جهة أخرى كل من TFBG و LPG يمكن استخدامهما لتصنيع مستشعرات اليف بصرية من النوع احادية النمط لتوليد SPR يمكن الاعتماد عليه في عملية الكشف.

ثانياً: يتضمن هذا النوع ادخال بعض التغييرات على الشكل الهندسي لليف لغرض الحصول على افضل اداء من خلال اجراء بعض العمليات على الليف منها التخصير tapered fiber [61] و الانحاء المصقول bent and polished fiber [62] و الازالة الجزئية للغلاف partially

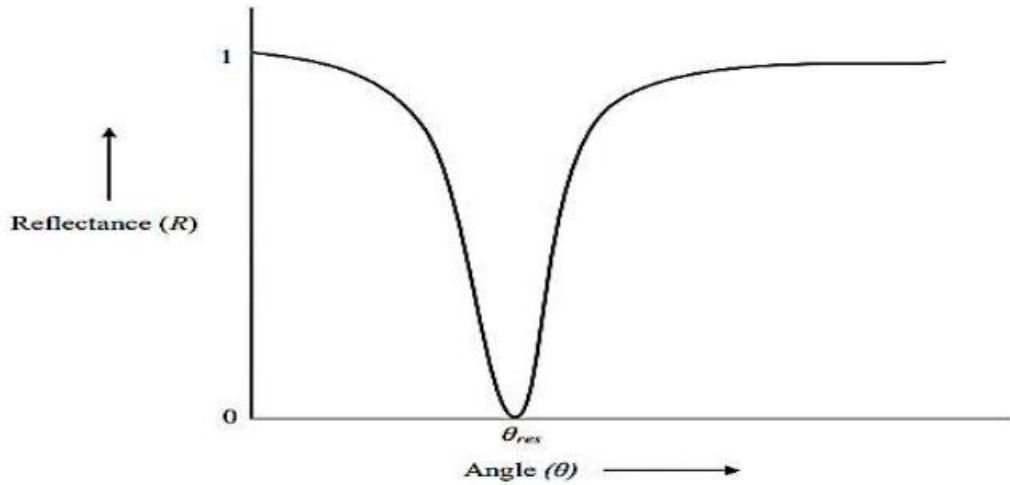
removed cladding بأحد طرق التخصير المعروفة [56-57] كل هذه الاجراءات تتضمن ترسيب طبقة معدنية على الليف البصري والتي تمثل العنصر الاساس لتحقيق عملية الاستشعار الشكل (2-4) يبين التقنيات التي ذكرت اعلاه.



الشكل (2-4): الحلول الممكنة لأنواع المختلفة من الاليف لإنجاز عملية SPR وحسب نوع الليف المستخدم.

2.6 مبدأ استشعار رنين البلازمون السطحي SPR

إثارة البلازمونات السطحية في الواجهة المعدنية العازلة ينتج عنه نقل الطاقة من الضوء الساقط إلى البلازمونات السطحية، وقد أدى هذا إلى تقليل شدة الضوء المنعكس (الانعكاس) عند زاوية معينة من السقوط تُعرف بزاوية الرنين ، وفي حال كان الانعكاس R Reflectance يقاس كدالة زاوية السقوط θ Angle يلاحظ انخفاض حاد في زاوية الرنين θ_{res} Resonance angle بسبب نقل الطاقة على سطح البلازمونات وكما موضح في الشكل (2-5) ، إذ إنّ زاوية الرنين حساسة للغاية للتغيرات في معامل الانكسار أو ثابت العزل لوسط الاستشعار ، فالتغيير الدقيق في معامل الانكسار لوسط الاستشعار يغير حالة الرنين بشكل كبير . إذ إنّ من خلال معرفة التغيير في زاوية الرنين يمكن تحديد التغيير في معامل الانكسار لوسط الاستشعار، والطريقة التي يتم فيها استعمال ثابت العزل لوسط الاستشعار يتم الحصول عليها عن طريق تغيير زاوية سقوط الضوء الساقط مع المحافظة على الطول الموجي للضوء ثابتاً هذا يعرف بالاستجاب الزاوي.



الشكل (2-5) الانعكاس (R) كدالة لزاوية السقوط (θ) عند المنشور واجهه المستخدم. لوحظ

انخفاض حاد في الإشارة المنعكسة بزواي θ_{res} [63].

هناك طريقة أخرى تسمى الاستجاب الطيفي (طريقة استجاب الطول الموجي)، إذ الطول

الموجي لشعاع الضوء يتغير مع الحفاظ على زاوية السقوط ثابتة [64].

2.7 معلمات الاداء لمستشعر SPR:

من الممكن تقييم أداء جهاز استشعار الألياف على نحو مشابه لأي جهاز استشعار كيميائي باستخدام بعض الخصائص :

2.7.1 الحساسية Sensitivity:

تعرف الحساسية في أجهزة الاستشعار على أنها قابلية قياس التغيير في إشارة الخرج لوحدة التغيير في جهاز التحليل، وفي حالة مستشعرات الألياف البصرية القائمة على SPR تعرف الحساسية على أنها التغيير في طول موجة الرنين على التغيير في معامل الانكسار ويمكن كتابته كما موضح في المعادلة (4-2) [66][65].

$$S = \frac{\Delta\gamma_{res}}{\Delta n_s} \dots \dots \dots (2 - 4)$$

حيث ان $\Delta\gamma_{res}$ The change of the resonance wavelength و Δn_s The *change of refractive index* تغير طول موجة الرنين وتغير معامل الانكسار على التوالي، ومن هذه المعادلة نستنتج وحدة الحساسية هي نانومتر لكل وحدة معامل انكسار (nm/RIU).

Refractive Index Unit : RIU

2.7.2 الدقة التحليلية Resolution:

هي أصغر تغيير لمعامل الانكسار Δn يمكن تسجيلها ، كما أنها ليست من سمات مسبار الاستشعار بل هي خاصية الكاشف، فكلما زاد دقة الكاشف كانت دقة المستشعر أعلى، في حالة أجهزة الاستشعار الطيفية فإن تحليل المستشعر محدودة بواسطة كاشف مقياس الطيف، ويتم إعطاء دقة أجهزة استشعار الألياف البصرية SPR بالمعادلة (2-5) [64]:

$$R = \frac{\Delta n_s}{\Delta\gamma_{res}} \Delta\gamma_{DR} \dots \dots \dots (2 - 5)$$

إذ إن $\Delta\gamma_{DR}$ Spectral resolution of the spectrometer الدقة الطيفية للمطياف.

Signal To Noise Ratio

2.7.3 نسبة الإشارة الى الضوضاء

الضوضاء عبارة عن تباين عشوائي في إشارة خرج المستشعر الذي لا يحمل أي معلومات، ويمكن أن تحدث في إشارة الخرج بدون أي إشارة إدخال، فقد يكون بسبب بعض الأوضاع البيئية وتكرار التحليل، كما يحتوي المستشعر على بعض الضوضاء في الجهاز نفسه تسمى الضوضاء المتأصلة. والمستشعر الجيد هو الذي تكون فيه الحد الأدنى من الضوضاء أو بعبارة أخرى هو إشارة الازعاج إلى نسبة الضوضاء Signal To Noise Ratio(SNR) . ونسبة الإشارة إلى الضوضاء لأجهزة استشعار الألياف البصرية SPR المعطاة عند معامل انكسار محدد بواسطة المعادلة (2-6): [64]

$$SNR_{(n)} = \left[\frac{\Delta\gamma_{res}}{\Delta\gamma_{0.5}} \right] \dots \dots \dots (2 - 6) .$$

إذ إن $\Delta\gamma_{0.5}$ Width of the spectral curve عرض المنحنى الطيفي.

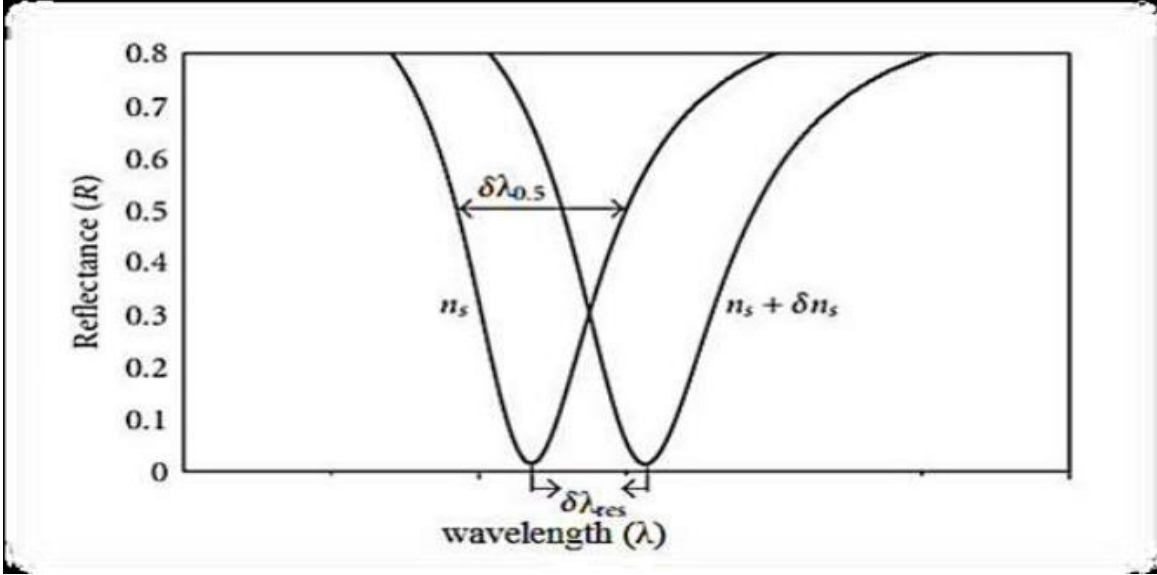
Figure of Merit (FOM):

2.7.4 . قيمة الكفاءة

قيمة الكفاءة تعرف على أنها النسبة بين حساسية المستشعر الى نصف عرض المنحنى الطيفي، إذ إن المستشعر الجيد هو ذا القيمة العالية لـ FOM ، أي الحد الأدنى من عرض المنحنى الطيفي مع حساسية عالية. حيث يحسب FOM من المعادلة (2-7): [64]

$$FOM = \frac{S}{\Delta\gamma_{0.5}} \dots \dots \dots (2 - 7)$$

ال (FWHM او $\Delta\gamma_{0.5}$) و $\delta\gamma_{res}$ يمكن الحصول عليها من منحنيات استجابة SPR لمعاملات انكسار المختلفة مثلما هو موضح في الشكل (2-8) .

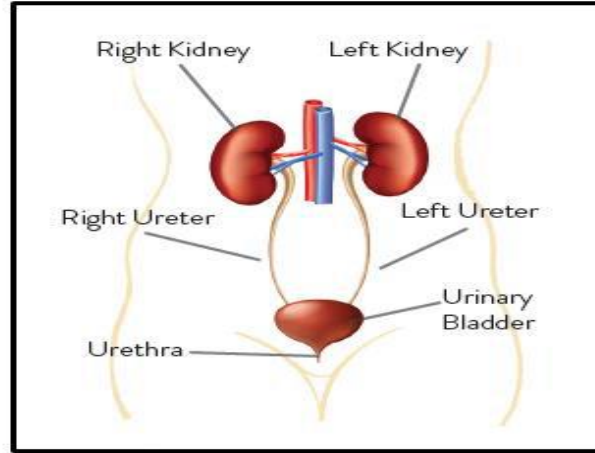


الشكل (2-6) منحنيات SPR لمؤشرين انكسار مختلفين لطبقة الاستشعار [64].

2.8- الكلى

The Kidneys

جسم الانسان يمتلك كليتين و حجم كل كلية تقريبًا بحجم قبضة اليد ، وموقعها في منتصف الظهر اسفل القفص الصدري كما موضحة في الشكل (2-9) [67] . إن دور الكلى مهم في تصفية الفضلات من الطعام والأدوية والمواد السامة للحفاظ على صحة الإنسان، فعلى سبيل المثال يمكن أن يكون ارتفاع مستوى اليوريا مؤثرًا على الفشل الكلوي، إذ يتراوح متوسط مستوى اليوريا الطبيعي في جسم الإنسان بين 3mM-7mM أما في حال كان تركيز اليوريا بين 30mM-80mM فهذا يدل على ضعف في وظائف الكلى، وفي هذه الحالة يجب العلاج بغسل الكلى [72-71] ، لهذا فإن قياس تركيز اليوريا مهم جدًا لتشخيص مثل هذا المرض، لهذا فقد عمل الباحثون على تطوير المتحسسات البصرية بالاستعانة بظاهرة رنين البلازمون السطحي (SPR) للكشف عن نفايات الكلى وقياس التفاعلات ثنائية الجزيئات في الوقت الحقيقي والوضع الخالي من الملصقات في محاولة لتطوير كلية صناعية وكانت طريقة جيدة جدًا.



