



Българска академия на науките
Институт по оптически материали и технологии
“Акад. Йордан Малиновски”

АВТОРЕФЕРАТ на
дисертация за присъждане на ОНС „Доктор”

Професионално направление 4.1 Физически науки
Докторска програма „Електрични, магнитни и оптични свойства на кондензираната материя”

Сензори, базирани на спектрална поляриметрична детекция

Петър Колев

Научен ръководител: **Проф. д-р Георги Дянков**

София, 2025 г.

Дисертацията е обсъдена и одобрена за защита на заседание на Колоквиума на Института по оптични материали и технологии - Българска академия на науките (ИОМТ-БАН), проведено на

Дисертацията се състои от декларация за оригиналност, списък с основни символи и съкращения, 3 глави, включително обзорната глава, основни приноси, списък с публикациите свързани с дисертационния труд, списък с цитати на публикации на автора и библиография на източниците. Дисертационният труд съдържа 106 страници, 64 фигури и 11 таблици.

Защитата на дисертацията ще се проведе на в в зала на блок 109 на ИОМТ-БАН в открито заседание на научното жури в състав: ...

АБРЕВИАТУРИ

МКП – Метод на Каналната Поляриметрия
ППР (SPR) – Повърхнинен Плазмонен Резонанс (Surface Plasmon Resonance)
LLOD (Lower Limit of Detection) – долна граница на детекция
ULOD (Upper Limit of Detection) – горна граница на детекция
LOD (Limit of Detection) – граница на детекция
LOQ (Limit of Quantity) – граница на количествено измерване
SNR (Signal to Noise Ratio) – отношение сигнал към шум
QF (Quality Factor) – фактор за качество
FOM (Figure Of Merit) – параметър на производителност
FWHM (Full Width Half Maximum) – пълна ширина при половин максимум
RI (Refractive Index) - показател на пречупване
DR (Dynamic Range) – динамичен обхват
VIS (Visible) – видимия спектър
N-IR (Near-Infra Red) – близкия инфрачервен спектър
КСП – Канален Спектрален Поляриметър
СП – Състояние на Поляризация
OPD – Optical Path Differences (разлика в оптическите пътища)
МОС (MOS) – Магнито–оптичен Сензор (Magneto Optic sensor)
МОМ (MOM) – Магнито–оптични Материали (Magneto Optic Materials)
МОЕ (MOE) – Магнито–оптичен Ефект (Magneto Optic Effect)
ТЕП – Термoeлектрически Преобразувател
МСМ (MSM) – Метод на Спектрална Модулация (Method of Spectral Modulation)

ВЪВЕДЕНИЕ

МКП (Метод на Канална Поляриметрия) е метод за определяне СП в дадена спектрална област, базиран на поляризационна интерференция, пораждаща амплитудно – фазова модулация в спектралната област. Използвайки поляризационно модулиращи оптични елементи – обикновено два броя дебели двулъчепречупващи фазови пластинки (кварцови или калцитни) с определено отношение на дебелините, ориентирани под определен азимутален ъгъл една спрямо друга и линеен поляризатор, се постига амплитудно – фазовата модулация. Модулираният спектър се анализира от спектрометър и се прави единично (“single shot”) измерване, което се записва. След обработка с Фурие или друг числов алгоритъм, се извличат всички Стоксови параметри за разглеждания спектрален диапазон. Стоксовите параметри определят напълно състоянието на поляризация.

МКП все още не се използва широко в областта на оптичната сензорика. Потенциални приложения биха били: 1) оптични сензори базирани на ППР (Повърхнинен Плазмонен Резонанс) - за детекция на газове (H_2 и други опасни газове) и за детекция на биомолекулярни реакции (биосензори); 2) МОС (Магнито-оптични Сензори); 3) характеризирание на материали (състав, повърхностна грапавост, оптична активност, вътрешна структура - хиралност); 4) биомедицинска оптика (изследване структурата и свойствата на тъкани, характерни за дадено заболяване - напр. карценоми); 5) фармацевтика (измерване оптична активност на лекарствени молекули); 6) астрономия (идентификация и проследяване на обекти, атмосферни и повърхностни (топологични) изследвания и др.). В дисертационният труд е изследвано приложението на МКП при ППР базирани и МОС сензори.

ППР е особено подходящ метод за приложение в сензори поради своята изключителна чувствителност към промени в показателя на пречупване на средата, непосредственото и безмаркерно измерване, както и възможността за регистриране на процеси в реално време. Взаимодействието между светлината и металната повърхност води до възбуждане на повърхнинни плазмонни вълни, като резонансното условие е силно зависимо от свойствата на повърхнината. Дори минимални промени, предизвикани от адсорбция на газови молекули или биологични вещества, водят до отчетливи фазови или амплитудни изменения, което прави ППР изключително чувствителен оптичен метод за детекция на различни реакции.

Допълнително предимство на ППР е неговата спектрална и геометрична гъвкавост – методът може да бъде реализиран чрез призма, дифракционна решетка или влакнесто-оптични системи, което позволява адаптиране към различни приложения и миниатюризация на сензорните устройства. Възможността за фазово измерване, особено когато ППР се комбинира с МКП, осигурява още по-висока чувствителност и устойчивост на шум в сравнение с амплитудното измерване. Така се постигат надеждни измервания дори при ниски концентрации на газове или биологични молекули.

МОС представляват високочувствителни устройства, базирани на Фарадеевия ефект, при който равнината на поляризация на светлината се завърта при преминаване през магнито-оптичен материал (МОМ), поставен в магнитно поле. Това явление позволява преобразуването на магнитната индукция в измерим оптичен сигнал, който може да бъде регистриран с висока точност и надеждност. Благодарение на своята нечувствителност към електрически шум и способността да функционират в екстремни условия, МОС намират широко приложение в индустриалната автоматизация, енергетиката, медицинската диагностика и научните изследвания. Тяхната комбинация от прецизност, бързина и устойчивост ги утвърждава като ключова технология за съвременните системи за измерване и контрол.

АКТУАЛНОСТ НА ТЕМАТИКАТА

Въпреки, че първите съобщения за практическата реализация на МКП са преди повече от 25 години, все още в специализираната литература се дискутират проблеми, свързани с точността и типа на алгоритмите на обработка на експерименталните данни, конструктивни особености, източници на грешки и т.н. Вероятно, това са причините методът да не бъде широко използван в сензориката.

Приложението на МКП при ППР сензори драстично би подобрило параметри като чувствителност, отношение сигнал към шум и долна граница на детектиране, благодарение на измерването на фазовата разлика между двете поляризации на вълната: р- и s-, при настъпването на плазмонния резонанс. Методът е много перспективен за приложение при биосензори, базирани на ППР, възбуден в дифракционни решетки – обект на изследване в ИОМТ. Дифракционните решетки на са особено предпочитани за възбуждане на ППР, тъй като конвенционалната амплитудна детекция е с по-ниска ефективност от тази при другите, широко използвани методи на възбуждане на ППР. Фазовата детекция, осъществена с МКП може да преодолее този недостатък. Това, както и съществените предимства на ППР в дифракционни решетки, а именно: (i) възбуждане на плазмонната вълна както от р-, така и от s- поляризирана вълна (което става при т. нар. коничен монтаж на решетката); (ii) възможност за миниатюризация (което дава възможност за полево приложение - “point of care”); (iii) възможност за високопроизводително серийно производство, би ги превърнало във фаворит при ППР сензорите.

При ППР сензорите, базирани на дифракционна решетка за детекция на опасни газове съществуват няколко съществени проблема. На първо място, амплитудното измерване, което традиционно се използва, страда от ограничена чувствителност – промените в интензитета на отразената или дифрактиралата светлина често са малки и трудно различими от шумовите флуктуации. Това води до по-ниска надеждност при измерване на ниски концентрации на газове като водород, метан или други токсични вещества. Друг проблем е свързан със стабилността на сигнала – амплитудните измервания са силно зависими от външни фактори, като колебания в интензитета на източника, механични вибрации или температурни промени, което ограничава практическата приложимост на тези сензори в реална среда. Прилагането на МКП предлага решение на тези ограничения. Чрез измерването на фазовата разлика между р- и s- поляризацията, ППР сензорите стават значително по-чувствителни към малки промени в показателя на пречупване, предизвикани от адсорбцията на газови молекули върху металната повърхност на решетката. Това позволява регистриране на концентрации, които са невъзможни при използване на амплитудно измерване. При това, измерванията са по-устойчиви на шум и флуктуации в интензитета, което повишава точността на измерванията.

В заключение, проблемите на ППР сензорите, базирани на дифракционна решетка: по - ниска чувствителност и нестабилност на сигнала – могат да бъдат преодолени чрез интеграцията на МКП. Този подход осигурява фазово измерване с висока чувствителност и устойчивост на шум, което превръща МКП в ключова технология за развитието на надеждни и прецизни оптични сензори.

При МОС, базирани на Фарадеевия ефект, основният проблем е температурната нестабилност. МКП притежава потенциал за решението му, тъй като при определени условия се измерва пряко фазовата разлика, генерирана от ефекта на Фарадей и при това тя не зависи от температурата.

Всичко изброено по-горе определя **актуалността** на проблематиката за приложението на МКП в различни видове оптични сензори. Предвид основните проблеми за всички видове сензори - чувствителност, устойчивост на външни

въздействия и точност на детекция, в настоящата дисертация се изследва въпросът: доколко приложението на МКП може да ги реши.

МКП не е комерсиализиран и апаратура, осъществяваща такива измервания не съществува на пазара. Това определи една от основните задачи на дисертацията: проектиране и изработване на КСП.

ЦЕЛ И ЗАДАЧИ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

Цел: Експериментално разработване на МКП и изследване на неговата приложимост и ефикасност при различни видове сензори.

За осъществяване на целта са изпълнени следните задачи:

1. Проектиране и изработване на КСП:
 - оптимизиране на параметрите на основните конструктивни елементи, съобразно съществуващата измервателна апаратура;
 - изследване и минимизиране на източниците на грешка, установяване на точност и разделителна способност.
2. Експериментално установяване на предимствата на МКП:
 - високо отношение сигнал/шум: чрез детекция на патогени при ППР биосензори, базирани на дифракционна решетка;
 - висока чувствителност чрез: (i) детекция на H_2 при газ-сензори, базирани на ППР възбуден в дифракционна решетка; (ii) чрез моделни експерименти за установяване на чувствителност;
 - чрез пряко измерване на фазова разлика при промени на състоянието на поляризация при магнито-оптични сензори.

ГЛАВА 1: ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

Основният тип сензори, при които приложихме МКП, са сензорите, базирани на ППР. Аргументът е, че при възбуждане на плазмонния резонанс възниква рязка фазова разлика между s- и p- поляризацията, който ефективно може да бъде измерен чрез МКП. Обзорът започва с кратък преглед на ППР сензорите.

Исторически погледнато, двата основни подхода за оптично възбуждане на ППР са: 1) нарушено пълно вътрешно отражение при системи базирани на призма, като пионери са Nylander и Liedberg [1]. Методът се прилага за характеризирани на тънки филми [2] [3] и био (химични) сензори [4] [5] [6]; 2) Дифракция в системи базирани на дифракционна решетка (решетка), като първи в тази област работят Cullen и др. [7], като благодарение на тях този метод се внедрява като алтернативен на метода използващ призма [8] [9].

Основните параметри описващи сензорите базирани на ППР са: чувствителност S , разделителна способност $\Delta\lambda$ (спектрална), $\Delta\theta$ (ъглова) или $\Delta\varphi$ (фазова) в зависимост от

измеряемата величина, линейност, възпроизводимост, динамичен обхват DR (Dynamic Range), долна граница на детектиране LLOD (Lower Limit Of Detection), горна граница на детектиране ULOD (Upper Limit Of Detection), граница на количествено определяне LOQ (Limit of Quantity), отношение сигнал към шум SNR (Signal to Noise Ratio), фактор за качество (QF – Quality Factor), параметър за полезно действие на цялата система FOM (Figure Of Merit).

Siqi Long и др. [10] разглеждат дифракционно възбудени ППР сензори, използващи комерсиални BD-R, CD-R и решетки създадени по литографски метод и изследват зависимостта между периода Λ и чувствителността S . Поради по – ниската чувствителност на ППР сензорите, базирани на решетка, те правят теоретичен анализ на граничната чувствителност, което би довело до методи за конструиране за достигане на максимална чувствителност. Анализът показва, че трябва да се използват решетки с възможно най – голям период Λ и ъгъл на падане $\theta \approx 90^\circ$, за да се постигне максимална чувствителност за определена измервана резонансна дължина на вълната λ_{res} , като с нарастване на λ_{res} , максималната гранична чувствителност S_{max} също расте.