الشكل (2-7) يوضح الاجزاء الرئيسية للجهاز البولي [67]

الفصل الثالث

الجزء العملي

3.1- المقدمة

Introduction

في هذا الفصل سنوضح الإجراءات التجريبية مع إعطاء صورة واضحة عن الأجهزة المستعملة في العمل الحالي من اختيار نوع الليف إلى الأجهزة البصرية كالقياس المطبق على الألياف البصرية ثم إلى المواد المستعملة بعد ذلك معرفة طرائق تحضير العينات وتراكيزها كلها مذكورة بالتفصيل ، وكذلك نبين طريقة ترسيب المعادن بتقنية الطلاء الأيوني بطبقة رقيقة من الذهب وعملية تصميم المستشعر وصولاً إلى حساب النتائج للحصول على الطيف الناتج بالنهاية والوصول إلى طيف رنين البلازمون.

3.2- المواد الكيميائية

Chemical Materials

تشمل المواد التي تم استعمالها لإعداد العينات: حامض (HF) ، ماء مقطر، كحول الايثانول وحامض اليوريك من النوع المستعمل في التحليلات المرضية، مثلما موضح في الجدول (3-1) .
الجدول (1-3) يحتوي على المواد الكيميائية المستخدمة في الرسالة

| ت | المواد | الوزن الجزيئي gm/ mol | الصيغة الكيميائية |
|----|--------------------|-----------------------|----------------------------------|
| 1. | حامض اليوريك | 168.1103g/mol | CH ₃ COOH |
| 2. | كحول الايثانول | 46.069g/mol | C ₂ H ₅ OH |
| 3. | حامض الهيدروفلوريك | 20.0036 g/mol | HF |

3.3- خطوات تصنيع المستشعر الحيوي

Biosensor Design

أستعمل في هذا العمل الألياف البصرية متعددة الأنماط بقطر $125.5 \mu\text{m}$ ذات قلب من السليكا (SiO₂) كما إنّ الليف مغطى بطبقة خارجية من البلاستيك، وآخر داخلي يتماس مع قلب الليف . نهاية الليف تمتلك فتحة عددية نوع FC . خطوات تصميم المستشعر:

1. **عملية تنظيف الألياف البصرية:** عملية التنظيف هو تجريد الألياف من الغلاف الخارجي (Jacket) باستعمال مقص مصنوع خصيصاً للألياف البصرية دون تلف يدعى (the Distributor, Type Pro'skit8PK-326) ، مثلما موضح في الشكل (1—3) يقشط الثقب الأول غلاف الألياف 1.6-3 mm وصولاً إلى $600-900 \mu\text{m}$ الطلاء العازل،

والثقب الثاني يقشط الغلاف الثاني وصولاً إلى لطلاء الليف $250 \mu\text{m}$ ، والثقب الثالث والأخير يقشط كابل من $250\mu\text{m}$ وصولاً إلى ألياف البوليمر بدون شقوق أو خدوش، ومن ثم التأكد من أن الألياف نظيفة تمامًا باستعمال كحول الإيثانول 90% مع مناديل خاصة بالتنظيف الألياف.



الشكل (3-1) صورة لمقص (the Distributor, Type Pro'skit8PK-326)

2. يتم تقطيع الألياف بطول 10cm باستعمال قاطع دائري لضمان نهاية الليف البصري بزاوية قطع 90° .



الشكل (3-2) القاطع الدائري.

4. يتم تشميع نهاية الألياف البصرية بالشمع مع إبقاء وسط الليف البصري بدون تشميع لتهيئة الألياف لعملية الحفر الكيميائي.

5. ترك الألياف مدة من الزمن لتجف ومن ثم يتم تقسيمها كل عشرة قطع من الألياف ووضعها بعبوة خاصة.

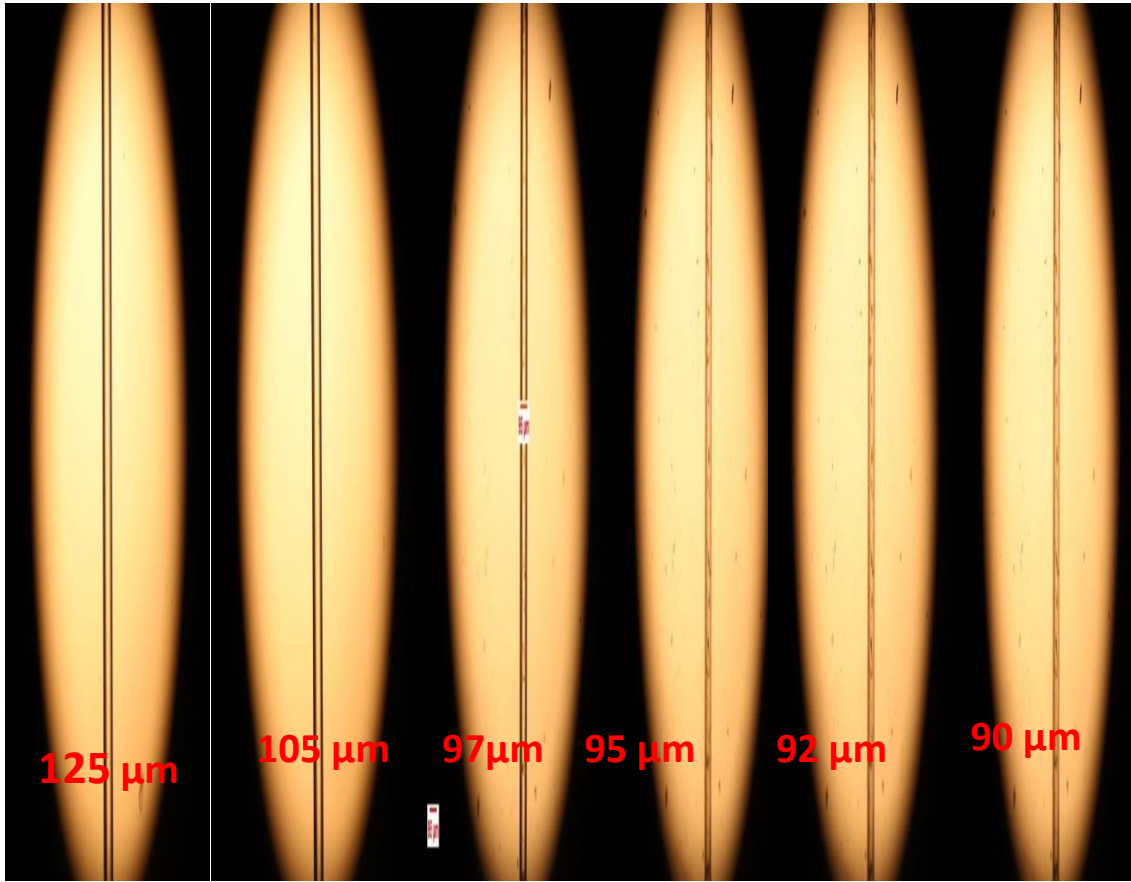
إلى هنا اكتملت عملية التقطيع والتنظيف وأصبحت الألياف جاهزة.

6. قشط (تخصير) الألياف البصرية الزجاجية (متعدد الأنماط) : من أهم خطوات تحسين حساسية المستشعر الحيوي المعتمد على رنين البلازمون السطحي هي إعادة هندسة الليف البصري وقد تمت هذه العملية بتنحيف قطر الليف، وهذه الخطوة اتاحت الفرصة لأكبر كمية من الإشعاع للتفاعل مع السطح المعدني المرسب على الليف البصري وبالتالي فإنّ هذا يؤدي إلى زيادة الحساسية للمستشعر مع زيادة بالانتقائية للمواد المراد حساب نسبتها .

تمت عملية القشط بوضع الليف البصري في حامض HF المخفف بنسبة 1:10 بأوقات مختلفة ونتيجة لتفاعل الحامض مع الليف قل سمك الليف، إذ من المعروف قدرة تفاعل حامض HF مع SiO_2 وهي المادة الأساس لليف البصري الزجاجي ومثلما موضح في الشكل (3-3) .

الجدول (3-2) أقطار الألياف الزجاجية متعددة الأنماط قبل وبعد عملية الحفر

| Diameter Before Tapering | The life time of the fiber in the acid | Diameter After Tapering |
|--------------------------|--|-------------------------|
| 125µm | 5min | 105µm |
| 125µm | 10mint | 97µm |
| 125µm | 15mint | 95µm |
| 125µm | 20mint | 92 µm |
| 125µm | 25mint | 90 µm |



الشكل (3-3) يوضح تأثير التفاعل الكيميائي على الألياف البصرية باستعمال المجهر الضوئي الماسح (SEM).

الشكل (3-3) يظهر أقطار الألياف البصرية باستعمال المجهر الضوئي الماسح (SEM) ويوضح تأثير حمض HF على الألياف الزجاجية متعددة الأنماط .

3.5 - قياس قطر الألياف البصرية بعد عملية القشط الكيميائي

Measure the diameter of the fibers after the Etching process

يتم قياس قطر الألياف بعد القشط عن طريق وضعها على شريحة وقياس القطر باستعمال المجهر الضوئي . إذ كانت أقطار الألياف بعد القشط $(90, 92, 95, 97, 105) \mu\text{m}$ للألياف متعددة الأنماط بالتدرج الزمني لبقاء الليف البصري في حامض الهيدروفلوريك (HF) وهي على التوالي $(5\text{min}, 10\text{min}, 15\text{min}, 20\text{min}, 25\text{min})$ مثلما هو موضح في الشكل (3-3).

(3) يظهر تأثير حمض HF على الألياف الزجاجية البصرية التي تبين تناقص سمك الألياف البصرية مع زيادة الوقت.

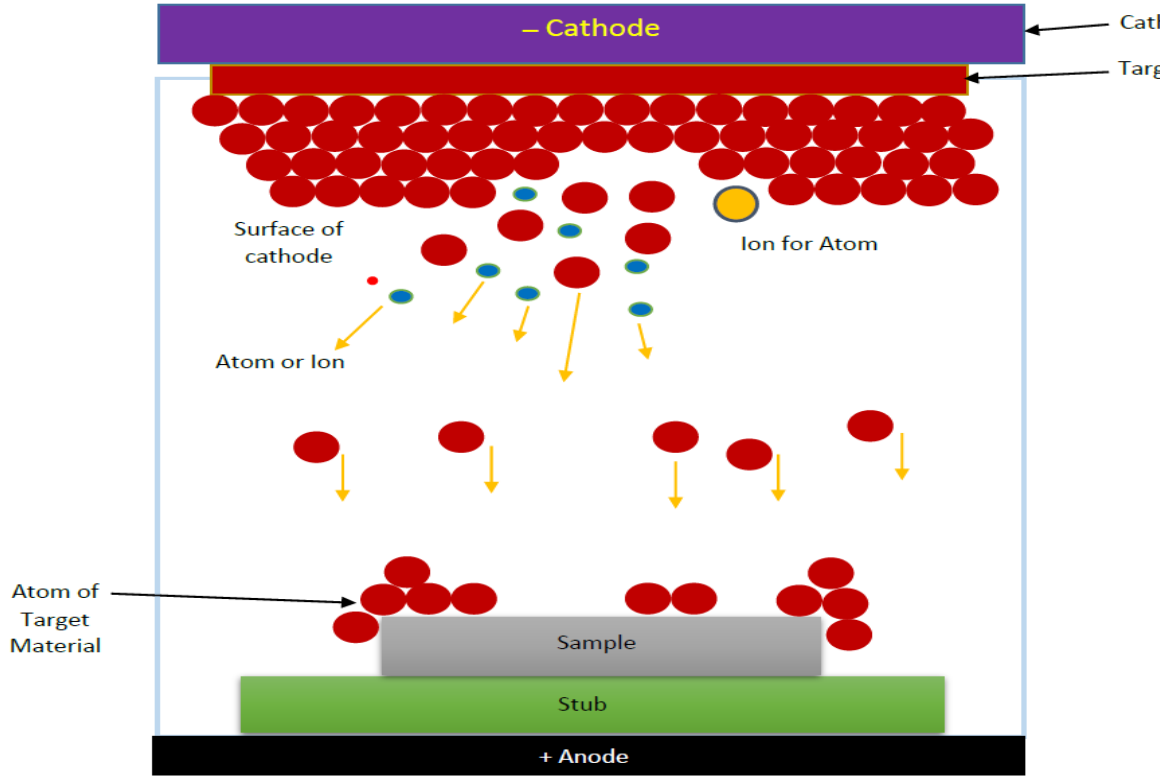
3.6. الأدوات والأجهزة Machines and devices

الأدوات والأجهزة المستعملة في تصنيع جهاز مستشعر الألياف البصرية SPR وتصنف كالآتي:
1- منظومة طلاء الايون.

بعد عملية القطع والقشط الكيميائي والتنظيف استعملت منظومة طلاء الايون (Model KIC-1A) (صنع كوريا الجنوبية) لترسيب المادة المراد الطلاء بها على الليف البصري ، إذ إنّ هذه المنظومة يمكنها أن تنتج حجم جسيمات وسمك طلاء موحد .

مواصفات هذه المنظومة ، حجم الغرفة (4.75*4.75)(120OD*120 mm high)، الحد الأدنى للتفريغ $5 \cdot 10^{-3}$ mber، إمدادات التبخر: حلقة تغذية استرجاع تعتمد على المعالجات الدقيقة يتم التحكم فيها باستشعار التيار / الجهد عن بُعد ، السلامة المتشابكة عن طريق متغير مستوى الفراغ، اعلى تيار 135A، مع حماية من التيار العالي، القياس التناظري: 0-200A. جهاز مراقبة السمك عالي الدقة 0-10MTM.

يستعمل الجهاز KIC-1A تقنية الرش لإيداع أغشية رقيقة من المواد المختلفة المراد ترسيبها على العينة لتحضيرها للمسح بالمجهر الإلكتروني (SEM)، وهذا الطلاء رقيق السمك من مادة موصلة للكهرباء . وتشمل هذه الطلاءات الذهب Au والبلاتين Pt وغيرها ، وهي مهمة بشكل خاص لدراسة العينات باستعمال SEM ، فعندما يتم تطبيق الجهد بين العينة والهدف في حالة فراغ محدد داخل الحجرة ، تصبح جزيئات الهواء المتبقية بلازما (متأينة) وتتكون الإلكترونات والأيونات . علاوة على ذلك ، تتحرك الإلكترونات والأيونات بسرعة عالية تتصادم مع جزيئات الغاز ، ويتسارع التأين بمقدار تصادم إلكترونات والجزيئات ، مما يؤدي إلى تصادم الأيونات الناتجة على جزء الكاثود من الهدف ، وتضرب الجسيمات المستهدفة وتتصادم جزيئات المادة الخام وتلتصق لتشكل طبقة طلاء، ويعد الطلاء المتطاير طريقة شائعة لتغليف العينات مثلما هو موضح في الشكل (3-4).



الشكل (3-4) : رسم توضيحي لكيفية طلاء الايون.

2- تحضير الألياف البصرية لمنطقة الاستشعار :

تم استعمال الياف متعددة الانماط من الأنواع المستعملة في مجال الاتصالات ذات قلب من السليكا SiO_2 ذات قطر كلي $125\mu\text{m}$ وتمتلك غلاف خارجي واقى من البلاستيك وكذلك داخلي على تماس مع قلب الليف البصري ، إذ كانت الفتحة العددية لليف في نهايته نوع FC ، وكان طول الألياف 10cm بدون سترة وجزء صغير من الليف تم الصاقة بمادة صمغية طولها حوالي 10mm من الوسط ومن ثم نقوم بعملية التنظيف.

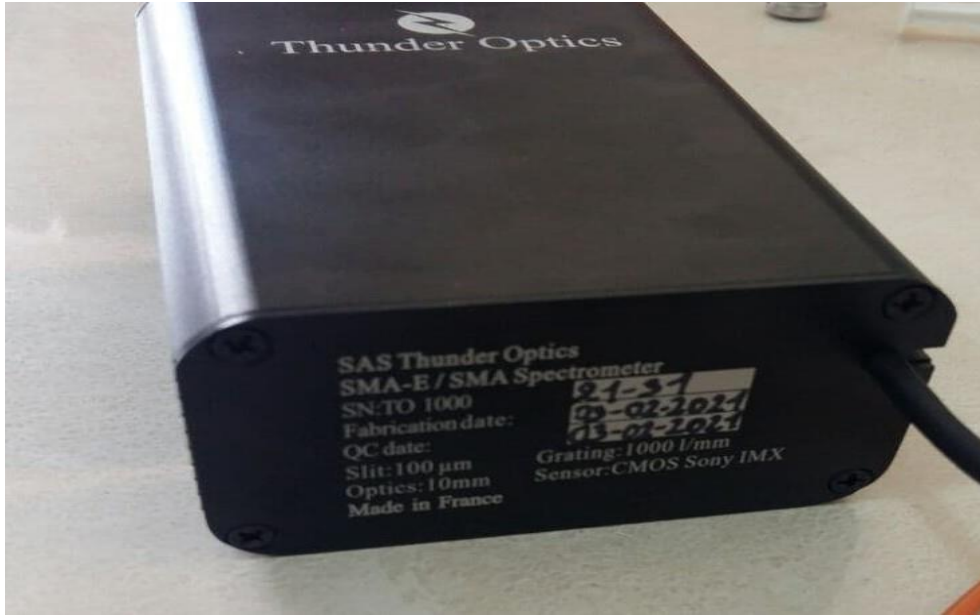
يتم تنظيف الجزء المغطى الذي تم إزالته باستعمال ماء مقطر ثم يرسب الذهب بسمك حوالي $(40\text{nm} \pm 5\text{nm})$ باستعمال آلة الطلاء (ION_COATER)

3- المصدر الضوئي

المصدر الضوئي المستعمل في هذا العمل هو مصباح هالوجين بقدرة 50 watts و12V. يشع الضوء على مدى يتراوح بين 900nm-200. تم تجهيز المصباح "SMA 905" بموصلات لتعظيم اقتران بين الضوء والألياف البصرية .

4- محلل الطيف :

محلل الطيف المستعمل في هذا العمل (THUNDER OPTIC فرنسي الصنع) ، وقد تم تجهيزه بموصل (SMA 905) لتحسين موضع الألياف، إذ إنّ متوسط الطول الموجي للمحلل الطيفي هذا بين 200-900nm بحساسية 0.1nm ، وهو يمتاز بقدرتها على الاتصال والتحكم عن طريق إخراج USB للكمبيوتر. مثلما موضح في الشكل (3-5). اتاحت هذه الميزة التحكم في المطياف وكذلك تخزين ومعالجة البيانات بواسطة جهاز كمبيوتر محمول مجهز بـ برنامج معالجة البيانات، ويتم الاتصال عن طريق كابل مباشرة إلى منفذ USB على الكمبيوتر.



الشكل (3-5) : صورة لمحلل الطيف.

5- عملية التوصيل بين الألياف البصرية وبقية أجزاء المستشعر:

تمت عملية التوصيل باستعمال موصلات خارجية من النوع L925B ومثلما هو مبين في الشكل (3-6) وهذه الموصلات تعد مثالية لعملية اللحام الميكانيكي والتي تعطي نتائج جيدة مقارنة بعمليات اللحام الأخرى، إذ لا تتضمن أي تغيير بخصائص الليف البصري.



الشكل (3-6) يوضح صورة الموصلة بين الألياف الخارجية في المستشعر الحيوي.

6- إيجاد معامل الانكسار بواسطة المجهر

تم في هذه الطريقة إيجاد معامل الانكسار للجسم بالاعتماد على قياس العمق الحقيقي والظاهري لجسم موضوع في سائل باستخدام المجهر الضوئي الموضح في الشكل (3-7)، إذ تم حساب معامل الانكسار من إيجاد الفرق بين العمق الحقيقي والعمق الظاهري للجسم.

$$n = \frac{PA}{\bar{p}A} = \frac{\text{العمق الحقيقي}}{\text{العمق الظاهري}}$$



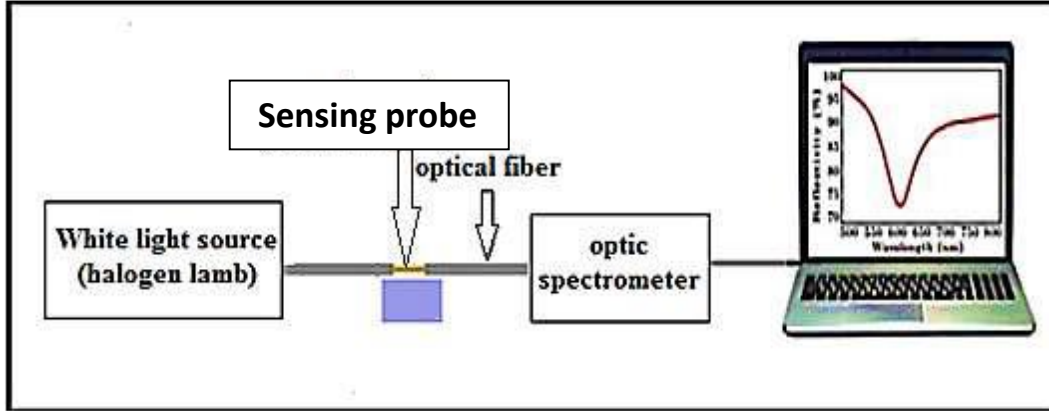
الشكل (3-7) صورة للمجهر الضوئي الذي تم استعماله لحساب معاملات الانكسار

3.7 تحضير العينات

تم تحضير عينات حامض اليوريك باستعمال الكت المختبري مصري الصنع من شركة (SPECTRUM) إذ تم اضافة محلول حامض اليوريك بنسب مختلفة مختلفة (2,4,6,8,10,20,30,40,50,60)mM إلى 100ml من الماء المقطر.

3.8- طريقة العمل :

تتكون تجربة قياس طيف الضوء المنقول من مصدر ضوء (مصباح هالوجين) عبر الألياف البصرية ومن ثم إلى المطياف ، إذ يتم ربط مقياس الطيف بجهاز الكمبيوتر عن طريق كبل يتم توصيله مباشرة إلى منفذ USB، يتم عرض منحنيات تغيير الشدة المارة مع الطول الموجي و تم حفظها بواسطة برنامج Microsoft Excel ، ويوضح المخطط في الشكل (3-8) أجزاء التجربة المستعملة لقياس خصائص الاستشعار لمستشعر الألياف البصرية الحيوي المعتمد على رنين البلازمون السطحي .



الشكل (3-8) : مخطط يوضح عملية ربط المستشعر المصنع .

الفصل الرابع النتائج والمناقشة

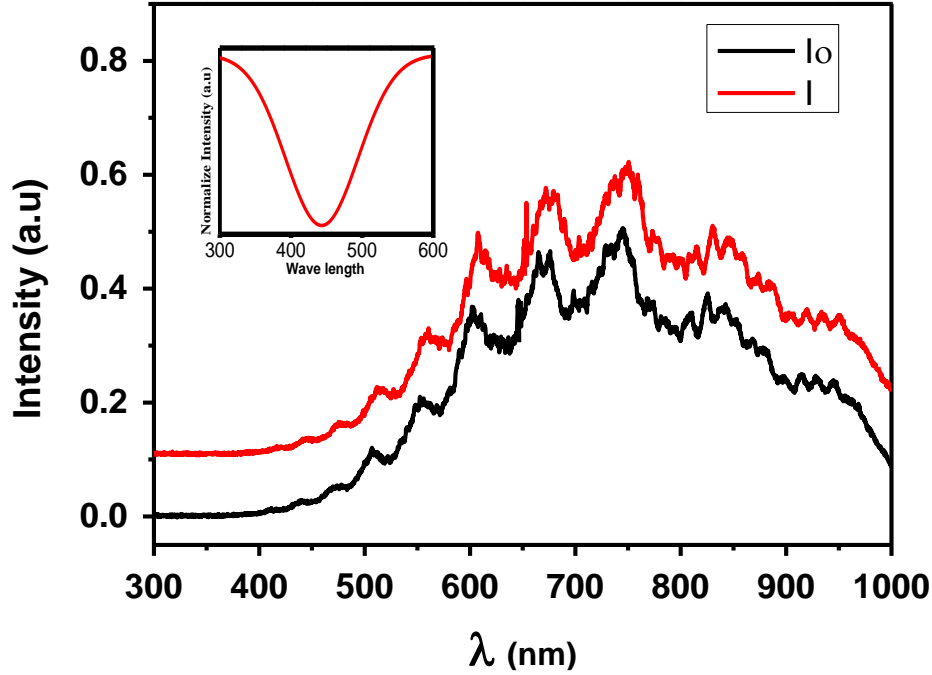
4-1. المقدمة

إنّ الهدف من هذا العمل هو تصنيع مستشعر الألياف البصرية وتحسين خصائصه و المعتمدة على رنين البلازمون السطحي للكشف عن نسبة حامض اليوريك في العينات.