Те [10] установяват, че теоретичният $\theta \approx 90^\circ$ ще отслаби абсорбционния пик, като експериментално установяват, че при $\theta = 55^\circ$ се получават оптимални параметри на ППР. Параметрите, които постигат са: 1) BD-R (параметри на решетката – синусоидален профил, период $\Lambda = 314 \text{ nm}$, дълбочина на решетката $d_G = 20 \text{ nm}$, отложен е Ag филм $\delta_{Ag} = 50 \text{ nm}$ върху профила на решетката) – дифракционен порядък $m = 1$, нормализирано отражение $R_{norm} = \frac{R_{maxy}}{R_{miny}} = 70 \%$, $FWHM = 10 \text{ nm}$, $S = 319.96 \text{ nm/RIU}$, $FOM = 32.00$, спектрална разделителна способност $\Delta\lambda = 0.2264 \text{ nm}$, RI (Refractive Index – показател на пречупване) разделителна способност $\Delta n = \frac{\Delta\lambda}{S} = 0.00071 \text{ RIU}$; 2) CD-R (параметри на решетката – профил - пик с Гаусова форма и плоска база, $\Lambda = 1470 \text{ nm}$, $d_G = 119 \text{ nm}$, полуширина на пика на решетката е $FWHM_G = 452 \text{ nm}$) - $R_{norm} = 60 \%$ (причината за ниската стойност е, че металния слой отделен от CD-R не е с достатъчна гладкост и дълбочината $d_G = 119 \text{ nm}$ е малко по - голяма за да се възбуди ППР), $FWHM = 42 \text{ nm}$, $S = 1477.74 \text{ nm/RIU}$, $FOM = 35.18$, $\Delta\lambda = 0.5760 \text{ nm}$ (причината за по-ниската стойност спрямо BD-R е неидеалния повърхностен профил на решетката); 3) дифракционната решетка е изработена с фото – литографски метод (параметри на решетката - профил – правоъгълен с работен цикъл 1:1, $\Lambda = 6733 \text{ nm}$, $d_G = 202 \text{ nm}$) - $m = 3$, $R_{norm} = 4 \%$, $FWHM = 61 \text{ nm}$, $S = 2077.26 \text{ nm/RIU}$, $FOM = 34.05$, $\Delta\lambda = 2.7220 \text{ nm}$ (причините за по-ниската стойност спрямо тези при BD-R и CD-R са: i) използването на $m = 3$; ii) относително ниската разделителна способност на използвания от тях инфрачервен спектрометър); $\Delta n = 0.00131 \text{ RIU}$ (за да се повиши стойността на Δn , трябва да се работи с $m = 1$ и да се оптимизира структурния параметър на решетката).

Необходимо е да се направи обзор и кратък анализ на досегашните постижения в областта на ППР сензорите, базирани на решетка по отношение на повишаване на чувствителността им. Металните дифракционни решетки могат да бъдат произведени чрез лазерно-интерференчна литография [11], термично нано принтиране [12] [13], мокро ецване [14] и методи базирани на оптични дискове [15] [16]. Един от подходите за по-висока чувствителност е чрез увеличаване на Λ [17] [18]. Xuan Dou и др. [19] числено

достигат $S = 1610 \text{ nm}/RIU$ с използване на решетка с $\Lambda = 1600 \text{ nm}$. Y. Lang и др. [20] използват резонаторен масив от Au нано пръстен като сензорен чип, при което постигат: $FOM = 513 \text{ nm}/RIU$ и $\Delta n = 1,3219 RIU$.

ППР сензорите, базирани на решетка са с голям потенциал за да покрият изискванията за приложения в биосензориката, като основното им предимство е миниатюризацията, което от своя страна спомага за осъществяването на т.нар. “point of care”. В тази насока Sharma и Pandey [21] числено моделират Al_2O_3 дифракционно възбуден ППР сензор за измерване на концентрацията на хемоглобин в човешката кръв. Ефектите на параметрите на решетката, метала и дебелината на диелектричния филм върху производителността на този тип сензор, също са изследвани.

Предимствата на дифракционно възбуждане на ППР са: 1) миниатюризация; 2) регулируем ъгъл на завъртане; 3) интегриране в „лаборатория върху чип“ (“lab on a chip”); 4) приложение в биосензор без използване на етикетирание. Въпреки изброените предимства, при амплитудно измерване не могат да се постигнат достатъчно високи точност и чувствителност в сравнение с призмено възбуждане на ППР. Именно това налага да се приложи друг метод на измерване: фазово измерване на ППР, при който чувствителността и точността са с порядък по-високи спрямо амплитудно измерване.

Фазовото измерване на ППР е метод, при който се следи промяната на p -поляризираната компонента на светлината при възникване на ППР. Lahav и др. [22] използват интерполация в областта на ППР минимума, при което постигат подобрен LOD (Limit of Detection). Nelsen и др. [23] изработват първия ППР сензор базиран на оптичен хетеродин с He-Ne лазер и АОМ (Акусто-оптичен модулатор), като е постигната $S_{\Delta\varphi} = 5 \cdot 10^{-7} RIU$. Shen и др. [24] използват честотно стабилизиран Zeeman лазер, при което постигат $S_{\Delta\varphi} = 1 \cdot 10^{-7} RIU$. Kabashin и др. [25] изследват $\Delta\varphi$ и поляризационните трансформации възникнали по време на ППР, като предлагат използването на фазовия скок, породен от ППР, като значително подобряват чувствителността и LOD : $S = 10^5 \text{ }^\circ/RIU$, $LOD = 10^{-8} RIU$. В областта на интерферометрията с пространствено фазово измерване: Kabashin и др. [26] [27] постигат $LOD = 4 \cdot 10^{-8} RIU$ при детекция на газ; Yu и др. [28], постигайки точност на измерването на интерференчните ивици $\Delta\varphi = 3 \cdot 10^{-5} RIU$.

Различни подходи се използват за да се подобрят параметрите при фазово измерване на ППР: 1) повишаване на чувствителността чрез използване на комбинация на графен с благородни метали [29]; 2) разширяване на динамичния обхват (DR) – Ng и др. [30] постигат $DR > 10^{-2} RIU$ и $LOD = 2.2 \cdot 10^{-7} RIU$ като използват диференциална спектрална интерферометрия, а Но и др. [31] [32], прилагайки времева модулация на възбуждащия сноп посредством фотоеластичен модулатор получават $DR > 0.06 RIU$ и $LOD = 2.89 \cdot 10^{-7} RIU$; 3) подобряване на пространствената разделителна способност: Somekh и др. [33] разработват интерферометрична микроскопска система, а Gerber и др. [34] използват графен, прилагайки N-IR интерферометрия; 4) преносими конструкции – Sepulveda и др. [35] внедряват Mach-Zender интерферометър в “lab on a chip”, Ahn и др. [36] разработват ППР сензор с оптично влакно и вълновод, Liu и др. [37] реализират ППР сензор на основата на оптично влакно базиран на смартфон платформа.

Редица са предимствата на сензорите, използващи фазово измерване на ППР пред конвенционалните ППР сензори базирани на интензитет, ъглово и спектрално измерване: 1) по – голяма чувствителност; 2) саморефериращ метод; 3) по – висок SNR.

Фазовото измерване на ППР може да бъде допълнително оптимизирано с използването на различни техники за оптичен анализ и последваща обработка на сигнала. Изключително обещаващ подход в тази насока е използването на МКП. Като последният е разгледан в настоящата дисертация не само като средство за подобряване на фазовото измерване на ППР при биосензор за детекция на *Helicobacter Pylori* и сензор за газ (водород), но и приложен в МОС, където благодарение на пълното характеризиране на СП може да се определи директно, с голяма точност и чувствителност, завъртането на равнината на Фарадей под влияние на външно магнитно поле, като при това МОС не се влияе от промяната на околната температура.

Ока и др. [38] описват за първи път в най – пълен вид принципа на МКП. Основните предимства на метода са: 1) не се използват механично подвижни компоненти за поляризационен контрол или активни компоненти за поляризационна модулация за измерване на спектрално разрешеното СП; 2) влиянието на вибрации и температура е сведено до минимум; 3) всички спектрално зависими параметри на Стокс $S_0(\sigma)$, $S_1(\sigma)$, $S_2(\sigma)$ и $S_3(\sigma)$ се определят само от един спектър $P(\sigma)$; 4) за разлика от конвенционалните поляриметри, не е необходимо да се повтаря измерването на спектъра за различни настройки на оптиката за поляризационен анализ; 5) по - високи стойности на: SNR, DR и LOD.

ГЛАВА 2: КОНСТРУИРАНЕ НА КАНАЛЕН ПОЛЯРИМЕТЪР

2.1 Конструиране на КСП. Експериментална установка

Тази глава разглежда процедурата на оптимизация, съобразена с параметрите на съществуващата измервателна апаратура и конструирането на КСП за постигане на максимален фазов скок.

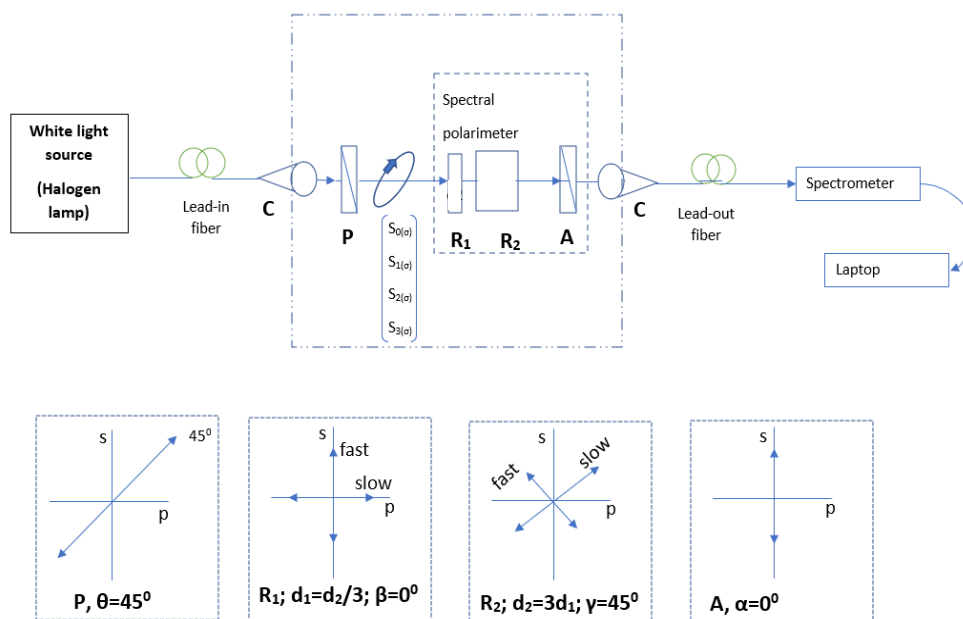
2.1.1 Изчисляване на дебелините на фазовите пластини

Колкото са по – дебели фазовите пластини, толкова спектралната модулация е с по-голяма честота. Нейната регистрация обаче зависи от разделителната способност на спектрометъра.

Задача: Спектрално разрешаване на модулациите с най-висока спектрална честота.

За да се осъществи дефинираната по – горе задача е необходимо да се направи изчисляване и оптимизация на дебелините и отношенията на дебелините на фазовите пластини съобразени със спектралната разделителна способност на спектрометъра.

Схематично представяне на експерименталната установка е показано на Фигура 2. 1.



Фигура 2. 1 Схематично представяне на експерименталната установка

Източник на полихроматична светлина (халогенна лампа); R_1 , R_2 : двулъчепречупващи фазови пластини от кварц; s- , p- : поляризационни равнини; fast, slow : бърза и бавна оптични оси на пластините от кварцов кристал; d : дебелина на пластината; C – колиматор. Поляризатори – Глан-Томпсън, коефициент на затихване 10^4 . Спектрометър: Ocean Optics SpectraSuit USB2000 или AvaSpec – ULS2048CL-EVO.

Използвайки подробно описаният от N. Hagen алгоритъм [39], са изчислени и подбрани коректните дебелини на фазовите забавители, съобразявайки се с параметрите на спектрометъра.

OPD в един канал: полудиапазона в OPD, разделен на броя на каналите във Фурие областта (ширината на канала).

OPD диапазон: реципрочната стойност на средноквадратичната разделителна способност на спектрометъра.

OPD полудиапазон: поради симетрията във Фурие областта, това е половината използваем диапазон.

Забавяне предизвикано от тънкия забавител: (в термините на OPD) функция на използваемия полудиапазон в OPD и броя канали.

Допустима OPD грешка: грешка в позициите на OPD каналите при допустима максимална амплитудна грешка в целия спектрален диапазон $< 1\%$.

Грешка в дебелината на забавителя: това е допусък, при който не се надвишава допустимата OPD грешка.