وفي هذا الفصل تم عرض نتائج المستشعر الحيوي المصنوع من الألياف البصرية التجارية متعددة الأنماط و مناقشة تأثير قطر الألياف البصرية على خصائص المستشعر الاحيائي ، وكذلك مناقشة تأثير معامل الانكسار نتيجة تغيير تركيز حامض اليوريك بوجود طبقة من الذهب على الألياف البصرية والتي تعد هي العنصر الأساس في عملية الاستشعار والتي تحدث عندها ظاهرة البلازمون السطحي، إذ أنّ فعاليته شديدة الحساسية .

4-2 المقارنة بين الشدة قبل وجود العينة والشدة بوجود حامض اليوريك :

بالاعتماد على قياسين مختلفين من الشدة الناتجة احدهما بدون وجود المادة المراد كشفها والأخرى بوجود حامض اليوريك ، ومن ثم يتم تسجيل النتائج للشدة Io و I للطيف المار خلال المستشعر الحيوي للألياف البصرية على التوالي ومثلما موضح في الشكل (4-1) . تحسب الطاقة المارة لمستشعر رنين البلازمون السطحي بقسمة Io على I. إذ يبين هذا الشكل بوضوح سلوك SPR للمستشعر الذي تم تصنيعه ، تمت ملاحظة إن منحنى SPR له قمة واحدة والتي تشير إلى إنّ سطح المعدن متجانسًا تقريبًا والسماكة متماثلة على طول منطقة الاستشعار، وكذلك فإن كمية الضوء التي تمر عبر الألياف كافية لإحداث تأثير يمكن قياسه ويكفي لإنتاج رنين البلازمون السطحي، ولمعايرة مستشعر SPR تم القياس لعينة حامض اليوريك بتركيز (2mM) وذلك لضمان إن المستشعر يعمل بالشكل الصحيح والقيم سوف تمثل القيم الفعلية للمادة التي يراد معرفة قياسها وليس مادة ثانية ولمنع أي تداخل ربما يحدث بسبب وجود أي شوائب أو مواد اخرى، إذ تمت ملاحظة إنّ أعلى قمة للرنين Resonance Peak (أعظم طاقة منقولة) خلال السطح المعدني وقعت عند الطول الموجي 443 nm.



شكل (4-1) يبين شدة الضوء قبل وجود العينة (I_0 يظهر باللون الاسود) أي في الهواء ، وشدة الضوء بعد العينة (I يظهر باللون الاحمر) .

4-3 تحضير تحاليل معايرة معامل الانكسار

Perparation of refractive index calibration solutions

تمت معايرة المستشعر الذي تم تصنيعه في هذا العمل، إذ تم استعمال مجموعة من المحاليل معروفة التراكيز ومعامل الانكسار، واستعمل محلول السكر بتركيز 20% إلى 80% بتغيير ثابت مقداره 20 كون اختلاف التركيز ينتج تغيير يمكن ملاحظته في معامل الانكسار (RI). بسبب ثبات الفعالية الكيميائية (النشاط الكيميائي) فضلاً عن امكانية الحصول على تغيير واضح وقابل للقياس لمعاملات الانكسار لذلك يمثل المحلول الامثل لإنجاز عملية المعايرة . شكل (4-2) يبين منحنى المعايرة لمستشعر SPR في محاليل السكر ذات معاملات الانكسار والتراكيز المختلفة، يوضح الشكل تغيير معامل الانكسار من 1.341 الى 1358 عندما ازدادت التراكيز من 20% إلى 80% إذ كانت نسبة التزايد هي 0.017 لكل التراكيز وعامل الخطية ($R= 0.988$). من الممكن ايجاد معامل الانكسار عند اي تركيز ضمن الحدود المذكورة انفاً باستعمال معادلة الخط المستقيم ادناه:

$$Y = a + bC$$

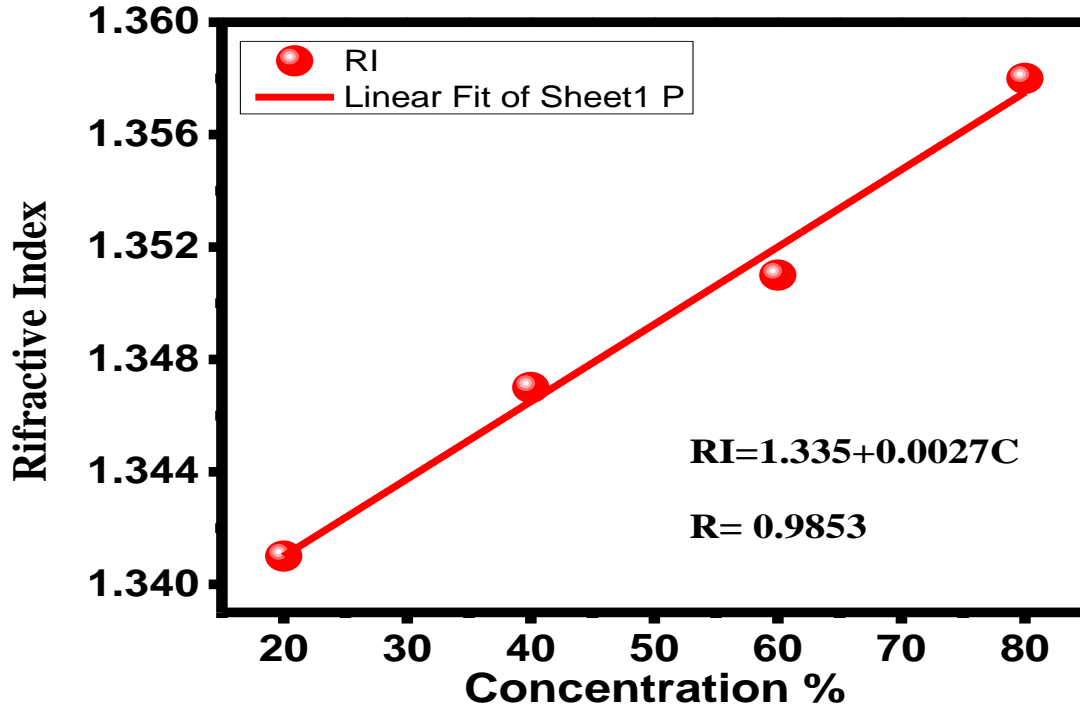
إذ أن

C يمثل التركيز

Y يمثل قيمة معامل الانكسار

a يمثل قيمة المقطع السيني

b قيمة الميل



الشكل (4-2) تغير معامل الانكسار مع محلول السكر عند تراكيز مختلفة و معادلة حساب معامل الانكسار عند تراكيز مختلفة.

الشكل (4-2) يبين ان معامل الانكسار يتغير مع تغيير التركيز بشكل خطي لذلك الارتباط بين هذين المتغيرين يمكن الاعتماد عليه في إجراء عملية القياس ولمختلف التراكيز لحامض اليوريك ، مع هذا يمكن تفسير قابلية المستشعر على احداث التغيير في معامل الانكسار اعتماداً على تغير

الجزء الحقيقي من دالة ثابت العزل الكهربائي للمعدن والذي بدوره يتفاعل مع الجزء الحقيقي من متجه الموجة للبلازمون السطحي K_{SPR} هذا يؤدي إلى تغير حالة الرنين فينتج تغيراً في تفاعل سطح المعدن مع الوسط المحيط هذا التغيير يعمل على تغيير الشدة المارة خلال الليف البصري، و يعود السبب في إنَّ التغير في معاملات الانكسار بشكل واضح إلى قيم جميع معاملات الانكسار للوسط والجزء الحقيقي من متجه موجة البلازمون السطحي ذات قيم كبيرة أكبر من الجزء الخيالي (معامل الخسارة) . وللتوضيح أكثر سوف نقوم بتفصيل كل من الجزء الحقيقي والخيالي في دالة ثابت العزل الكهربائي:

$$\epsilon = \epsilon_r - i \epsilon_i$$

ثابت العزل : مقياس لمدى قدرة المادة على تركيز خطوط المجال الالكتروستاتيكي

$$\epsilon_r = n_0^2 - k^2$$

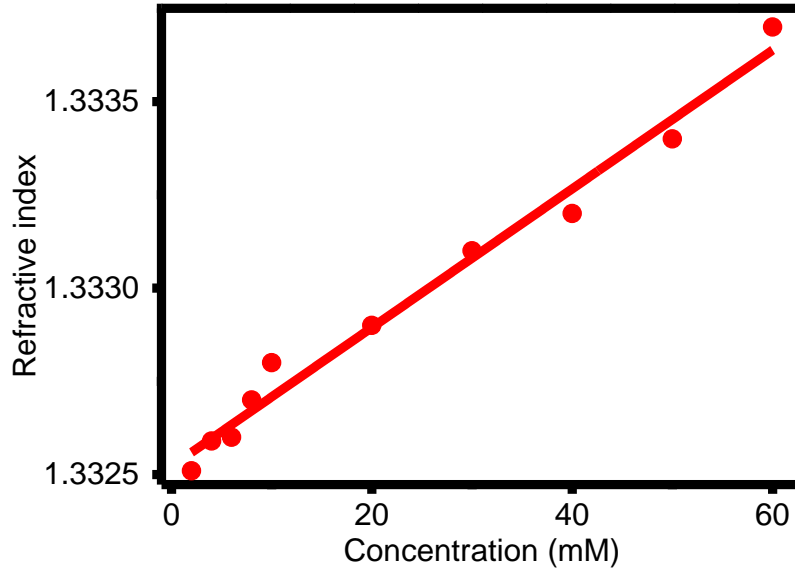
$$K^2 \text{ معامل الخمود}$$

$$n_0^2 \text{ معامل الانكسار}$$

الجزء الخيالي : مقياس لامتناص طاقة الاشعاع الساقط من ذرات المادة

$$\epsilon_i = 2n_0 k$$

كما تم حساب معاملات الانكسار لعينات سائل حامض اليوريك ولجميع التراكيز المتدرجة من (2-60)mM للحالة لفترة القشط الكيميائي 15min مثلما هو موضح بالشكل (3-4) إذ نلاحظ تغيير في معاملات الانكسار بشكل طفيف نتيجة لتغير التركيز.



الشكل (4-3) تغير معامل الانكسار مع تركيز المحلول الحاوي على حامض اليوريك.

4-4 طيف رنين البلازمون السطحي للعينات التي تحتوي على حامض اليوريك:

تم الحصول على طيف SPR للعينات التي تحتوي تراكيز حامض اليوريك (2-60mM) ، لأوقات مختلفة من عملية القشط الكيميائي كما أشرنا سابقا وتمت دراسة تغير الطيف مع تغير التراكيز إلى جانب دراسة تغيير القطر على عملية القياس ، إذ إن معرفة الطول الموجي لرنين البلازمون السطحي لكل حالة أهمية خاصة، لأنه من خلاله نستطيع تحديد المعلمات الرئيسية للمستشعر الحيوي إذ يصبح بالإمكان الكشف عن حامض اليوريك أو غيرها من المكونات الحيوية. وعند عمل المستشعر تمت ملاحظة إنه في حال ازداد التركيز لعينات حامض اليوريك ازاحة قيمة القعر للمنحنى إلى الأطوال الموجية الأعلى للـ SPR حيث ان كل الاطيف في الشكل (4-4) تمثل الطاقة المعيارية المارة من خلال المستشعر كدالة للطول الموجي ، و نشاهد انتقال SPR لجميع العينات باتجاه الأطوال الأعلى، وهذا يدل على تغير في معامل الانكسار او ممكن التوضيح بشكل اخر تغير تردد SPR.

في الشكل (4-4) A أزيحة قمة قعر موجة SPR نحو الأطوال الموجية الكبيرة كما موضح في الجدول (4-1)، وأظهرت النتائج زيادة في الأطوال الموجية مع زيادة التركيز للمحلول، وهذا ناتج من تغيير معاملات الانكسار والتي تؤدي إلى تغيير تردد الالكترونات في المعدن الملامس

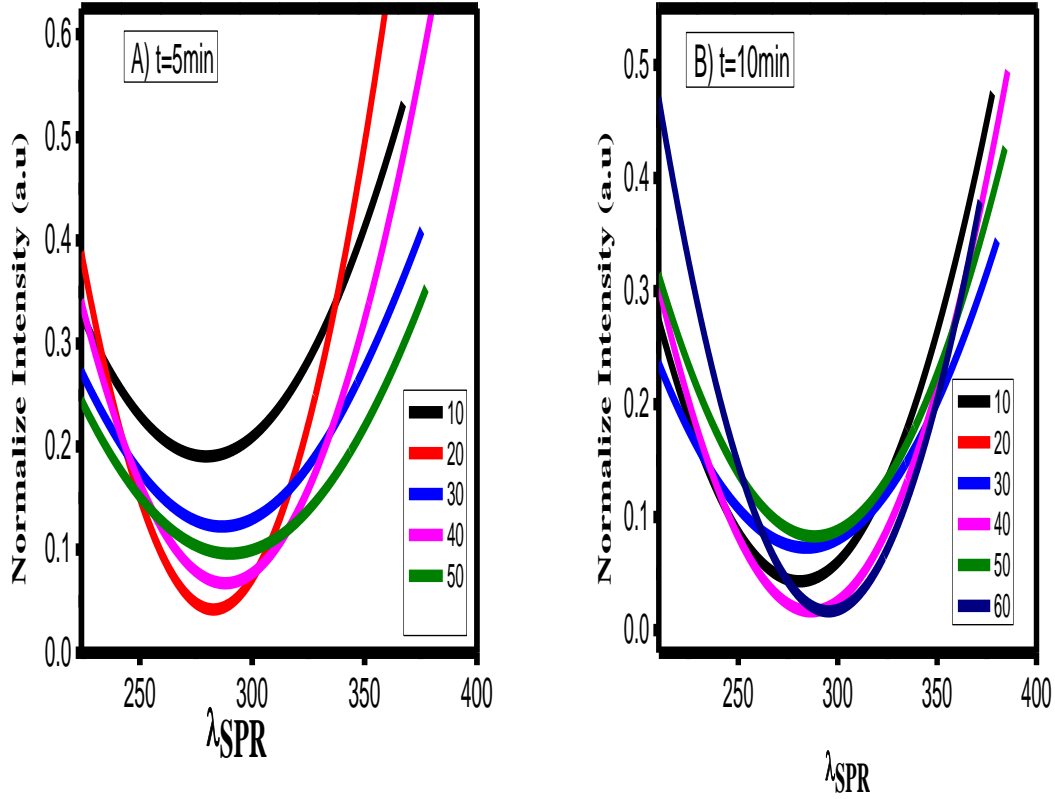
للموسط إذ إن أي تغيير في معامل انكسار الوسط يقابله تغيير في نقل الطاقة بين المعدن والوسط ، وهذا ناتج على الأرجح من التفاعل المباشر بين المعدن والوسط ، وعند تغيير معامل الانكسار نحو القيم الأعلى يؤدي إلى استهلاك جزء من طاقة النظام مما يقلل من تردد الالكترونات في المعدن ، وهذا التغيير محاولة من النظام للحفاظ على توافق بين معامل الانكسار ودالة العزل للمعدن ، ومقدار الفرق بين الترددتين يمثل الشغل المنجز اثناء عملية الاهتزاز، ومن الملاحظ ان عملية الاهتزاز الرنيني بين الاشعاع الساقط والكترونات المعدن تمثل اهتزاز موقعي ممتد على سطح المعدن بكاملة إذ إن السطح المعدني يمثل وسط واحد وهذا يتفق مع النتائج اللاحقة التي ولدت قمة واحدة، وهذا التفسير ينطبق على كل المستشعرات التي تم تصنيعها.

اما الشكل (4-4) B كذلك أزيحة قمة قعر موجة SPR ايضا نحو الاطوال الموجية الاعلى كما موضح في الجدول (4-1)، إذ استمر النقصان في قطر الليف البصري وهذا يسمح بزيادة كمية الطاقة المنقولة من الضوء الساقط وبالتالي تتحفر كمية أكبر من الالكترونات، ويفسر ذلك كما بينا في الحالة السابقة .

عندما كانت قيمة التركيز 60 mM و التوقيت 5min وكذلك عند التركيز 20 mM في التوقيت 10min كانت قيم نسبة الاشارة الى الضوضاء 2.220 و 2.02 على التوالي وهي اكبر من المتوقع وسبب ذلك يعود الى احتمالية تشوه الليف البصري عند هذه التراكيز نتيجة لعملية القشط الكيميائي.

الجدول (4-1) يوضع ازاحة قيم رنين البلازمون السطحي مع زيادة تركيز عينات حامض اليوريك اثناء الحفر الكيميائي للفترة الزمنية (5-10)min

| التركيز | λ_{SPR} (5min) | λ_{SPR} (10min) |
|---------|------------------------|-------------------------|
| 10 | 279.53 | 280.8 |
| 20 | 282.75 | 283.89 |
| 30 | 286.55 | 284.18 |
| 40 | 288.03 | 286.59 |
| 50 | 289.99 | 288.33 |
| 60 | 295.91 | 295.38 |



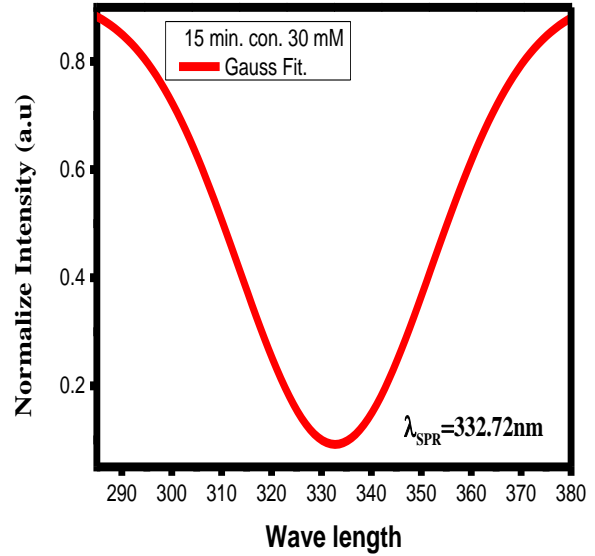
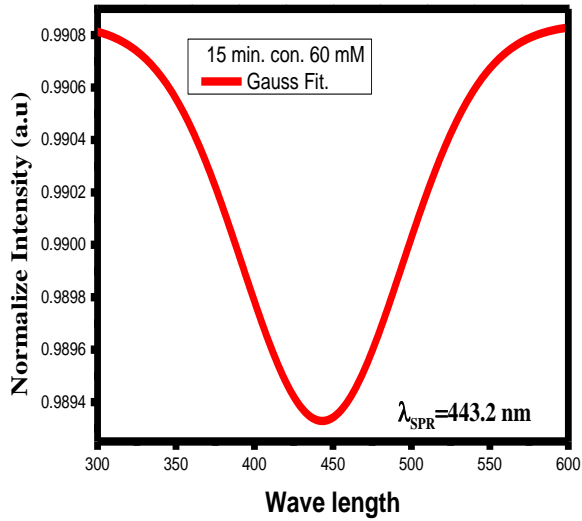
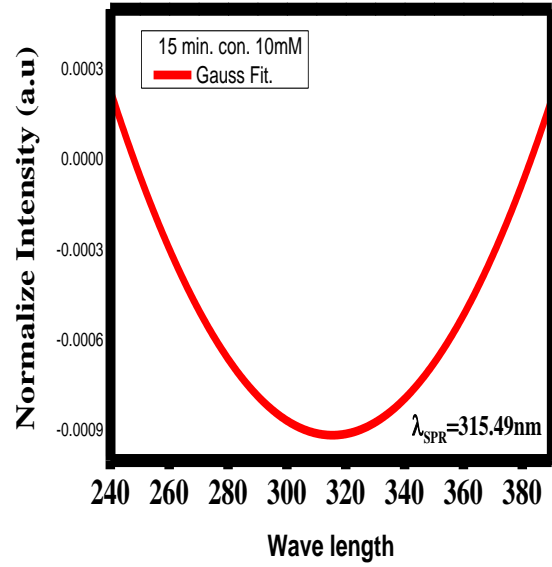
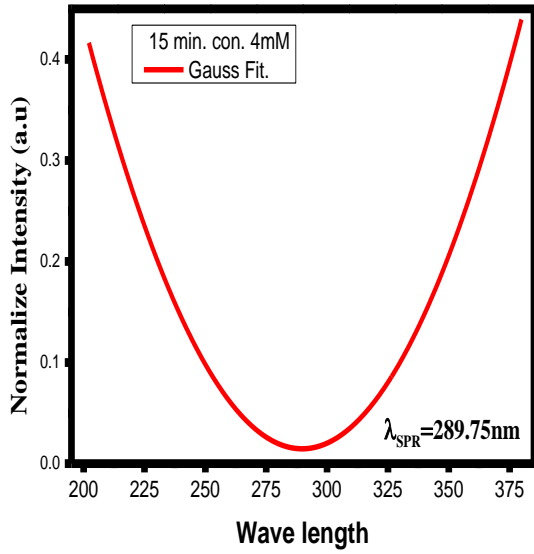
الشكل (A,B)(4-4): طيف منحنيات SPR للألياف البصرية المطلية بطبقة من الذهب سمكها (40nm) لتراكيز حامض اليوريك من (10-60) mM.

اما في الشكل (4-4) C أزيحه قيمة القعر لمنحنى موجة رنين البلازمون السطحي بزيادة تركيز حامض اليوريك كما موضح في الجدول (4-2)، مع استمرار الانخفاض في قطر الليف البصري نتيجة لطول مدة القشط الكيميائي، وهذا أدى إلى الاستمرار بالزيادة في الطاقة المنقولة من الضوء الساقط مع زيادة كمية الالكترونات المحفزة، إن استمرار نقصان القطر أدى الى استمرار سيطرة الاطوال الموجية الكبيرة من السيطرة على التفاعل، إذ نتج عن ذلك المستشعر من التحسس للعينات قليلة التركيز. تمت ملاحظة أن زمن القشط 15min كان هو الأفضل، إذ تم الحصول على منحنيات SPR ولجميع التراكيز، وهذا يدل على إن التغير في معامل الانكسار قد ولد قيم يمكن التحسس بها نتيجة إن شدة الضوء المنقولة خلال الليف البصري هي الأكبر مقارنة بالأزمان

الآخري وكذلك فإن طبقة الذهب التي تم ترسيبها هي الأقرب إلى قلب الليف البصري والتي أدت إلى حصول تفاعل أكبر مع الضوء المرار فقد تم التأثير في أكبر عدد من الالكترونات.

الجدول (4-2) يوضح ازاحة قيم فعر رنين البلازمون السطحي لحالة القشط الكيمياء خلال الزمن 15min

| التركيز (mM) | λ_{SPR} (nm) (15min) |
|--------------|------------------------------|
| 4 | 289.75 |
| 10 | 315.91 |
| 30 | 332.72 |
| 60 | 443.2 |



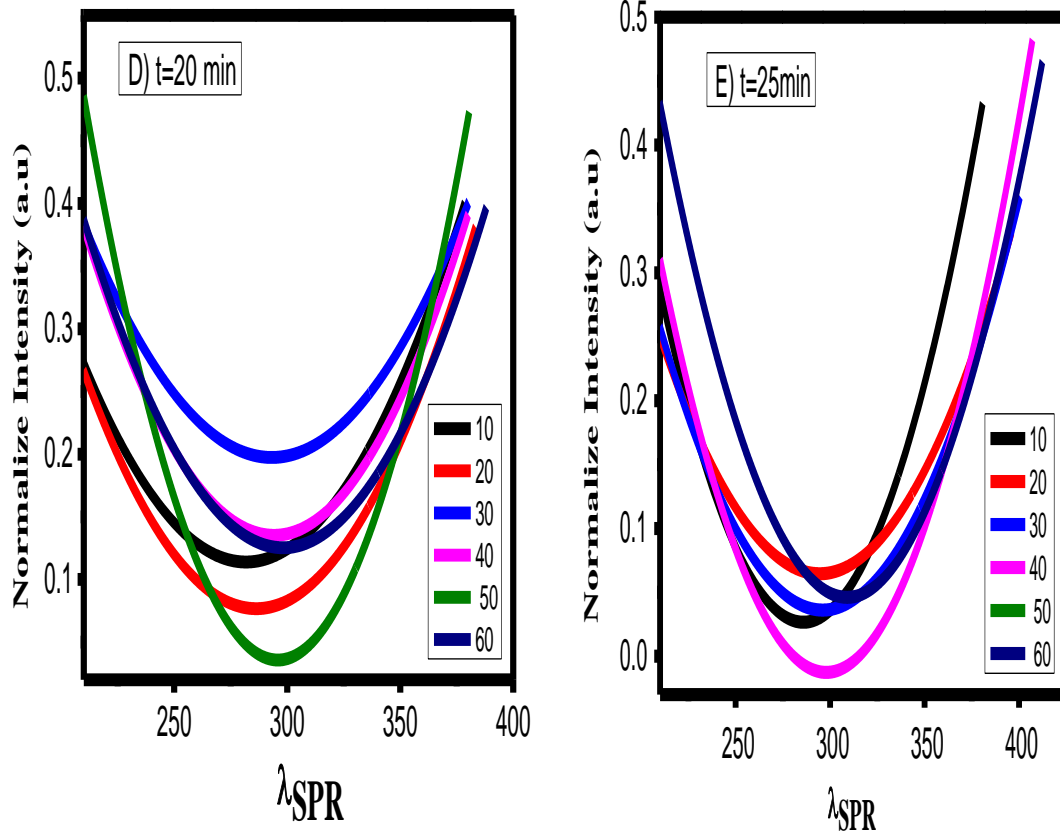
الشكل (4-4) C يوضح منحنيات موجة SPR لتراكيز العينات من (4-60)mM خلال زمن القشط 15min