- Резултати от пресмятания за AvaSpec – ULS2048CL-EVO са представени в Таблица 2. 1:

Таблица 2. 1

Резолюция на спектрометъра: R_λ [nm]		1 nm - публикувана от Avantes спецификация на резолюцията					
		OPD диапазон / брой канали: <= [-]	OPD диапазон [μm]	OPD полудиап- азон [μm]	Забавяне предизви- кано от тънкия забавител d1 [μm]	Дебелина на забавител d1 [mm]	Дебелина на забавител d2 [mm]
Отношение на дебелините	d2=2*d1 (7 канала в OPD)	70.7	308.0	154.0	43.971	4.397	8.8
	d2=3*d1 (9 канала в OPD)	55.0	308.0	154.0	34.200	3.420	10.3

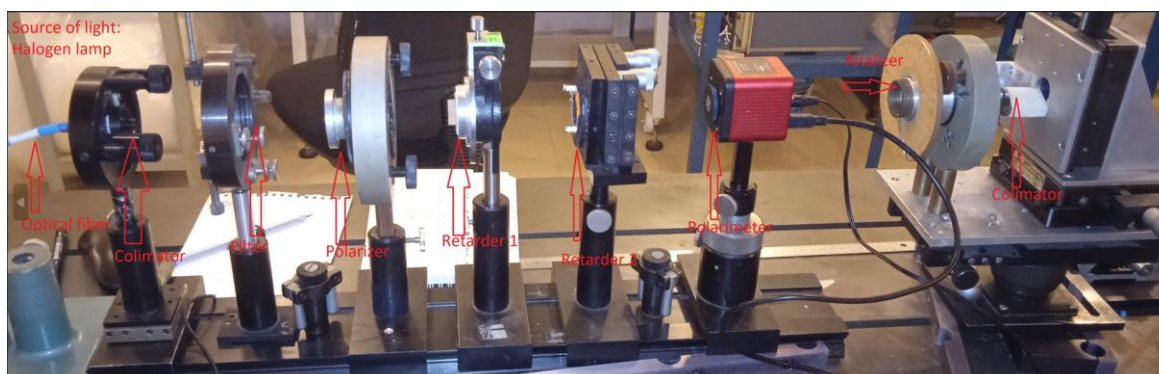
- Резултати от пресмятания за Ocean Optics SpectraSuit USB2000 са представени в Таблица 2. 2:

Таблица 2. 2

Резолюция на спектрометъра: R_λ [nm]		1.4 nm - публикувана спецификация на резолюцията					
		OPD диапазон / брой канали: <= [-]	OPD диапазон [μm]	OPD полудиап- азон [μm]	Забавяне предизви- кано от тънкия забавител d1 [μm]	Дебелина на забавител d1 [mm]	Дебелина на забавител d2 [mm]
Отношение на дебелините	d2=2*d1 (7 канала в OPD)	70.2	251.0	126.0	35.805	3.580	7.161
	d2=3*d1 (9 канала в OPD)	54.6	251.0	126.0	27.848	2.785	8.354

Извод: Изработени са ретардери с пресметнатите дебелини и отношения на дебелините, при които модулациите с най – висока честота са спектрално разрешени. Два варианта на фазовите забавители: при отношение на дебелините $1 : 2$ ($R_1 = 4.4 \text{ mm} : R_2 = 8.8 \text{ mm}$) и при отношение на дебелините $1 : 3$ ($R_1 = 3.4 \text{ mm} : R_2 = 10.2 \text{ mm}$) са изработени, използвайки получените стойности от пресмятането със спектрометъра AvaSpec-ULS2048-CL-EVO, при който имаме по - високо спектрално разрешение, тъй като той е с по-висока разделителна способност (избрали сме да работим с това, което е специфицирано в официалната документация от производителя, т.е. 1 nm) спрямо тази на Ocean Optics SpectraSuit USB2000 , която е 1.4 nm .

2.1.2 Конструирание на експерименталната установка



Фигура 2. 2 Реална лабораторна установка – вариант 1



Фигура 2. 3 Реална лабораторна установка – вариант 2

На Фигура 2. 2 и Фигура 2. 3 са показани разработените варианти на експериментална установка, като на Фигура 2. 4 е показан само КСП за вариант 2.



Фигура 2. 4 КСП (състоящ се от забавител R_1 , забавител R_2 и анализатор A)

След като вече е изградена експериментална установка, следващата стъпка е да се ориентират коректно оптичските елементи в системата. Това е много важно и задължително условие, което води и до дефинирането на следващата задача.

Задача: Параметрите на Стокс, съдържащи се във всеки канал, и централната позиция на всеки канал могат да бъдат компрометирани от систематични грешки,

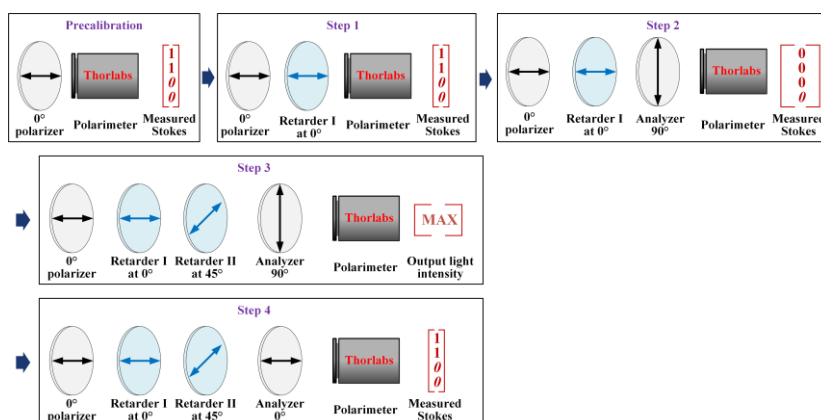
присъщи на КСП. Поради това се налага прецизно ориентиране на всички оптични елементи в системата.

За решаването ѝ прилагаме две различни техники на ориентиране на оптичните елементи (Раздел 2.1.3.1 и Раздел 2.1.3.2 от дисертацията).

2.1.3 Ориентиране на оптичните елементи

2.1.3.1 Поляриметрично ориентиране

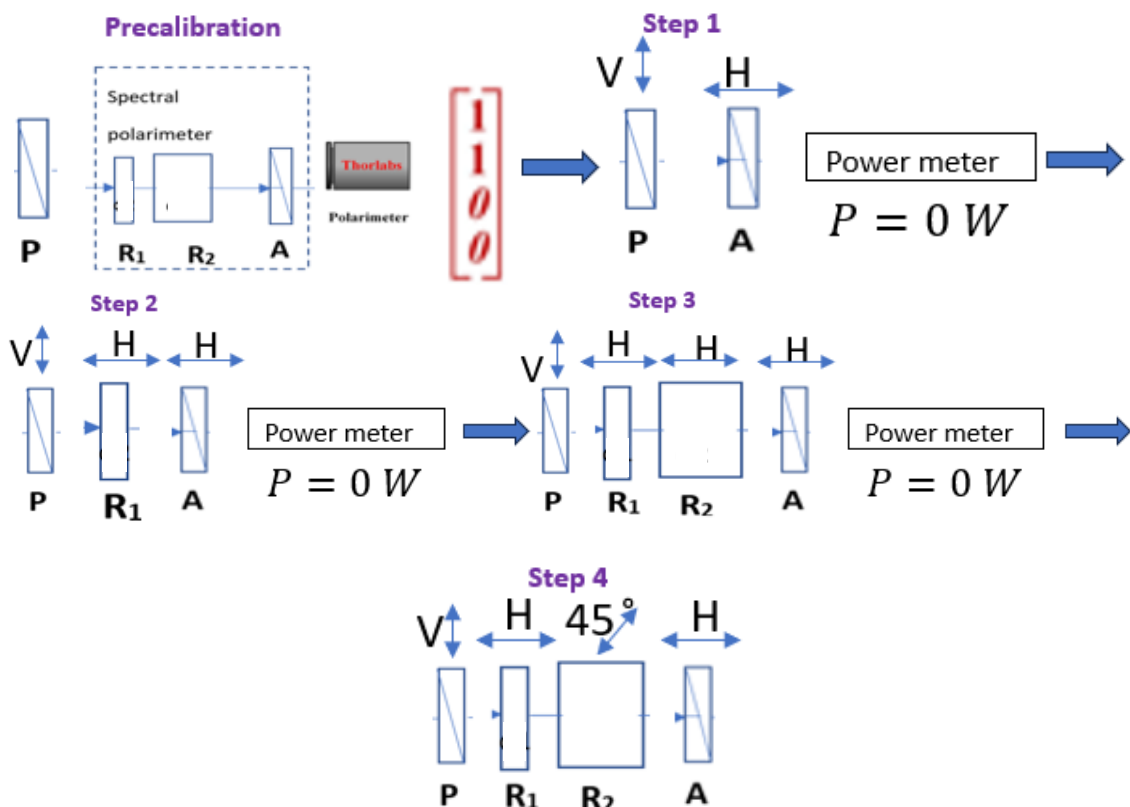
Тази техника на ориентиране се прилага, използвайки установката от Фигура 2. 5 (източник на светлина: He-Ne (632.8 nm), комерсиален поляриметър Thorlabs PAX 1000 VIS).



Фигура 2. 5 Калибрационна процедура на КСП – поляриметрично ориентиране на компонентите

2.1.3.2 Поляриметрично - спектрално ориентиране

Процедурата и настройката на цялата калибрация са показани на Фигура 2. 6. Осъществява се посредством опитната установка от Фигура 2. 3, като се използват 2 източника на светлина по отделно: He-Ne (632.8 nm) или халогенна лампа (Ocean Optics HL-2000). За поляриметричен контрол се прилага комерсиален поляриметър Thorlabs PAX 1000 VIS. За спектрален контрол се ползва спектрометър AvaSpec-ULS2048-CL-EVO (който служи като детектор на оптическа мощност).



Фигура 2. 6 Калибрационна процедура на КСП: поляриметрично - спектрално ориентиране на компонентите

2.1.4 Експериментална проверка: на подбора на дебелините на фазовите пластини

Използва се монохроматичен източник на 632.8 nm – He-Ne лазер и поляриметър Thorlabs, при който входящ анализатор се ориентира поляриметрично, което ни дава предварително известно СП за тази λ . На мястото на He – Ne се поставя халогенна лампа, светлината от която преминава през КСП, сигналът се приема от спектрометъра и получаваме т.нар. канален спектър, който след прилагане на Фурие обработка трябва да извлечем СП за целия измерван спектрален диапазон (в случая от 500 – 800 nm). Използвани са фазови забавители с отношение на дебелините им 1:3 ($R_1 = 3.4 \text{ mm} : R_2 = 10.2 \text{ mm}$). Експерименталната проверка установява, че след прилагане на Фурие алгоритъм, демодулираните на изхода след КСП Стоксови параметри съвпадат с добра точност с първоначално зададените стойности на известното входящо СП при дължина на вълната 632.8 nm, като разликите са единствено в $\frac{S_2}{S_0} \neq 1$ параметъра, което се дължи вероятно на не достатъчно високата степен на поляризация (което е фактор на цялата система). Друг фактор е флукутацията на ориентацията на бързите оси по дебелината на кристала, дължащо се на нехомогенности в кристалната структура на кварцовия кристала (промяна на ориентацията на кристалната решетка)

Това налага да се проверят възможните варианти на ориентация на ретардерите, при които имаме максимално съответствие между Стоксовите параметри на входящата поляризация и тези след обработката с Фурие алгоритъма. Последното предположение налага именно да направим допълнителни експериментални опити с цел определянето на бързите оси и на двата кварцови ретардера, което води до дефинирането следващата задача.

Задача: Минимизиране на грешката в ориентацията на фазовите забавители.

2.1.5 Определяне на бързите оси на двата фазови забавителя

Изключително важно за достигане на висока точност на измерване е прецизната ориентация на всички оптични елементи. Ориентиране на бързите оси на двата фазови забавителя е направено (посредством Thorlabs поляриметър при $\lambda = 632.8 \text{ nm}$ – He-Ne лазер) за следните варианти на дебелините на пластините и подредбата им (Таблица 2. 3). Като в Таблица 2. 4 са представени данни само за ориентирането на R3.4 и R10.2 фазови забавители.

Таблица 2. 3

d1:d2=1:3	d1:d2=3:1
R3.4 $\leftrightarrow$ R10.2 $_{45^\circ}$	R10.2 $\leftrightarrow$ R3.4 $_{45^\circ}$
d1:d2=1:2	d1:d2=2:1
R4.4 $\leftrightarrow$ R8.8 $_{45^\circ}$	R8.8 $\leftrightarrow$ R4.4 $_{45^\circ}$

Таблица 2. 4

Вар.	R3.4		R10.2		Входяща поляризация (S1/S0,S2/S0,S3/S0) за He-Ne
	Ъгъл държач	Поляриметрична ориентация	Ъгъл държач	Поляриметрична ориентация	
3	60°		312°		S1=0.12; S2=0.37; S3=0.92
Реф. вх. пол. 45° линейна / – пикове 0,1,2 Вх. елип. пол. – пикове 0,1,3 S1=0.19; S2=0.18; S3=0.68 Реф. вх. пол. 45° линейна / – пикове 0,1,3 Вх. елип. пол. – пикове 0,1,3 S1=0.19; S2=0.19; S3=0.64					

Изводи: Бързите оси на фазовите пластини са определени (Вар. 3 Таблица 2. 4, при който е най – добро съвпадението на измереното СП от Thorlabs поляриметъра и демодулираното СП на изхода след КСП, останалите варианти са представени в дисертацията).

2.1.6 Експериментална проверка на ориентацията на оптичните елементи и на Фурие алгоритъма

За да се провери коректността на резултатите получени в Раздел 2.1.5 е нужно да се определят Стоксовите параметри на входа на поляриметричната система и при коя да е елиптична входяща поляризация, като тук отново е използвана конфигурацията на комплекта пластини R3.4 и R10.2. При проверка с входяща поляризация със Стоксов вектор $[1,0.12,0.37,0.92]^T$ при 632.8 nm , получаваме добро съответствие между Стоксовите параметри на входа и тези след обработката с алгоритъма, като точността е с грешка $\leq 10 \%$. Точността се определя от: 1) степента на колимация, дължащо се на степента на плоско паралелността на вълновите фронтове (сферична и хроматична аберация); 2) степен на поляризация и 3) паразитни отражения от равнините на ретардерите.

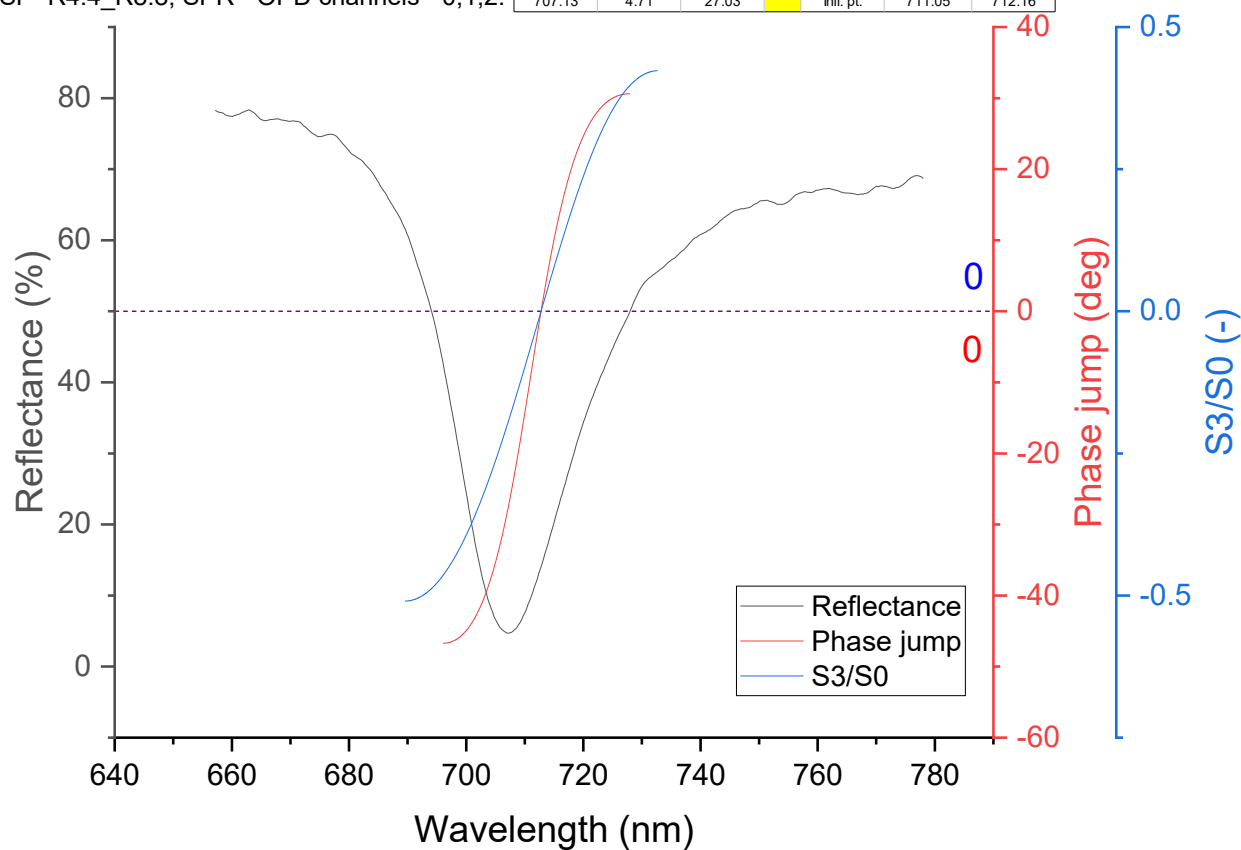
2.1.7 Сравнение на ефективността на двете конфигурации на фазови пластини: R3.4 и R10.2 спрямо R4.4 и R8.8, при фазово измерване на ППР с КСП

2.1.7.1 Конфигурация R4.4 и R8.8

$\theta = 70$ deg; $\varphi = 0$ deg(DG - normal mounting); DG 21.1.22-3; Inc_Lin_45_Right;

CSP=R4.4_R8.8; SPR - OPD channels - 0,1,2.

Resonance			Zero cross. Infl. pt.	Phase jump	S3/S0
min_x	min-y	FWHM			
707.13	4.71	27.03		712.77	712.77
				711.05	712.16

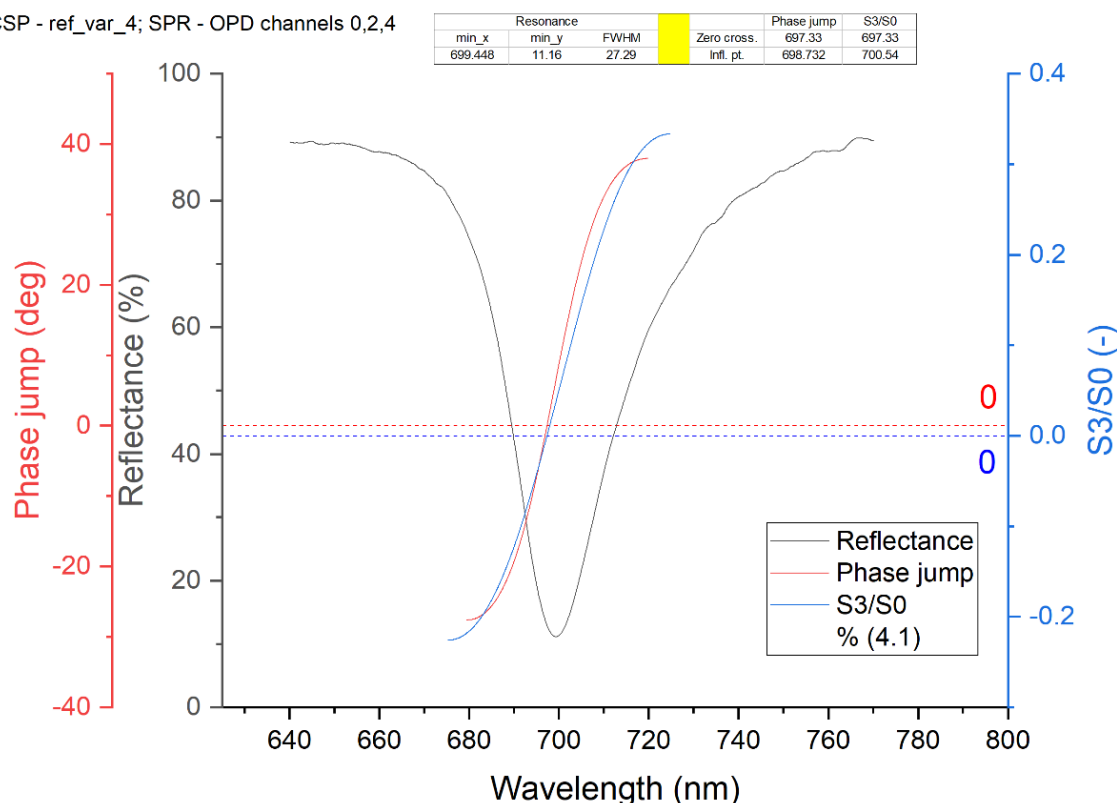


Фигура 2. 7 Измерване на ППР - резонансен минимум, фазов скок и S_3/S_0 с R4.4 и R8.8

2.1.7.2 Конфигурация R3.4 и R10.2

$\theta = 70$ deg; DG 21.1.22-3; DG- grooves period horizontal; Inc_Lin_45_Right;

CSP - ref_var_4; SPR - OPD channels 0,2,4



Фигура 2. 8 Измерване на ППР - резонансен минимум, фазов скок и S_3/S_0 с R3.4 и R10.2

2.1.7.3 Анализ на резултатите

И при двете конфигурации са получени:

- достатъчно висока амплитудно-фазова модулация в спектралната област.
- Позиционирането и броя на каналите във Фурие областта също отговаря на очакваното [40].
- Измерването на ППР също е успешно (Фигура 2. 7 и Фигура 2. 8): поляриметричните параметри S_3/S_0 и фазов скок (инфлексна точка и пресичане с нулата) съвпадат по спектрално положение с резонансния минимум.
- Наклонът на фазовата разлика (т.нар. „фазов скок“) е достатъчно стръмен, за да осигури висока чувствителност и точност на измерването на ППР.

Извод: Конфигурация на пластините 1 : 3 (R3.4 : R10.2) ни предлага по – високо спектрално разрешение във всеки канал, тъй като броя канали е 9, спрямо конфигурация 1 : 2 (R4.4 : R8.8), при която имаме 7 канала. Като при 1 : 3 имаме допълнителен канал, в който се съдържа информацията за нормализираните S_2 и S_3 , давайки възможност за по – точно калибриране на КСП, което води до по – точно извличане на Стоксовите параметри.

ГЛАВА 3: СЕНЗОРИ, БАЗИРАНИ НА СПЕКТРАЛНА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА ДЕТЕКЦИЯ

Фазовото измерване, осъществено чрез МКП има амбицията да реши основните проблеми на сензорите, като осигурява по-висока чувствителност на детекция, по-висок SNR и съответно – по-нисък LOD. Това ни мотивира да разработим КСП и да се

възползваме от предимствата му, упоменати в т. 1.3 от дисертацията, като го приложим за детекция на различни величини. В тази глава изследваме до каква степен разработения КСП отговаря на очакванията чрез проведените с него изследвания на три типа сензори, два от които са дифракционно възбудени ППР сензори:

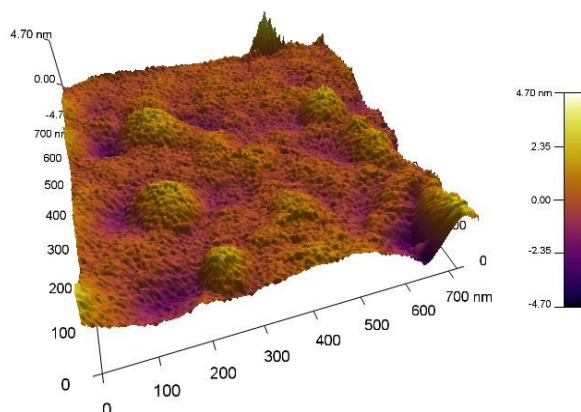
- биосензор;
- газов сензор;
- сензор на магнитно поле.

3.1 Биосензор: детекция на бактерията *Helicobacter pylori*

Недостатък на дифракционно възбудените ППР сензори е, че светлината преминава през анализа при детектиране на изследваното взаимодействие, което води до разсейване на отразената светлина и силно влошава SNR. Хипотезата, че фазовото измерване на ППР успешно преодолява този недостатък е предмет на експериментална проверка при проведеното изследване. За целта детекцията на *H. pylori* е осъществена в проточна клетка чрез амплитудно и фазово измервания, като резултатите са сравнени.

Разработването на биосензор за *H. Pylori* е продиктувано от социално – икономическата значимост на инфекцията. Повече от 90 % от хората, заразени с *H. pylori*, са диагностицирани с гастродуоденална язва. Според Световната здравна организация, инфекцията с *H. pylori* причинява приблизително 75 % от случаите на рак на стомаха и 5.5 % от всички видове рак. Поради това, навременната диагностика на инфекцията е наложителна.

В [41] е съобщен директен метод за детекция на *H. pylori*, базиран на реакцията на свързване между *BabA*, протеинът, който изгражда бактериалната клетъчна мембрана, и кръвния антиген *Levish (Leb)*. В представения експеримент се използва същата разпознаваща реакция, като *Leb* е биорецепторът, имобилизиран върху позлатена дифракционна решетка, както е показано на Фигура 3. 1.



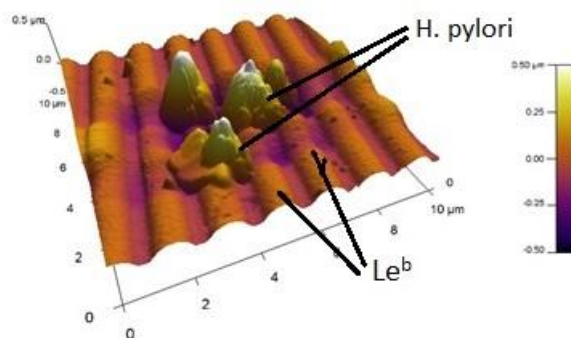
Фигура 3. 1 AFM снимка на имобилизирания *Leb* върху дифракционната решетка

Процедурата по приготвяне на бактериалните суспензии не се различава от описаната в [41]. Разликите с [41] са две: инкубирането се извършва в проточна клетка (Фигура 3. 2) и измерването на ППР след инкубиране/фиксиране на бактерията върху биочипа (Фигура 3. 3) се извършва фазово, освен амплитудно. Измерването се осъществява в проточната клетка. Единият от нейните канали се третира с дейонизирана вода и служи за измерване на опорен резонанс, а другият – с бактериалната суспензия и

при него се измерва сигналния резонанс. При измерванията светлината преминава през анализа, което силно влошава SNR.