في طيف الشكل (4-4) D و E استمرت ازاحة قمم قعر موجة SPR اثناء زمن القشط الكيميائي 20-25min بزيادة التركيز وكما مبين في الجدول (3-4)، مع استمرار نقصان قطر الليف البصري لكن لم تستمر الزيادة في الطاقة المنقولة إذ كانت الحالة السابقة أكثر تحسسية مع هذا استمرت سيطرة الاطوال الكبيرة الموجية على التفاعل، ومن الملاحظ إن الزيادة أكثر من 15min قد انخفضت حساسية المستشعر للتركيز القليلة مع تغير في الاطوال الموجية، وهذا ناتج على الاغلب من تشوه الليف البصري ونقصان شدة الضوء المارة خلاله نتيجة زيادة تآكل قلب الليف البصري مما يزيد من عمليات الإستطارة.

عندما كانت قيمة التركيز 50mM و التوقيت 25min كانت قيم نسبة الاشارة الى الضوضاء 1763.81 و هي اكبر بكثير من المتوقع وسبب ذلك يعود الى احتمالية تشوه الليف البصري عند هذه التراكيز نتيجة لعملية القشط الكيميائي.

الجدول (3-4) يوضح ازاحة قيم قعر رنين البلازمون السطحي لحالة القشط الكيميائي خلال الزمن (20-25)min

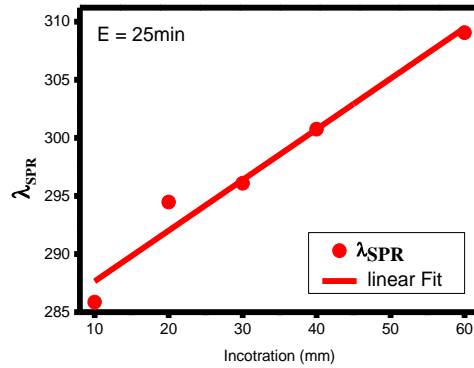
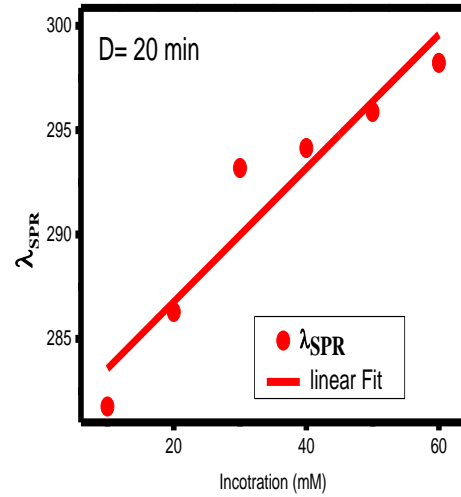
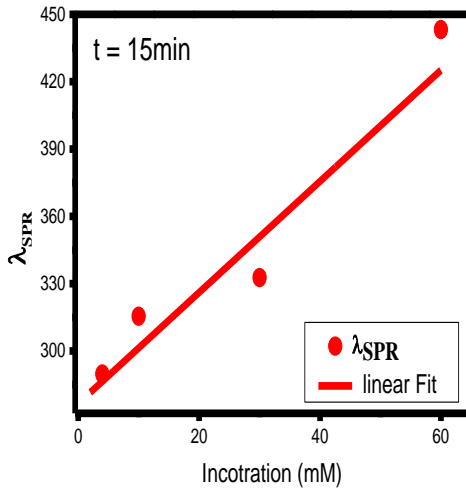
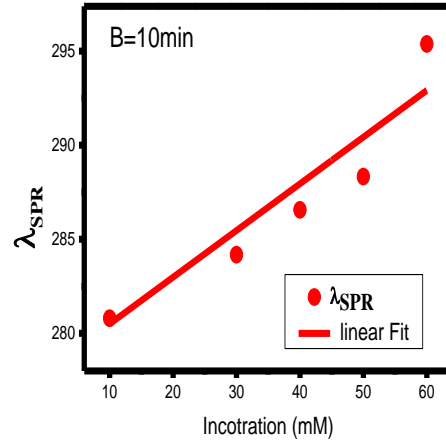
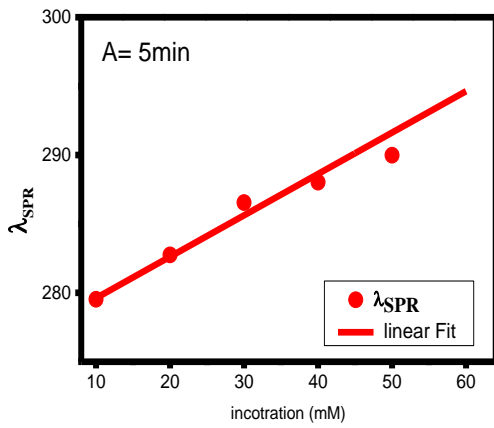
| التركيز | $\lambda_{SPR} (20min)$ | $\lambda_{SPR}(25min)$ |
|---------|-------------------------|------------------------|
| 10 | 281.76 | 285.86 |
| 20 | 286.29 | 294.47 |
| 30 | 293.18 | 296.09 |
| 40 | 294.87 | 300.75 |
| 50 | 295.22 | 305.14 |
| 60 | 298.22 | 309.05 |



الشكل (4-4) (D,E) : طيف منحنيات SPR للألياف البصرية المطلية بطبقة من الذهب سمكها (40nm) لتراكيز حامض اليوريك من (10-60) mM.

4-5 العلاقة بين تركيز العينات لحامض اليوريك ورنين البلازمون السطحي λ_{SPR}

في طيف SPR الموضح في الشكل (4-4)(A,B,C,D,E) تم تحديد الاختلافات بالأطوال الموجية بتغير زمن القشط الكيميائي. قمنا بالرسم بين رنين البلازمون السطحي كدالة للتركيز إذ اثبتت التجارب العملية ان العلاقة بين تغير تركيز حامض اليوريك ولجميع الحالات في العينات والطول الموجي لل SPR علاقة خطية مثلما موضح في الشكل (4-5) .



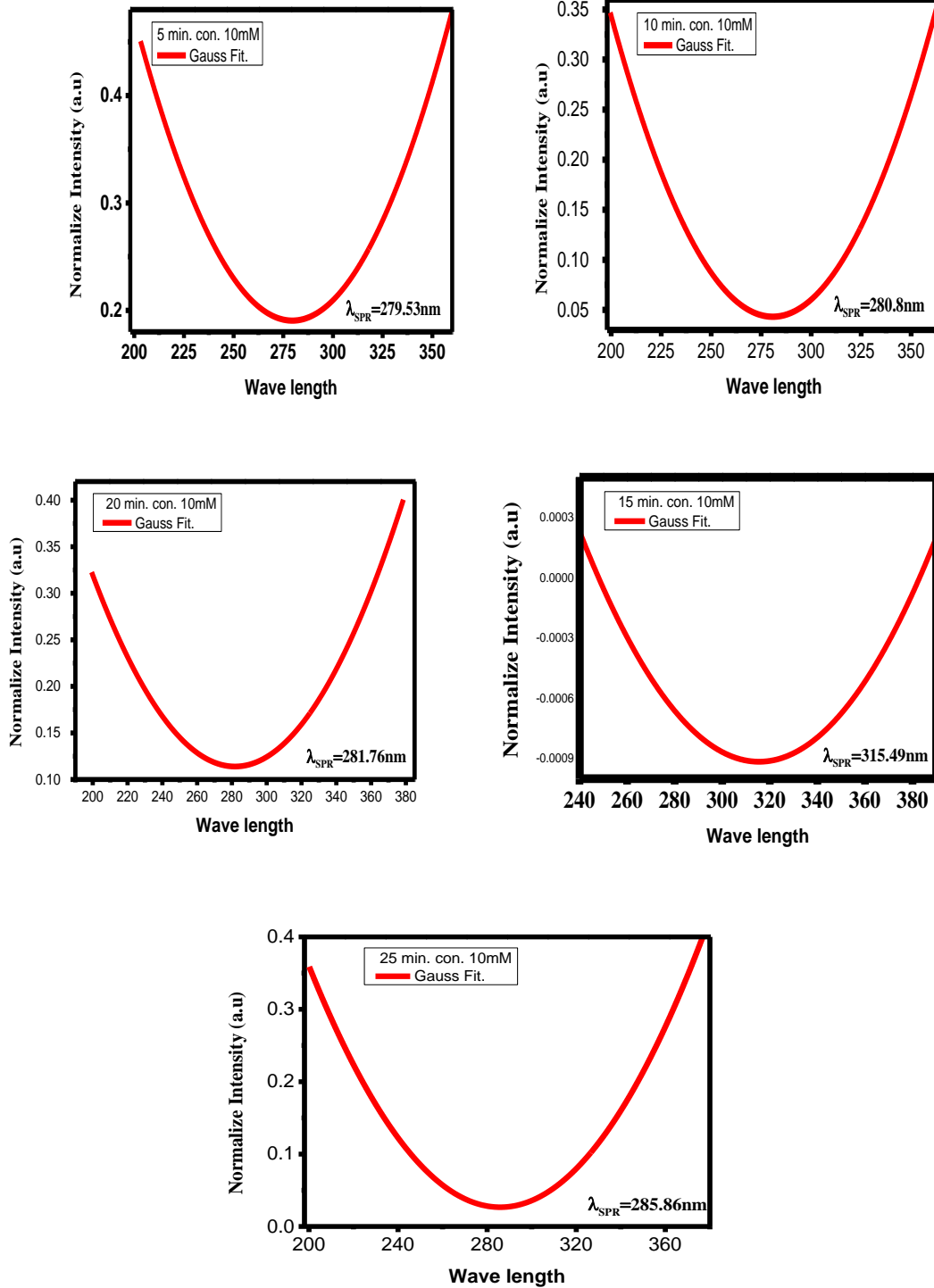
الشكل (4-5) يوضح التغير في طول موجة الرنين كدالة لتغير تركيز حامض اليوريك

4-6 تأثير قطر الليف البصري على SPR

Effect of optical fiber diameter on surface plasmon resonance

لمعرفة تأثير تغير القطر الليف البصري على رنين البلازمون السطحي تم حساب الطول الموجي للـ SPR أثناء منطقة التحسس للمستشعر بالتركيز 10mM ولكل الاقطار الناتجة من القشط الكيميائي ، وبهذه المقارنة نستطيع أن نرى تأثير تغيير القطر على خصائص انتقال الطاقة بالليف وكذلك الحدود الممكنة لعملية القشط .

والشكل (4-6) يوضح تغير الأطوال الموجية لرنين البلازمون السطحي مع تغير قطر الليف البصري بعد إجراء عملية التنحيف إذ نلاحظ التغيير نحو الاطوال الموجية الأكبر ، كما نلاحظ من الشكل إن تأثير القطر قد حرك الاطوال الموجية بشكل تصاعدي خلال مدة التفاعل من 5-15min بشكل جيد، وهذا دليل على زيادة حساسية المستشعر بنقصان قطر الليف البصري، أما خلال مدة التفاعل الكيميائي 20-25min نلاحظ تراجع الزيادة في الأطوال الموجية ويفسر ذلك بحدوث تشوهات لليف البصري نتيجة لطول مدة القشط الكيميائي.



الشكل (4-6) يوضح تغير الأطوال الموجية للـ SPR مع تغير قطر الليف البصري بسبب عملية التفاعل الكيميائي.