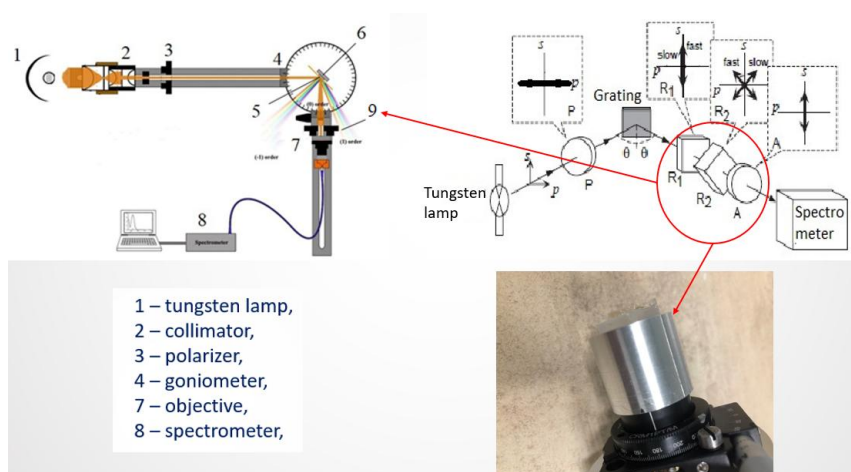


Фигура 3. 2 Проточна клетка



Фигура 3. 3 Фиксирана *H. pylori* върху дифракционна решетка, следствие на реакцията *Leb/BabA*

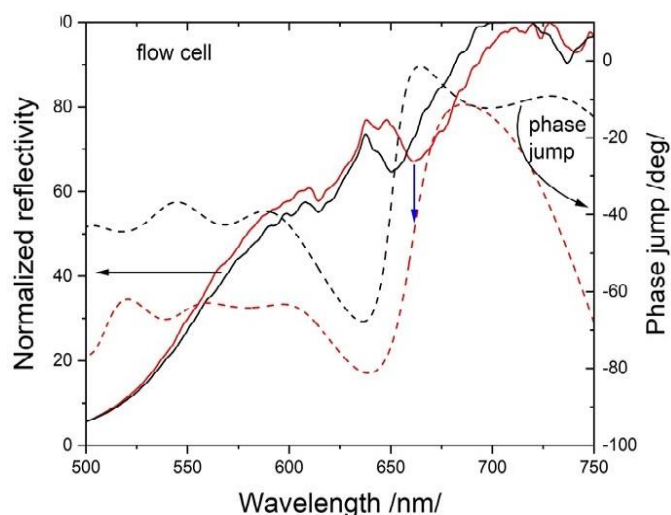
Схемата на експерименталната установка е показана на Фигура 3. 4. В дясно горе е показана универсалната схема за спектрално измерване на ППР; в ляво горе е показана принципната схема на МКП, както е описана в т. 1.3 от дисертацията; в дясно долу е показан държача, в който са монтирани фазовите пластини и анализатора – този държач се поставя на позиция 9 на гониометъра за осъществяване на фазово измерване. Без него ППР се измерва амплитудно.



Фигура 3. 4 Експериментална установка за амплитудно/фазово измерване на ППР

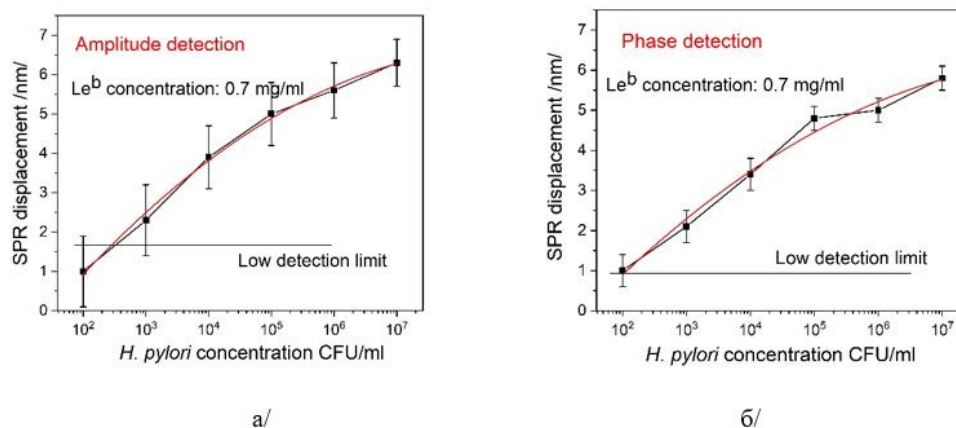
Фигура 3. 5 показва резултатите от амплитудно (плътни криви) и фазово (пунктирни криви) измервания на нормирания интензитет на отразена светлина в нулевия дифракционен порядък. ППР възниква на определени дължини на вълните, вследствие на реакцията на свързване на *H. pylori* - *Leb* за две различни бактериални концентрации (черна и червена криви). Резонансът се проявява като плавен и размит спад в спектъра на отражение при амплитудно измерване. Поради това точното определяне на резонансната

дължина на вълната е трудно и е свързано с голяма грешка. Пунктираните криви показват спектралното разпределение на фазата, измерена чрез МКП, както е описано в т. 1.3 от дисертацията. Спектралната зависимост на фазата е стръмна, поради което положението на резонанса се определя с висока точност. **Този експериментален резултат илюстрира драстично по-високото отношение сигнал/шум SNR при фазово измерване.**



Фигура 3. 5 Амплитудно (пътни линии) и фазово (пунктирани линии) измерване на ППП за детектиране на взаимодействие *BabA/Leb* при различни бактериални концентрации в проточна клетка

Спектралното отместване, показано на Фигура 3. 6, предизвикано от взаимодействието *BabA/Leb* при различни бактериални концентрации, се оценява спрямо референтните дължини на вълната на резонанса на не третирувани биочипове. Резонансът за всяка концентрация бе измерен 20 пъти за да се установи грешката при измерване.



Фигура 3. 6 Спектрално отместване на резонанса в резултат на взаимодействието *H. pylori* – *Leb*; а – при амплитудно измерване; б – при фазово измерване

При амплитудно измерване, спектралното положение на резонанса се намира чрез определяне на минимума на спектралната зависимост на нормирания интензитет на отразената светлина. Свързването *Leb* с *H. pylori* е добре изразено за концентрации в диапазона между 10^3 - 10^8 CFU/ml: спектралното изместване е в диапазона 1 - 7 nm. Взаимодействието с 10^3 и 10^2 CFU/ml на *H. pylori* генерира спектрално отместване малко над точността на измерване на спектрометъра, която е около 1 nm. Общата точност на измерване беше оценена приблизително на ± 1 nm за амплитудно измерване, докато LOD

беше близо до 1.8 nm – Фигура 3. 6 (а). Така, концентрацията 10^2 CFU/ml не може да бъде разграничена от 10^3 CFU/ml . Минималната концентрация на *H. pylori* с надеждно установено свързване с *Leb* е приблизително 3000 CFU/ml .

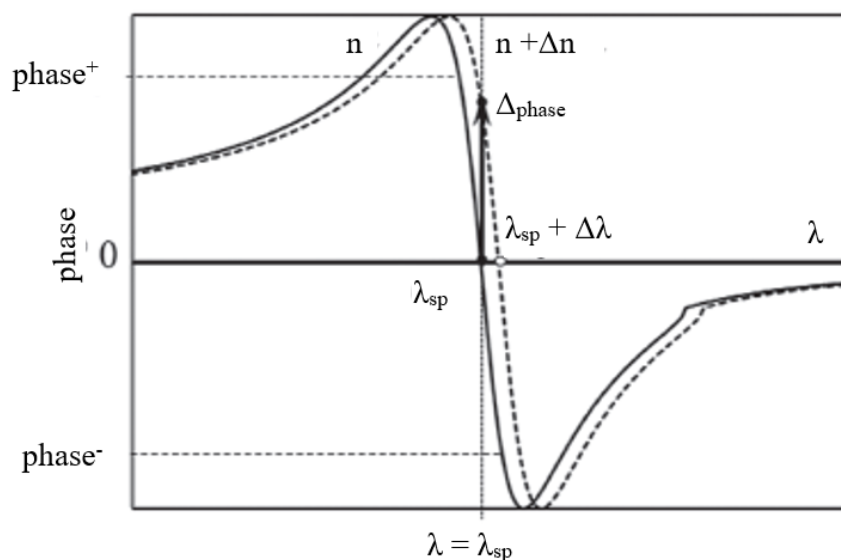
При фазовото измерване, спектралното положение на резонанса се определя от положението на инфлексната точка в спектралната зависимост на фазовия скок.

При фазово измерване общата точност на детекция беше оценена приблизително на $\pm 0.3 \text{ nm}$, докато LOD беше по-ниска от 1 nm - Фигура 3. 6 (b). Така, статистически достоверните измервания установяват реакции на свързване при приблизително 200 CFU/ml , т.е. постигнато е подобрене на LOD с около 35 %.

3.2 Газов сензор: детекция на водород

Освен високия SNR, присъщ на фазовото измерване, друго основно предимство е високата чувствителност, т.е. способността да се измерват малки изменения на измеряемата величина. В случая на ППР сензорите, това е показателя на пречупване (RI) или тази величина, която го определя, например концентрация. Високата чувствителност се дължи на стръмната спектрална зависимост на фазата, която наричаме „фазов скок“. Това ни дава две възможности за измерване, като втората е алтернативна:

- 1) Да се определи спектралното положение на инфлексната точка на фазовия скок, която съответства на положението на резонанса с много по-голяма точност.
- 2) Да се регистрират големи изменения на стойността на фазата при малки изменения на RI, измерени при фиксирана дължина на вълната (Фигура 3. 7), определена от амплитудното измерване.



Фигура 3. 7 Измерване на малки ΔRI с висока чувствителност

Фигура 3. 7 пояснява принципа на алтернативния начин на измерване:

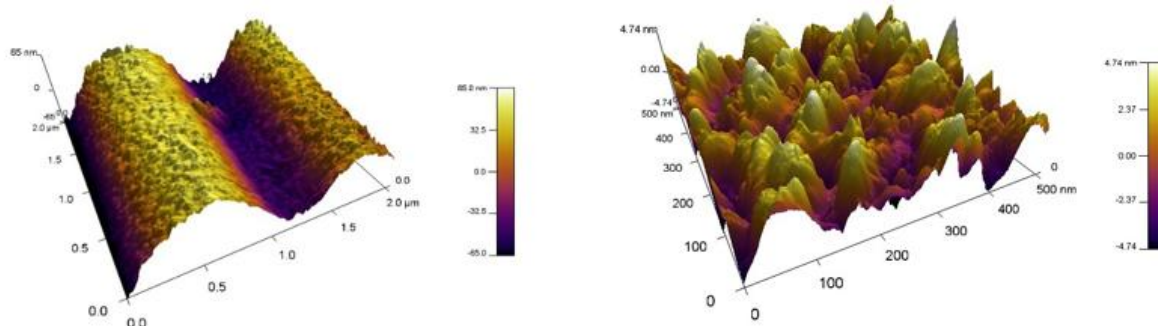
- изменението ΔRI определя Δphase ;
- необходимо е изменението $\Delta \text{RI} \in (-\text{phase}^-, \text{phase}^+)$ за да се осигури изменение на фазата в линейния участък на спектралната зависимост, извън този диапазон не може да се осъществи измерване с висока чувствителност.

Целта на представеното по-долу изследване е - експериментално да установи дали фазовото измерване осигурява по-добра чувствителност от тази на амплитудното, както и да сравни двете алтернативни фазови измервания. Предвид изискването $\Delta R_I \in (-\text{phase}^-, \text{phase}^+)$ експериментът изисква да се осигури малко и прецизно контролируемо изменение на показателя на пречупване. Това може да се реализира при детекция на газове. За целта бе създаден ППР сензор за водород, базиран на дифракционна решетка.

Изборът на този сензор е поради съществуващото специфично технологично предизвикателство, свързано с широкото използване и мащабното разпространение на водороден газ – високата запалимост на H_2 /въздушни смеси при концентрации на H_2 над 4 %. Това определя изключителното значение на надеждни и бързи сензори за откриване на течове водороден газ.

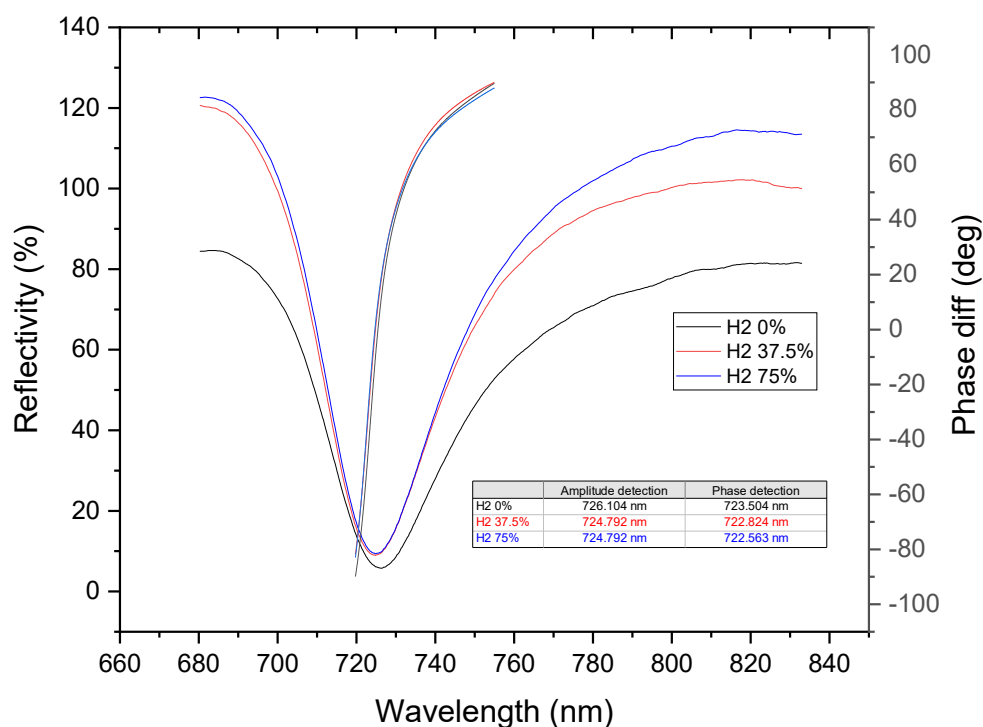
Детекцията на H_2 се осъществява чрез измерване характеристиките на Pd или WO_3 , които взаимодействат с H_2 и чиито характеристики, изменени в следствие на взаимодействието с H_2 , се измерват. В нашия сензор бе използван WO_3 като чувствителен материал. Взаимодействието на H_2 с WO_3 се осъществява чрез химична реакция, при която атоми кислород от молекулата на WO_3 взаимодействат с водорода. Реакцията е напълно обратима и времето за релаксация е кратко. Химичната реакция променя комплексния показател на пречупване на материала, което е в основата на оптичската детекция.

Подобно на всички дифракционно възбудени ППР сензори, чувствителният материал WO_3 бе отложен върху позлатена дифракционна решетка. Постигна се наноструктуриран слой с висока грапавост и порьозност, както е показано на Фигура 3. 8.



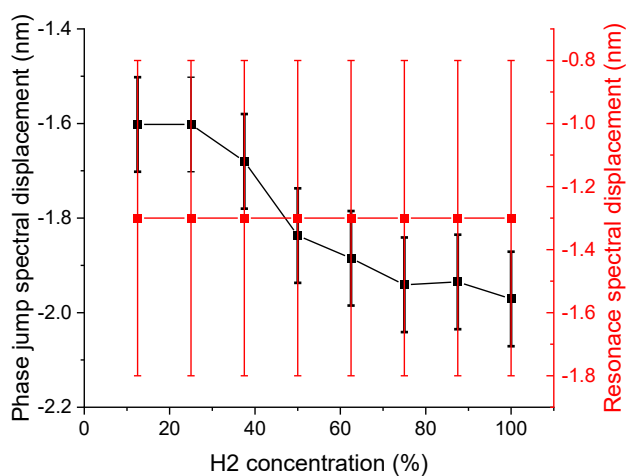
Фигура 3. 8 AFM снимка на отложения WO_3 наноструктуриран слой върху дифракционна решетка

Така изготвеният чип се монтира в проточна клетка, показана на Фигура 3. 2. Единият канал на клетката се продухва постоянно с Ar, като измереният резонанс се приема за опорен. Другият първоначално се продухва с Ar, а след това последователно с различни концентрации H_2 , като съпътстващия газ е Ar. Резултат от амплитудното и фазовото отместване при 0 % H_2 (само Ar), 37.5 % H_2 и 75 % H_2 е показан на Фигура 3. 9.



Фигура 3. 9 Амплитудно и фазово измерване на ППР при детекция на H2: 0%, 37.5% и 75%

Спектралните отмествания, показани на Фигура 3. 10, предизвикани от взаимодействието H₂/WO₃ при различни концентрации на водорода, е оценено спрямо референтните дължини на вълната на резонанса на чипове, обдухвани с Ar. Резонансът за всяка концентрация бе измерен 20 пъти за да се установи грешката при измерване. На Фигура 3. 10 черната графика показва спектралното отместване на резонанса при различни концентрации на водорода, при фазово измерване чрез определяне спектралното положение на инфлексната точка. Червената графика показва същата величина, установена при амплитудно измерване.

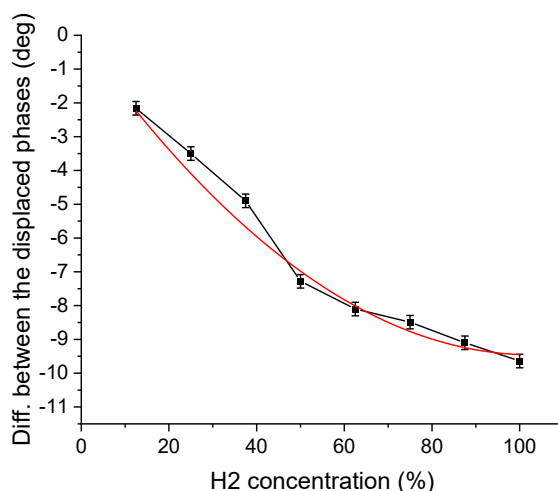


Фигура 3. 10 Спектрално отместване на резонанса в резултат на взаимодействието H₂/WO₃; червена крива – при амплитудно измерване; черна крива – при фазово измерване

При амплитудното измерване не се детектира наличие на водород: отчита се спектрално отместване, еднакво за целия концентрационен диапазон. Отместването е в рамките на грешката, предвид разделителната способност на спектрометъра (1 nm) и установеното стандартно отклонение (0.5 nm).

При фазовото измерване установеното стандартно отклонение е пет пъти по-малко от това на амплитудното (0.1 nm) вследствие на високата стръмност на спектралната зависимост на фазата. Това определя статистическата достоверност на измерванията. Предвид показателите на пречупване на газовете ($n_{Ar}=1.0000282$, $n_{H2}= 1.000263$) **чувствителността на детекция е поне $1 \cdot 10^{-5} \text{ RIU/nm}$** , установена като $(n_{Ar} - n_{H2})/\Delta\lambda$ при $100 \text{ \% H2}$. Въпреки че концентрационната зависимост е добре изразена, концентрациите до $40 \text{ \% H2}$ не са статистически различни, както и концентрациите в диапазона $50\text{-}100 \text{ \%}$. Вероятно, това се дължи на лошия контрол на обемното отношение на газовете. Основателно може да се допусне линейна зависимост на показателя на пречупване на газовата смес с изменение на концентрацията, което дава **чувствителност на детекция около $2.5 \times 10^5 \text{ nm/RIU}$ ($4 \cdot 10^{-6} \text{ RIU/nm}$)**.

Алтернативният метод на фазово измерване, илюстриран на Фигура 3. 7 също беше изследван. Базата данни е същата като в предходното изследване, но бе изчислена разликата Δ_{phase} между опорната фаза (при обдухване с Ar) с фазите при различни концентрации на водород. Стандартното отклонение на КСП бе определено на 0.2° . Резултатите се показани на Фигура 3. 11.



Фигура 3. 11 Разликата между опорната фаза и фазите, измерени при различни концентрации на водород

За разлика от предходно описания начин на фазово измерване, тук всички концентрации на водорода са статистически достоверни, въпреки упоменатите трудности с контрола на обемното отношение на газовете. При същите допускания за зависимостта на показателя на пречупване на газовата смес с изменение на концентрацията, измерената **чувствителност на детекция е около $5 \cdot 10^5 \text{ deg/RIU}$ ($2 \cdot 10^{-6} \text{ RIU/deg}$)**. Може да се оцени, че чувствителността при този начин на измерване е 3 пъти по-висока от алтернативния, въпреки че измеряемите величини са различни, т.е. nm/RIU или deg/RIU .

Установената чувствителност на метода на фазово измерване е с около два порядъка по-висока от тази при амплитудно измерване. Обаче, това се реализира

при малки изменения на RIU на анализа, което е основният недостатък на метода – малкият динамичен диапазон. За преодоляването му е разработен моделен експеримент, при който се детектират течности с различен RIU в голям динамичен диапазон, като подробно е описан в дисертацията.

3.3 Магнито-оптичен сензор (МОС)

Основно предимство на МКП е определянето на спектралната зависимост на параметрите на Стокс от едно – единствено измерване на амплитудно – поляризационно модулирания спектър. Това дава две предимства: бързина на детекция и определяне на спектралната зависимост на всички поляризационни характеристики на изследваната светлина.

МОС са много подходящи за приложение на МКП и установяване на ефективността му, тъй като са базирани на ефекта на Фарадей и измерването е съпроводено с изменение на СП. Измеряемата величина е ъгъла на завъртане на плоскостта на поляризация, която лесно се установява след като параметрите на Стокс са определени. Съществено е, че МКП дава спектралната зависимост на ъгъла на Фарадеевото завъртане, което е необходимо за отчитане на температурните промени.

3.3.1 Магнито-оптичен ефект (МОЕ)

В МОС измерването на магнитното поле се основава на линейния магнито-оптичен ефект (ефект на Фарадей), при който равнината на линейно поляризирана светлина се завърта, когато тя преминава през материал, подложен на магнитно поле в направление на посоката на разпространение на светлината. Това завъртане е пропорционално на индукцията на магнитното поле и на разстоянието, което светлината изминава през материала. Определя се количествено от константата на Верде, която зависи от самия материал, дължината на вълната на светлината и температурата. Ъгълът на завъртане на Фарадей θ може да се изрази като:

$$\theta = V \cdot B \cdot L, \quad (3.1)$$

където V е константата на Верде, B е магнитната индукция, а L е разстоянието, което светлината изминава в материала.

За измерване на азимута на индуцираното от магнитното поле завъртане на поляризацията се използват два основни метода: поляриметричен и интерферометричен.

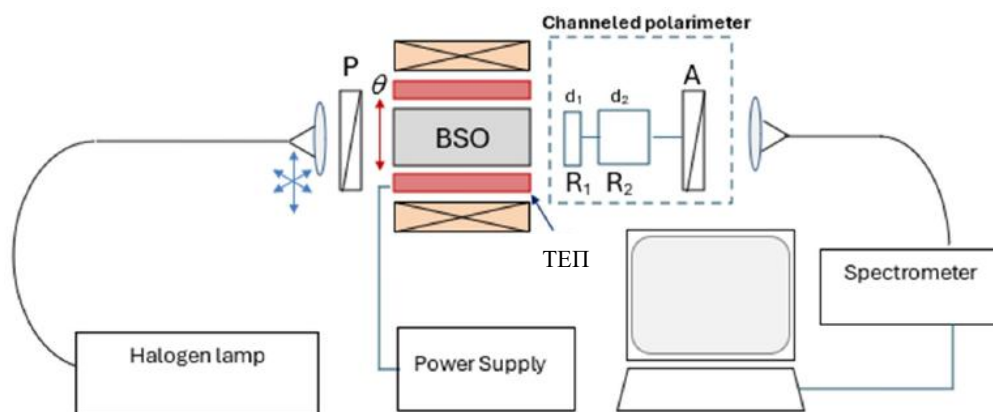
Най-простата поляриметрична схема се състои от поляризатор и анализатор с магнито-оптични материали (МОМ) между тях, както е описано в [42]. За измерване на ъгъла на завъртане на Фарадей се използват различни техники за анализ на сигнала. В [41] е изследван метод, при който се осъществява преобразуване на Фарадеевото завъртане в спектрална модулация. Интерферометричните схеми измерват ъгъла на завъртане на Фарадей като фазова разлика между двете ортогонални кръгови поляризации.

МОМ са кристали или легирани стъкла, които имат висока константа на Верде и нисък коефициент на поглъщане. В началото на 90-те години на миналия век, кристалът $\text{Bi}_{12}\text{SiO}_{20}$ (BSO) е утвърден като обещаващ МОМ. Освен с голяма Верде константа, BSO не е двулъчепречупващ и се характеризира с висока оптична активност. Оптичната активност способства за спектрална модулация, но е основната причина за температурната нестабилност на измерването.

3.3.2 МКП приложен при МОС

Целта на изследването е да се установят предимствата на МКП при приложението му в МОС, което би довело до подобряване чувствителността и точността на измерване. Това включва измервания на параметри, зависими от силата на тока, както и отклоненията на тези параметри, предизвикани от температурата. За целта бе създадена експерименталната установка, показана на Фигура 3. 12.

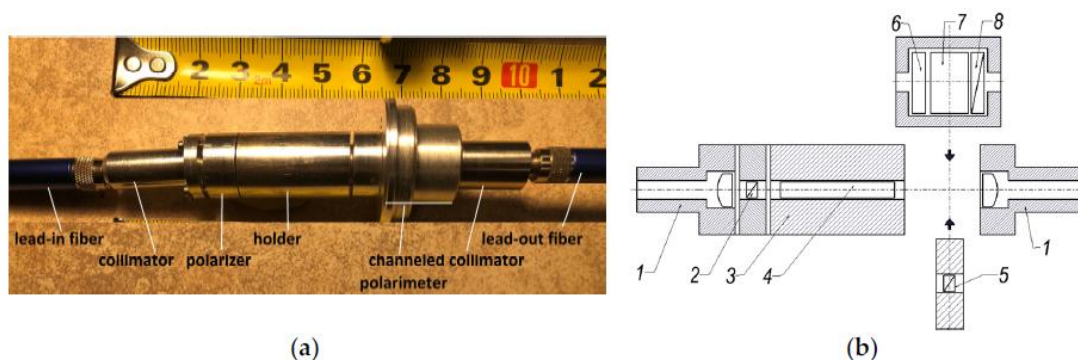
Използваният в експеримента MOM е BSO кристал с размери (4 x 4 x 25) mm и е монтиран в алуминиев държач, както е показано на Фигура 3. 12 и Фигура 3. 13.