4-7 معلمات الاداء العملي في مستشعر SPR

Experimental Performance Parameters Of The SPR

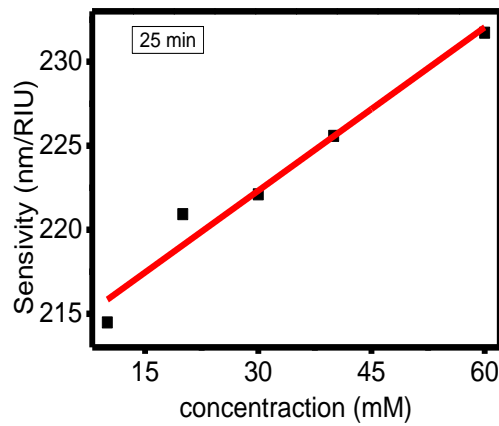
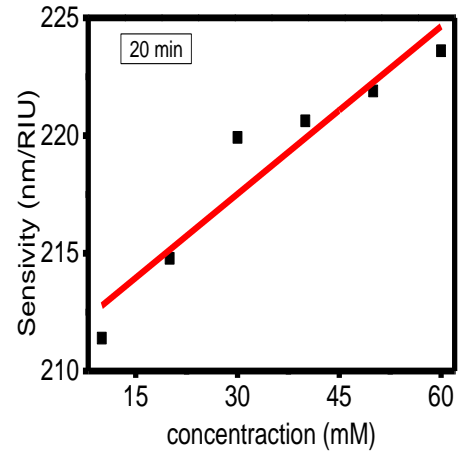
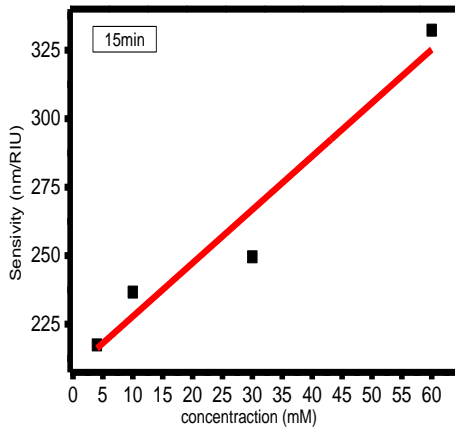
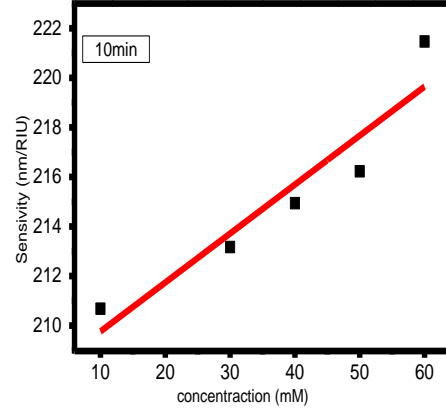
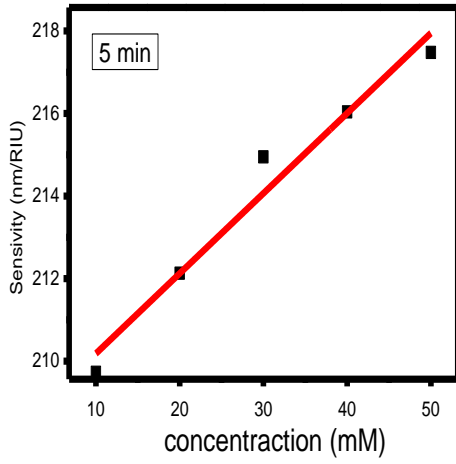
المعلومات التي تم حسابها لهذا المستشعر هي كل من الحساسية، والدقبة، وقيمة الكفاءة ونسبة الاشارة إلى الضوضاء باستعمال المعادلات (2-4),(2-5),(2-6),(2-7) على التوالي والموضحة في الجدول (4-4) بالتفصيل ولكل الحالات والاقطار والتراكيز. اذ ثمل هذه المعلومات اهم صفات المستشعرات.

الجدول (4-4) على اهم المعلومات الرئيسية لجهاز الاستشعار.

| القسط 5min | | | | |
|----------------|--------------------|-------------|-----------------|-----------------------|
| Wavelength(nm) | Sensivity (nm/RIU) | Resolution | Figure Of Merit | Signal To Noise Ratio |
| 279.53 | 209.7313926 | 1.320927671 | 0.274442 | 0.365776 |
| 282.75 | 212.1314427 | 1.305982727 | 0.345671 | 0.460745 |
| 286.55 | 214.9501163 | 1.288857177 | 0.687378 | 0.916344 |
| 288.3 | 216.0441044 | 1.282330757 | 0.273612 | 0.36478 |
| 289.99 | 217.4816259 | 1.27385474 | 0.366217 | 0.488314 |
| القسط 10min | | | | |
| 280.8 | 210.6842737 | 1.31495339 | 0.210023 | 0.279918 |
| 284.18 | 213.1723052 | 1.299605968 | 0.215906 | 0.287824 |
| 286.56 | 214.9414941 | 1.288908878 | 0.201819 | 0.269065 |
| 288.33 | 216.2366882 | 1.281188694 | 0.240881 | 0.321191 |
| 295.38 | 221.4740946 | 1.250891218 | 0.275788 | 0.367818 |
| القسط 15min | | | | |
| 289.75 | 217.4337193 | 1.274135405 | 0.22946 | 0.305776 |
| 315.49 | 236.7121849 | 1.170366452 | 0.958524 | 0.0375 |
| 332.72 | 249.5836771 | 1.110008488 | 5.494775 | 0.462 |
| 443.2 | 332.3086151 | 0.83368287 | 2.766265 | 0.388 |

| القشط 20min | | | | |
|-------------|-------------|-------------|----------|----------|
| 281.76 | 211.3970588 | 1.310519652 | 0.219121 | 0.292045 |
| 286.29 | 214.7873059 | 1.28983414 | 0.251917 | 0.335781 |
| 293.18 | 219.9234866 | 1.25971084 | 0.307224 | 0.409561 |
| 294.14 | 220.6270627 | 1.255693642 | 0.232119 | 0.309461 |
| 295.87 | 221.8914054 | 1.248538669 | 0.249864 | 0.333168 |
| 298.22 | 223.603509 | 1.238978767 | 0.234673 | 0.312983 |
| القشط 25min | | | | |
| 285.86 | 214.4807923 | 1.291630812 | 0.217933 | 0.290461 |
| 294.47 | 220.9243004 | 1.253958933 | 0.194334 | 0.259027 |
| 296.09 | 222.1063686 | 1.247285261 | 0.213739 | 0.284935 |
| 300.75 | 225.5850585 | 1.228051192 | 0.191242 | 0.254964 |
| 309.05 | 231.723776 | 1.195518237 | 0.233169 | 0.310978 |

تم حساب الحساسية باستعمال المعادلة (7-2) وقد لوحظ من خلال النتائج العملية ان حساسية المستشعر بتركيز 60mM عند التفاعل الكيميائي 15min أعلى حساسية بلغت (332.30)(nm/RIU). كما اظهرت النتائج العملية التباين بين الحساسية والتركيز ولجميع تراكيز حامض اليوريك كما موضح في الشكل (7-4) بين الحساسية كدالة للتركيز.



الشكل (4-7) يوضح العلاقة بين الحساسية والتراكيز لعينات حامض اليوريك (4-60)mM عندما يكون زمن التفاعل 15min و (10-60)mM لبقية الحالات للمستشعرات المصنعة .

الاستنتاجات و الدراسات المستقبلية

الاستنتاجات:

1. نقصان قطر الليف البصري قد مكن من زيادة التحسس لحامض اليوريك وضمن مديات محددة من عملية الحفر لليف البصري.
2. استعمال عملية القشط الكيميائي قادت إلى الحصول على اقطار متجانسة، وضمن المديات المحددة.
3. عملية القشط الكيميائي ساهمت مساهمة فعالة بالحصول على مستشعرات حيوية ذات كفاءة يمكن الاعتماد عليها للكشف عن حامض اليوريك.
4. الطول الموجي لرنين البلازمون السطحي ازداد بزيادة التركيز لعينات حامض اليوريك وكذلك معاملات الانكسار لليف البصري.
5. قابلية الاستشعار كانت بأفضل حالة خلال مدة القشط الكيميائي 15min إذ استطاع الليف البصري بهذه الحالة التحسس بكل التراكيز للعينات.
6. أظهرت هذا المستشعرات انتقائية لعينات حامض اليوريك إذ وجدنا لكل حالة تردد رنيني مختلف عن بقية الحالات.

الدراسات المستقبلية:

1. استعمال طرق تهيئة أخرى للألياف البصرية ومقارنتها مع طريقة القشط الكيميائي.
2. استعمال أنواع أخرى من المعادن لطلاء الليف البصري ومقارنتها مع الذهب.
3. استعمال عينات تحتوي على مواد كيميائية مختلفة ودراسة انتقائية المستشعر لكل منها.
4. استعمال مصادر ضوئية متشابهة بدلاً عن ضوء المصابيح الاعتيادية.

References

المصادر

- [1] T. S. Francis, "The Pennsylvania State University, University Park, Pennsylvania," *Fiber Opt. Sensors*, p. 222, 2002.
- [2] D. A. Krohn, "Chemical analysis," *Fiber Opt. sensors Fundam. Appl. Instrum. Soc. Am. Res. Triangle Park. NC*, pp. 193–209, 1988.
- [3] M. Pospíšilová, G. Kuncová, and J. Trögl, "Fiber-optic chemical sensors and fiber-optic bio-sensors," *Sensors*, vol. 15, no. 10, pp. 25208–25259, 2015.
- [4] R. C. Jorgenson and S. S. Yee, "A fiber-optic chemical sensor based on surface plasmon resonance," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 12, no. 3, pp. 213–220, 1993.
- [5] R. C. Jorgenson, C. Jung, S. S. Yee, and L. W. Burgess, "Multi-wavelength surface plasmon resonance as an optical sensor for characterizing the complex refractive indices of chemical samples," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 14, no. 1–3, pp. 721–722, 1993.
- [6] J. Homola, "Optical fiber sensor based on surface plasmon excitation," *Sensors actuators B Chem.*, vol. 29, no. 1–3, pp. 401–405, 1995.
- [7] W. Bin Lin, M. Lacroix, J. M. Chovelon, N. Jaffrezic-Renault, and H. Gagnaire, "Development of a fiber-optic sensor based on surface plasmon resonance on silver film for monitoring aqueous media," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 75, no. 3, pp. 203–209, 2001.
- [8] S. K. Srivastava and B. D. Gupta, "Influence of ions on the surface plasmon resonance spectrum of a fiber optic refractive index sensor," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 156, no. 2, pp. 559–562, 2011.

- [9] H. K. Hisham, "Optical fiber sensing technology: basics, classifications and applications," *Am. J. Remote Sens.*, vol. 6, no. 1, pp. 1–5, 2018.
- [11] G. Keiser, "Optical fiber communications. Wiley Encyclopedia of Telecommunications," 2003.
- [12] N. Giordano, *College physics: reasoning and relationships*. Cengage Learning, 2012.
- [13] M. Ackermann *et al.*, "GeV observations of star-forming galaxies with the Fermi Large Area Telescope," *Astrophys. J.*, vol. 755, no. 2, p. 164, 2012.
- [14] J. M. Senior and M. Y. Jamro, *Optical fiber communications: principles and practice*. Pearson Education, 2009.
- [15] V. S. Bagad, *Optical fiber communications*. Technical Publications, 2009.
- [16] D. R. Shankaran, K. V. Gobi, and N. Miura, "Recent advancements in surface plasmon resonance immunosensors for detection of small molecules of biomedical, food and environmental interest," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 121, no. 1, pp. 158–177, 2007.
- [17] R. W. Wood, "XLII. On a remarkable case of uneven distribution of light in a diffraction grating spectrum," *London, Edinburgh, Dublin Philos. Mag. J. Sci.*, vol. 4, no. 21, pp. 396–402, 1902.
- [18] U. Fano, "The theory of anomalous diffraction gratings and of quasi-stationary waves on metallic surfaces (Sommerfeld's waves)," *JOSA*, vol. 31, no. 3, pp. 213–222, 1941.
- [19] R. H. Ritchie, "Plasma losses by fast electrons in thin films," *Phys. Rev.*, vol. 106, no. 5, p. 874, 1957.
- [20] C. J. Powell and J. B. Swan, "Effect of oxidation on the characteristic loss spectra of aluminum and magnesium,"

Phys. Rev., vol. 118, no. 3, p. 640, 1960.