Фигура 3. 12 Експериментална установка на МКП: P — поляризатор; θ — ъгъл на ориентация на поляризатора; BSO—Bi12SiO20 кристал; ТЕП — термоелектрически преобразувател; R_1 и R_2 — двулъчепречупващи кварцови забавители; d_1 и d_2 — дебелини на забавителите; A — анализатор

Посредством термоелектрически преобразувател (ТЕП) температурата на кристала се мени в границите от $-32\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $+62\text{ }^{\circ}\text{C}$ с точност $\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$. Пред кристала е поставен поляризатор, през който преминава колимирана светлина, подавана от кварц – полимерно оптично влакно с диаметър на сърцевината $600\text{ }\mu\text{m}$. Източникът на светлина е бяла халогенна лампа (Ocean Optics HL-2000, Ocean Optics, Orlando, FL, USA). Светлината, преминаваща през кристала и анализатора, се фокусира с помощта на колиматор в подобно оптично влакно, свързано със спектрометър (Avantes AVASPEC-ULS2048CL-EVO, Avantes, Apeldoorn, Холандия) с разделителна способност 1 nm и обхват от 400 до 900 nm . Монтираният в държач BSO кристал и ТЕП са поставени в центъра на соленоид, който създава хомогенно магнитно поле с интензитет до 700 G по оста на кристала. Захранването осигурява ток I в диапазона от -30 A до $+30\text{ A}$ ($\pm 0.1\text{ A}$) за захранване на бобината.

КСП е в стандартна конфигурация: два двулъчепречупващи забавителя R_1 и R_2 , с ориентация на бързите оси съответно на 0° и 45° , и анализатор A (калцитов поляризатор на Глан-Томпсън), чиято ос на преминаване определя референтната 0° . BSO кристалът и КСП са в обща конструкция, като е показано на Фигура 3. 13. При необходимост, КСП се сваля и се замества с анализатора 5, с което оптичната схема се трансформира в стандартна поляриметрична.



Фигура 3. 13(а) Снимка на сензорния елемент, включващ КСП. (б) Схематичен чертеж на сензорния елемент: 1 – колиматори; 2 – поляризатор; 3 – държач; 4 – BSO кристал; 5 – анализатор; 6, 7 – ретардери с дебелина съответно d_1 и d_2 ; 8 – анализатор; 6, 7, 8 съставляват КСП, който конструктивно може да бъде заместен от анализатора

Последователността на измерванията е следната:

- а) При фиксирана температура T между $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ и $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$, токът се променя в диапазона от -24 A до $+24\text{ A}$. За всяка стойност на тока е измерен спектърът, модулиран от поляризационната интерференция (Фигура 3. 14(а)).
- б) След сканиране на токовете е избрана нова стойност на температурата и стъпка (а) се повтаря.

От запазените спектри са извлечени нормализираните стойности на Стоксовите параметри $S_1(\lambda, I)/S_0(\lambda, I)$, $S_2(\lambda, I)/S_0(\lambda, I)$ и $S_3(\lambda, I)/S_0(\lambda, I)$.

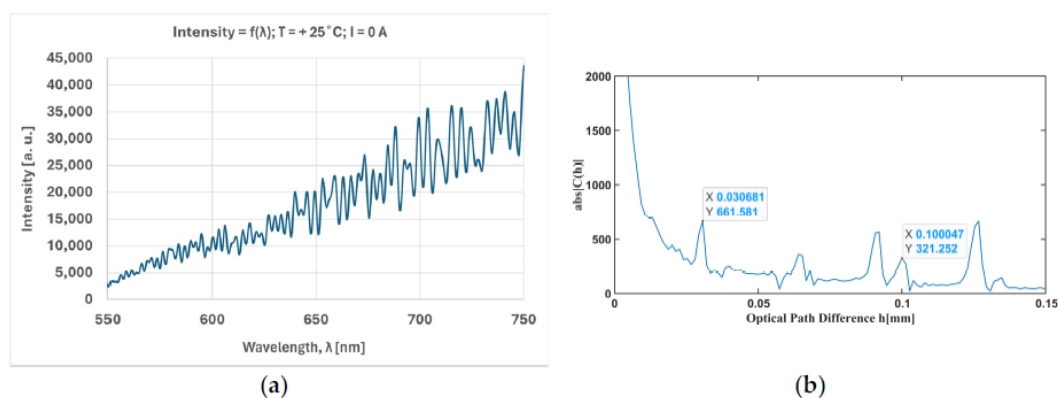
3.3.3 Работна хипотеза

От амплитудно – поляризационно – модулирания спектър (Фигура 3. 14) се определят спектралните параметри на Стокс по процедурата, описана в раздел 1.3 от дисертацията. Тогава лесно се определя спектралната зависимост на азимута на плоскостта на поляризация:

$$\Theta = \text{atan2}(S_2, S_1)/2, \quad (3.2)$$

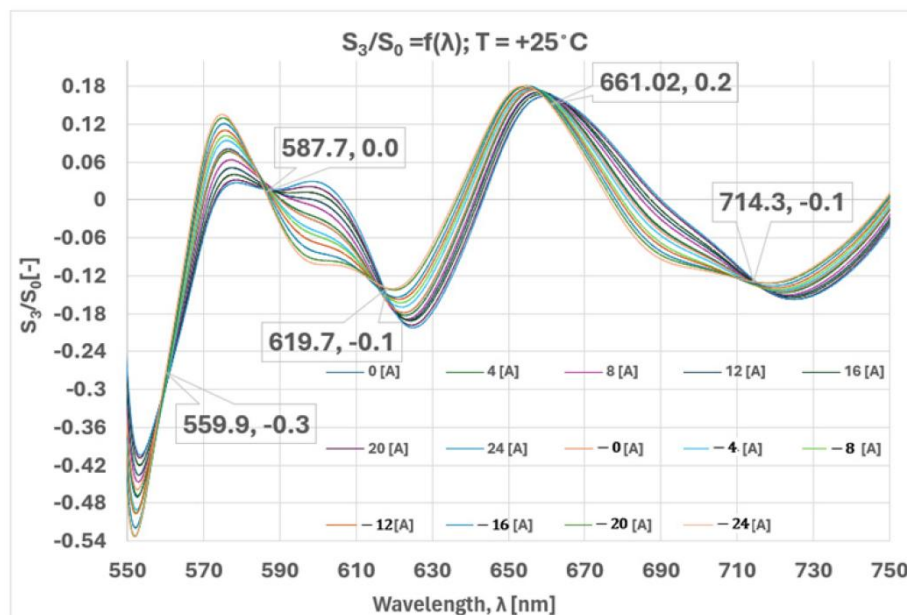
където atan2 е четири квадрантният обратен тангенс.

След изменение на тока, от новия спектър се определя новата спектрална зависимост на азимута на плоскостта на поляризация. Разликата между двете зависимости дава ъгъла на Фарадеевото завъртане.



Фигура 3. 14(а) Измерен спектър, модулиран от поляризационната интерференция. (б) Автокорелационна функция

Експерименталната проверка на протокола на измерване бе проведена чрез измерване на собствената оптическа активност на BSO. Предвид добре известните данни за тази характеристика, очаквахме да получим близки резултати. Те, обаче, драстично се различаваха. Установените Стоксови параметри като функция на тока също не съответстваха на очаквания модел на физично взаимодействие. Показателно е поведението на S_3/S_0 , илюстрирано на Фигура 3. 15.



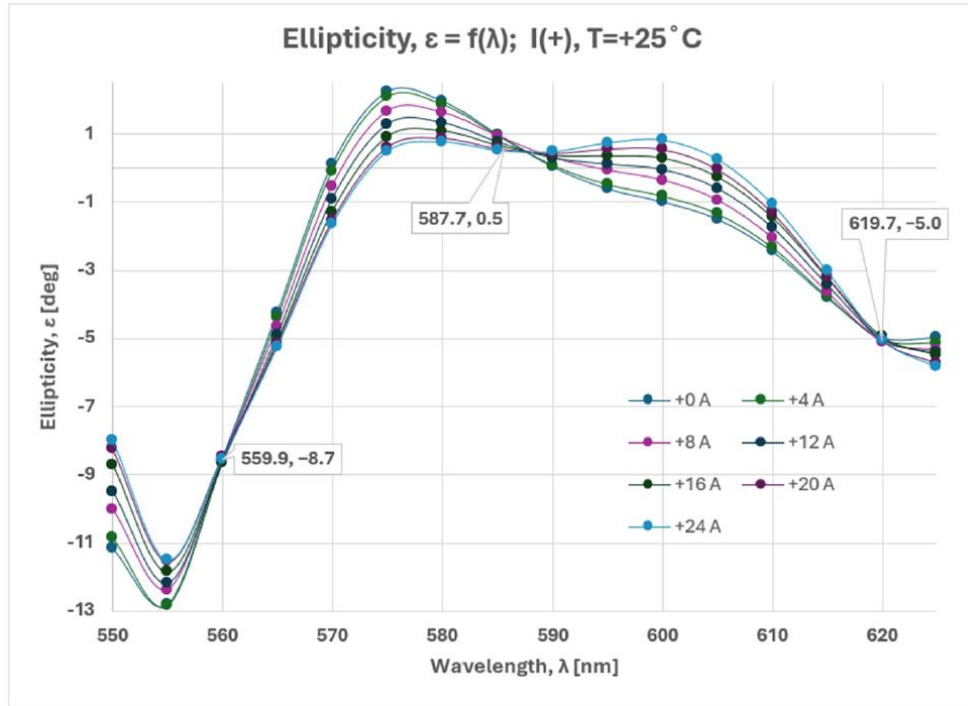
Фигура 3. 15 Спектралната зависимост на нормализирания S_3 Стоксов параметър при постоянна температура +25 °C и промяна на тока от -24 A до +24 A

Спектралните зависимости на S_2/S_0 и S_3/S_0 показват добре изразени, специфични (локусни) точки при определени λ (маркирани на горната фигура), където СП е приблизително еднакво за всички стойности на тока/магнитното поле.

Изненадващо е, че $S_3/S_0 \neq 0$, като се има предвид, че входната поляризация е линейна и че се предполага, че BSO кристалът не е двулъчепречупващ, тъй като е идеален кръгов забавител. Наблюдаваното $S_3/S_0 \neq 0$ може да се обясни единствено с наличието на двулъчепречупване в кристала, дължащо се на остатъчни напрежения, предизвикани по време на обработката и монтирането на кристала в държача. За да илюстрираме това, ще обсъдим елиптичността и нейната спектрална зависимост.

3.3.4 Определяне на СП в МОС, базиран на BSO

По отношение на сферата на Поанкаре всяко възможно СП може да се представи чрез точка с две сферични ъглови координати (2η , 2ε), а именно дължина (т.е. азимутен ъгъл) и ширина (т.е. елиптичност). Както е посочено в [43], оптичният ротатор може да произведе всяко изходящо СП, което има една и съща начална ширина, т.е. $\varepsilon = 0$ за входната линейна поляризация, каквато е в случая на нашия сензор. Всяко състояние на поляризация с $\varepsilon \neq 0$ може да бъде постигнато чрез добавяне на ефекта на линеен забавител към ефекта на ротатора. Фазовата разлика, въведена от двата елемента в нашия сензор, зависи не само от тяхната ориентация, но и от дисперсията, дължаща се на полихроматичния източник на светлина. Това обяснява сложния характер на елиптичността, показана на Фигура 3. 16 и получена от S_3/S_0 :



Фигура 3. 16 Изчислена елиптичност при променящ се ток от +0 А до + 24 А при $T = +25\text{ }^{\circ}\text{C}$

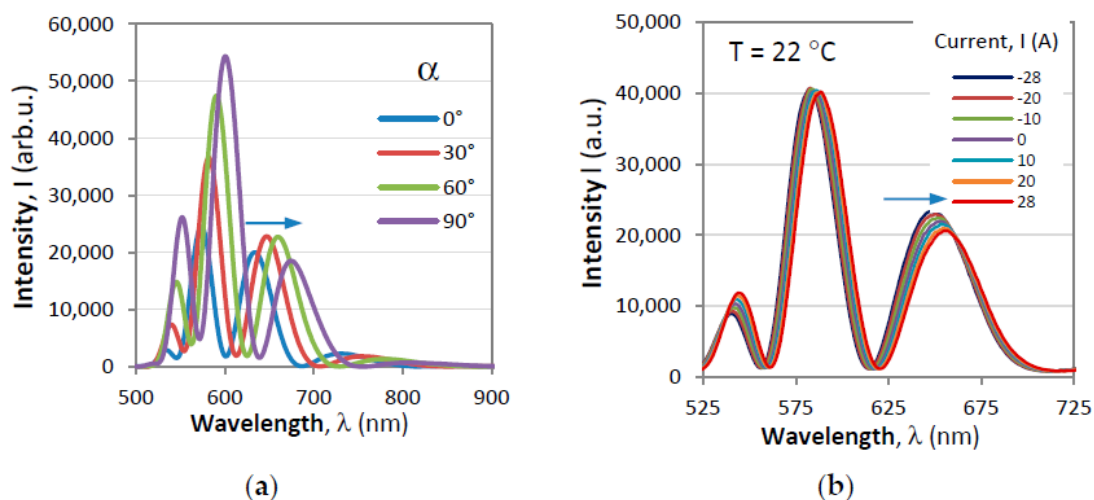
Кристалът BSO в нашия експеримент е оптически еквивалентен на оптична система, състояща се от два елемента: линейен забавител и ротатор. Фазовата разлика, въведена от оптичния ротатор се състои от собствената оптична активност ρ (deg/mm) на BSO и допълнителната оптична активност $\rho_F = V_B B$, породена от ефекта на Фарадей, усилена от дължината на кристала L (V_B и B са съответно константата на Верде и магнитното поле). Както собствената оптична активност ρ , така и константата на Верде V_B зависят от λ и T . Общата фазова разлика $\Delta\Phi$ между ляво и дясно кръгово поляризирани вълни може да се изрази като:

$$\Delta\Phi(\lambda, T) = (\Delta\Phi_{LR}(\lambda, T) + \rho(\lambda, T) \pm V_B(\lambda, T)B)L, \quad (3.3)$$

$\Delta\Phi_{LR}(\lambda, T)$ се въвежда от линейния забавител, последните два члена на уравнението са фазовата разлика, въведена от оптичния ротатор. Знакът зависи от посоката на магнитното поле: по посока на разпространението на светлината или обратно.