- [21] A. Otto, “Excitation of nonradiative surface plasma waves in silver by the method of frustrated total reflection,” *Zeitschrift für Phys. A Hadron. Nucl.*, vol. 216, no. 4, pp. 398–410, 1968.
- [22] C. Pothipor, C. Lertvachirapaiboon, K. Shinbo, K. Kato, K. Ounnunkad, and A. Baba, “Detection of creatinine using silver nanoparticles on a poly(pyrrole) thin film-based surface plasmon resonance sensor,” *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 59, no. SC, 2020, doi: 10.7567/1347-4065/ab4a94.
- [23] K. T. V Grattan, Z. Y. Zhang, and T. Sun, “Luminescent optical fibers in sensing,” in *Optical Fiber Sensor Technology*, Springer, 1998, pp. 205–247.
- [24] Y. S. Dwivedi, A. K. Sharma, and B. D. Gupta, “Influence of design parameters on the performance of a surface plasmon sensor based fiber optic sensor,” *Plasmonics*, vol. 3, no. 2, pp. 79–86, 2008.
- [25] T. Woo-Hu, L. Yu-Cheng, T. Jiu-Kai, and T. Yu-Chia, “Multi-step structure of side-polished fiber sensor to enhance SPR effect,” *Opt. Laser Technol.*, vol. 42, no. 3, pp. 453–456, 2010.
- [26] Y. Yuan, L. Ding, and Z. Guo, “Numerical investigation for SPR-based optical fiber sensor,” *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 157, no. 1, pp. 240–245, 2011.
- [27] N. K. Sharma, “Performances of different metals in optical fibre-based surface plasmon resonance sensor,” *Pramana*, vol. 78, no. 3, pp. 417–427, 2012.
- [28] M. Rani, N. K. Sharma, and V. Sajal, “Surface plasmon resonance based fiber optic sensor utilizing indium oxide,” *Optik (Stuttg.)*, vol. 124, no. 21, pp. 5034–5038, 2013.
- [29] D. Ciprian and P. Hlubina, “Theoretical model of the influence of oxide overlayer thickness on the performance of

a surface plasmon fibre-optic sensor,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 24, no. 2, p. 25105, 2013.

- [30] H. Moayyed, I. T. Leite, L. Coelho, J. L. Santos, and D. Viegas, “Analysis of phase interrogated SPR fiber optic sensors with bimetallic layers,” *IEEE Sens. J.*, vol. 14, no. 10, pp. 3662–3668, 2014.
- [31] S. Shukla, N. K. Sharma, and V. Sajal, “Theoretical study of surface plasmon resonance-based fiber optic sensor utilizing cobalt and nickel films,” *Brazilian J. Phys.*, vol. 46, no. 3, pp. 288–293, 2016.
- [32] G. M. Jassam, “Acetic acid concentration estimation using plastic optical fiber sensor based surface plasmon resonance,” *Iraqi J. Phys.*, vol. 17, no. 43, pp. 11–17, 2019.
- [33] T. Elsarnagawy, “A Fiber-optic based Strain Sensor for Medical Applications,” 2002.
- [34] A. M. Salama and S. Doganer, “NEIGHBORHOOD : THE ROLE OF.”
- [35] K. A. Fidanboyllu and H. S. Efendioglu, “Fiber optic sensors and their applications,” in *5th International Advanced Technologies Symposium (IATS’09)*, 2009, vol. 6, pp. 2–3.
- [36] B. Culshaw, “Fiber optics in sensing and measurement,” *IEEE J. Sel. Top. quantum Electron.*, vol. 6, no. 6, pp. 1014–1021, 2000.
- [37] M. Archenault, H. Gagnaire, J. P. Goure, and N. Jaffrezic-Renault, “A simple intrinsic optical fibre refractometer,” *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 5, no. 1–4, pp. 173–179, 1991.
- [38] C. Egami, K. Takeda, M. Isai, and M. Ogita, “Evanescent-wave spectroscopic fiber optic pH sensor,” *Opt. Commun.*, vol. 122, no. 4–6, pp. 122–126, 1996.

- [39] S. Trolier-McKinstry, G. R. Fox, A. Kholkin, C. A. P. Muller, and N. Setter, "Optical fibers with patterned ZnO/electrode coatings for flexural actuators," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 73, no. 3, pp. 267–274, 1999.
- [40] J. Yuan and M. A. El-Sherif, "Fiber-optic chemical sensor using polyaniline as modified cladding material," *IEEE Sens. J.*, vol. 3, no. 1, pp. 5–12, 2003.
- [41] T. V. S. Sarma and S. Tao, "An active core fiber optic sensor for detecting trace H₂S at high temperature using a cadmium oxide doped porous silica optical fiber as a transducer," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 127, no. 2, pp. 471–479, 2007.
- [42] B. D. MacCraith, C. M. McDonagh, G. O'keeffe, A. K. McEvoy, T. Butler, and F. R. Sheridan, "Sol-gel coatings for optical chemical sensors and biosensors," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 29, no. 1–3, pp. 51–57, 1995.
- [43] T. S. Francis, S. Yin, J. Zhang, and R. Guo, "Application of a fiber-speckle hologram to fiber sensing," *Appl. Opt.*, vol. 33, no. 22, pp. 5202–5203, 1994.
- [44] H. H. Nguyen, "Optical fibre surface plasmon resonance sensors based on a metallic array of sub-wavelength apertures." Victoria University, 2012.
- [45] V. Kalyani and V. Sharma, "Optical Sensors and Their Use In Medical Field," *J. Manag. Eng. Inf. Technol.*, vol. 3, no. 5, 2016.
- [46] T. S. Lee, V. Nampoore, and P. Radhakrishnan, "Design, Fabrication And Characterization Of Fiber Optic Sensors For Physical And Chemical Applications," *Cochin Univ. Sci. Technol.*, 2003.
- [47] R. A. Peura, "Chemical biosensors," *Med. instrumentation, Appl. Des. Boston, MA Hought. Mifflin*, pp. 540–595, 1992.

- [48] M. E. Bosch, A. J. R. Sánchez, F. S. Rojas, and C. B. Ojeda, "Recent development in optical fiber biosensors," *Sensors*, vol. 7, no. 6, pp. 797–859, 2007, doi: 10.3390/s7060797.
- [49] U. Utzinger and R. R. Richards-Kortum, "Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy," *J. Biomed. Opt.*, vol. 8, no. 1, pp. 121–147, 2003.
- [50] H. J. Khashi, "Fabrication of submicron-diameter and taper fibers using chemical etching," *J. Mater. Sci. Technol.*, vol. 28, no. 4, pp. 308–312, 2012.
- [51] R. M. Chyad, M. Z. M. Jafri, and K. ulazizi Ibrahim, "Fabrication nano fiber optic by chemical etching for sensing application," *Eng. Technol. J.*, vol. 33, no. 6 Part (B) Scientific, 2015.
- [52] W. Henry, "Evanescent field devices: a comparison between tapered optical fibres and polished or D-fibres," *Opt. Quantum Electron.*, vol. 26, no. 3, pp. S261–S272, 1994.
- [53] W. Wang *et al.*, "A label-free fiber optic SPR biosensor for specific detection of C-reactive protein," *Sci. Rep.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–8, 2017.
- [54] E. Kretschmann and H. Raether, "Radiative decay of non radiative surface plasmons excited by light," *Zeitschrift für Naturforsch. A*, vol. 23, no. 12, pp. 2135–2136, 1968.
- [55] N. Luan and J. Yao, "Surface plasmon resonance sensor based on exposed-core microstructured optical fiber placed with a silver wire," *IEEE Photonics J.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–8, 2015.
- [56] J. Albert, L. Shao, and C. Caucheteur, "Tilted fiber Bragg grating sensors," *Laser Photon. Rev.*, vol. 7, no. 1, pp. 83–108, 2013.
- [57] W. Zhang, D. Webb, and G. Peng, "Polymer optical fiber Bragg grating acting as an intrinsic biochemical concentration sensor," *Opt. Lett.*, vol. 37, no. 8, pp. 1370–1372, 2012.

- [58] C. Broadway, R. Min, A. G. Leal-Junior, C. Marques, and C. Caucheteur, "Toward commercial polymer fiber Bragg grating sensors: Review and applications," *J. Light. Technol.*, vol. 37, no. 11, pp. 2605–2615, 2019.
- [59] M. Iga, A. Seki, and K. Watanabe, "Hetero-core structured fiber optic surface plasmon resonance sensor with silver film," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 101, no. 3, pp. 368–372, 2004.
- [60] J. H. Ahn, T. Y. Seong, W. M. Kim, T. S. Lee, I. Kim, and K.-S. Lee, "Fiber-optic waveguide coupled surface plasmon resonance sensor," *Opt. Express*, vol. 20, no. 19, pp. 21729–21738, 2012.
- [61] Y. Huang, D. Wu, C.-J. Chuang, B. Nie, H. Cui, and W. Yun, "Theoretical analysis of tapered fiber optic surface plasmon resonance sensor for voltage sensitivity," *Opt. Fiber Technol.*, vol. 22, pp. 42–45, 2015.
- [62] L. Costa, H. F. Martins, S. Martín-López, M. R. Fernández-Ruiz, and M. González-Herráez, "Fully distributed optical fiber strain sensor with 10–12 $\epsilon/\sqrt{\text{Hz}}$ sensitivity," *J. Light. Technol.*, vol. 37, no. 18, pp. 4487–4495, 2019.
- [63] M. Rani, "Studies On Surface Plasmon Resonance Based Fiber Optic Sensors." Citeseer, 2014.
- [64] A. K. Sharma, R. Jha, and B. D. Gupta, "Fiber-optic sensors based on surface plasmon resonance: a comprehensive review," *IEEE Sens. J.*, vol. 7, no. 8, pp. 1118–1129, 2007.
- [65] J. Yan *et al.*, "Improving the sensitivity of fiber-optic SPR sensor via radially polarized beam excitation," *Chinese Opt. Lett.*, vol. 7, no. 10, pp. 909–911, 2009.
- [66] J. Homola and M. Piliarik, "Surface plasmon resonance (SPR) sensors," in *Surface plasmon resonance based sensors*, Springer, 2006, pp. 45–67.

- [67] Abbott Learning Guide, “Renal Disease Learning Guide series,” *Abbott Lab.*, 2016.
- [68] S. K. Mahadeva and J. Kim, “Porous tin-oxide-coated regenerated cellulose as disposable and low-cost alternative transducer for urea detection,” *IEEE Sens. J.*, vol. 13, no. 6, pp. 2223–2228, 2013.

Abstract

This work describes the manufacturing of a biosensor. Graded index optical fiber was used along with Surface Plasmon Resonance (SPR). The manufacturer process included many steps: starting from the cutting process, then cleaning the fiber, after that the chemical aching and finally the mechanical connection to obtain the desired optical sensor. A 40 nm golden layer was deposited on the optical fiber to prepare the plasmonic surface.

Dilute hydrochloric acid at a ratio 1:10 used to ach the fiber (chemical aching) in order to obtain the following diameters (125, 105, 97, 95, 92, and 90) μm . Atomic force microscope used to measure the thickness of the diameters. After that the sensor used to detect the presence of uric acid at concentrations (4, 6, 8, 10, 20, 30, 40, 50, and 60) mM as a bench mark for the work of the sensor. Surface plasmon resonance spectrum was measured at all uric acid concentrations and the surface plasmon resonance response curve was recorded. Various sensor parameters: sensitivity, signal-to-noise ratio, analytical accuracy and efficiency value were measured for all samples and for various measurements. The highest sensitivity of 332.30 nm/RIU obtained at the resonance wavelength 443.2 nm when the refractive index was 1.3337 for the sample 60 mM when the aching time was 15 min. Furthermore, the analytical power was measured 0.833 at this sample, as well as the efficiency value that we obtained was 2.76, and the percentage of recorded, whereas the signal to noise ratio is 3.68.

The experimental results showed an increasing shift in the trough of the plasmonic resonance wavelength spectrum with an increase in the concentrations of the samples as a result of changing the refractive indexes of the medium of the mineral substance as a result of the interaction between plasmonic metal and uric acid. The results also showed a decrease in the optical fiber diameter leading to an increase in the sensitivity of the sensor.



**University of Kerbala
College of Science
Department of Physics**

Manu Factoring Of Biosensor using Optical Fiber

A Thesis

Submitted to the Council of the College of Science University of
Kerbala as a Partial Fulfillment of the Requirements for the Master
Degree in Physics Science

by

Muqdad Salem Abdullah

Supervised by

Assist. Prof. Dr. Zaman Hameed Kareem

Assist .Prof .Dr. Ali Kamel Mohsin

2022A.D

1443A.H