3.3.5 Пряко измерване на фазовата разлика на Фарадей

Установеното изненадващо присъствие на двулъчепречупване в BSO кристала, не обяснява физическия смисъл на локусните точки. За да бъде изяснен, експериментът с МКП, описан в раздел 3.3.2 от дисертацията бе проверен на експериментална установка (Фигура 3. 12), но модифицирана – КСП е заменен с анализатор. В така реализираната проста поляриметрична схема спектралният отклик има вида, показан на Фигура 3. 17.



Фигура 3. 17 Спектрален отклик на поляриметричния сензор: (а) при увеличаване на ъгъла на анализатора от 0° до 90° ; (б) при увеличаване на тока в намотката от -28 A до $+28\text{ A}$

Информацията за температурата и тока (магнитното поле) е кодирана в спектрална модулация, поради което този метод на измерване наричаме Метод на Спектралната Модулация (MCM) [42], [44].

Периодичната модулация на широколентовия спектър на източника е причинена от дисперсиите на оптичната активност и константата на Верде на кристала BSO. Интензитетът на периодичната модулация се определя от израза:

$$I = \frac{1}{4} + \{1 + \cos[2(\Phi + \theta - \alpha)]\}, \quad (3.4)$$

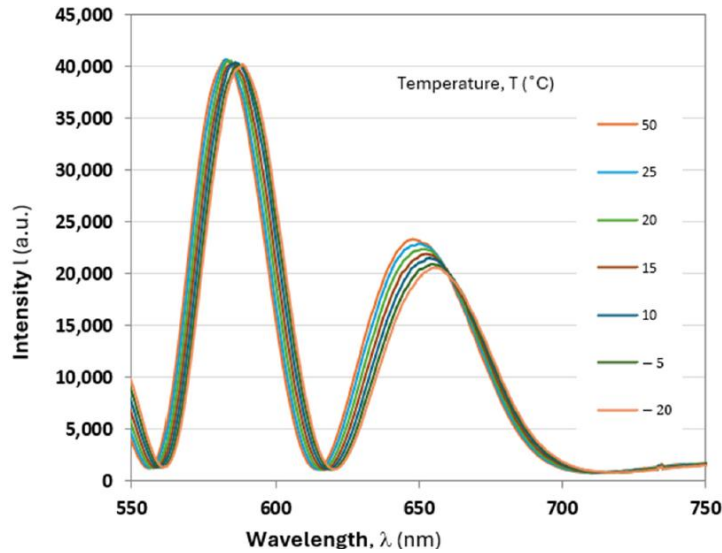
θ и α са ориентациите на поляризатора и анализатора, Φ е натрупаната фаза по дължината на кръгово двулъчепречупващия BSO кристал с дължина L , а $\Delta\beta$ е разлика в константата на разпространение между лявата и дясната кръгово поляризиращи вълни:

$$\Phi = \Delta\beta_L \quad (3.5)$$

$$\Delta\beta = \Delta\beta_L - \Delta\beta_R \quad (3.6)$$

Състоянията на линейна поляризация в две съседни точки максимум/минимум са взаимно перпендикулярни или по-точно, фазовата разлика е 90° . Фигура 3. 17 (а) показва, че положението на минимумите/максимумите може да променя чрез завъртането на анализатора. Фигура 3. 17 (б) показва, че положението на минимумите/максимумите зависи от магнитното поле: въвежда се Фарадеева фазова разлика и плоскостта на поляризация се завърта, а поради дисперсията на Верде константата дължините на вълната с минимална/максимална интензивност се променят. На базата на този ефект е предложен метод за измерване на магнитно поле/ток [42].

Фигура 3. 18 показва поляриметричния отклик при изменение на температурата в отсъствие на магнитно поле ($I = 0$). Поляриметричният отклик се измерва при всяка температура. Тъй като разликата $\Delta\beta$, зависи както от λ , така и от T [42], неговите промени се проявяват като отместване на λ в поляриметричния отклик, което се вижда на Фигура 3. 18.

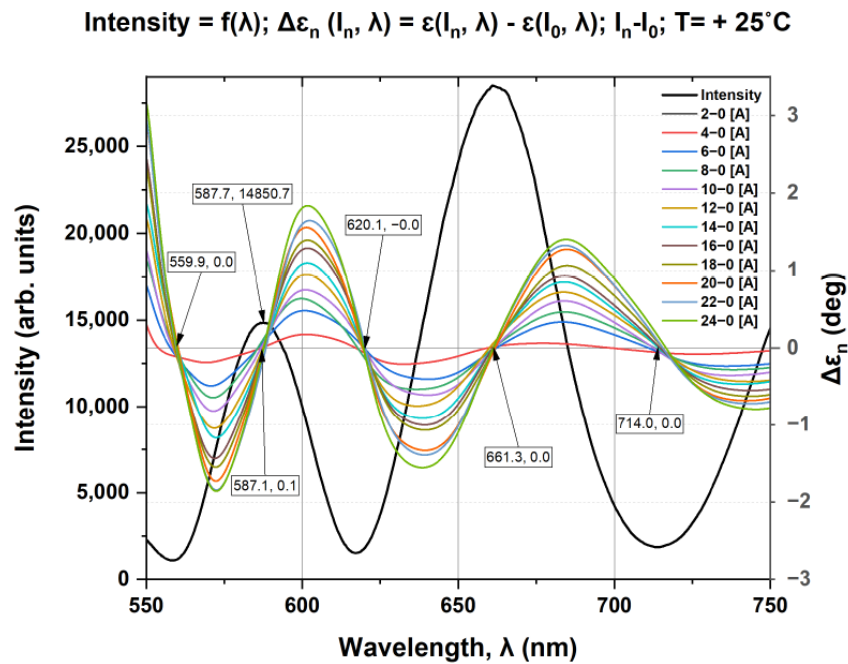


Фигура 3. 18 Поляриметричния отклик, измерен чрез МСМ при $I = 0$ A и температурни промени от -20 °C до $+50$ °C

При $I_0 = 0$ A може да се ориентира анализатора, така че максимумът на спектралния отклик да бъде на 588 nm, т.е. да съвпада с една от локусните точки. Оказва се, че другите максимуми/минимуми съвпадат с останалите локусни точки. Тъй като ориентацията на анализатора е извършена при $I_0 = 0$ A, промяната в елиптичността, дължаща се на тока (магнитното поле), трябва да се разглежда спрямо елиптичността при $I_0 = 0$ A:

$$\Delta \varepsilon_n(I_n, \lambda) = \varepsilon(I_n, \lambda) - \varepsilon(I_0, \lambda) \quad (3.7)$$

Тези получени спектрални зависимости, са показани с цветните криви на Фигура 3. 19. Локусните точки имат нулева ордината и точно съвпадат с минимумите/максимумите на спектралния поляриметричен отклик, показан с черната крива.



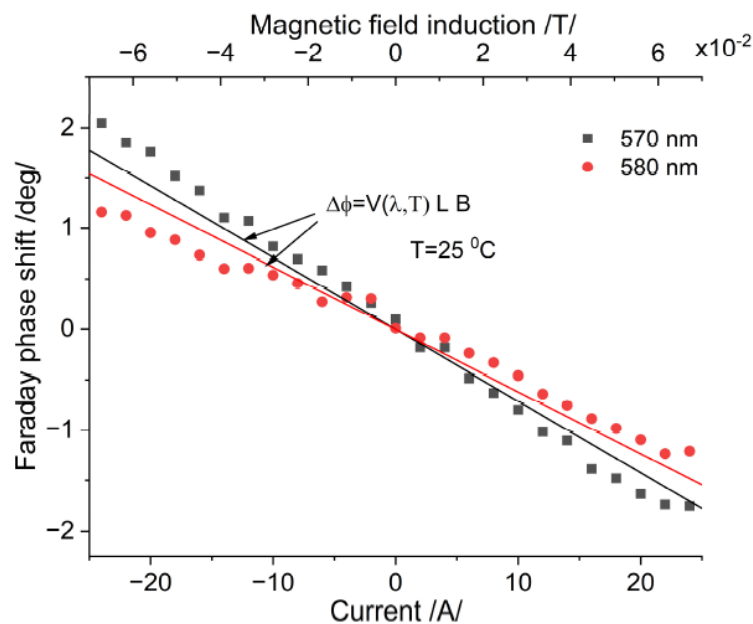
Фигура 3. 19 Корелация между точките на нулево пресичане на $\Delta \varepsilon_n$ (точките на локуса на S_3/S_0) и минимумите/максимумите на спектралния поляриметричен отклик при $+25$ °C и при промяна на тока от 0 A до +24 A

Следователно, въведената фазова разлика между две последователни точки на локуса е 90° . Поради това, спектралната промяна на елиптичността се дължи на фазовата разлика между ортогоналните кръгово поляризираните вълни. Така, фазовата разлика не е следствие от линейния ретардер и собствената оптична активност, тъй като членът $\varepsilon(I_0, \lambda)$ в уравнение (3.7) отчита техния принос. Следователно може да се заключи, че ротаторът на Фарадей предизвиква фазова разлика в равнината $\varepsilon = \text{const}$ на сферата на Поанкаре, **проявена като спектрална зависимост на елиптичността**. Това е наблюдавано в нашия експеримент и съответства на зависимостта, показана на Фигура 3. 12 [39]. **Всъщност, величината на спектралната зависимост на елиптичността е фазовата разлика, причинена единствено от ротацията на Фарадей ρ_F .**

$$\Delta\varepsilon_n(I_n, \lambda) = \cos(V_B(\lambda, T)B_nL). \quad (3.8)$$

3.3.6 Измерване на магнитното поле

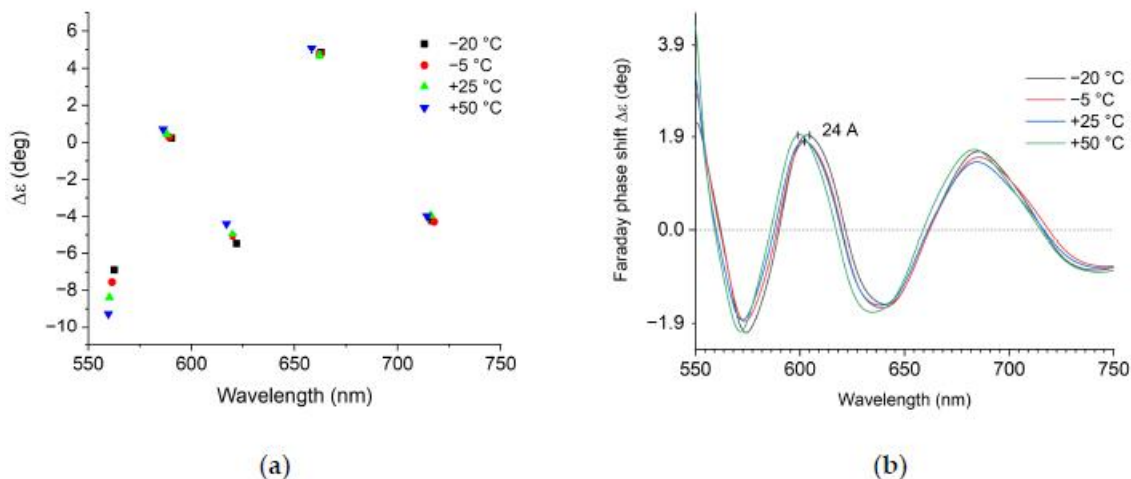
Магнитното поле, индуцирано от тока, може да се определи от спектрално проявеното фазово отместване на Фарадей в линейната част от зависимостта (3.8), около локусната точка. На Фигура 3. 20 е показана зависимостта на фазовото изместване от тока/магнитното поле за фиксирани λ (пунктирани криви) в тази част от зависимостта. Константата на Верде за съответната λ е определена от [44], [45]. Теоретичното очакване съгласно (3.8) е показано с плътни линии и е в добро съответствие с експеримента.



Фигура 3. 20 Фазово отместване на Фарадей измерено чрез МКП (точки) и теоретични данни (плътни линии)

3.3.7 Температурна стабилност

Както е показано в [46], елиптичността и точките на преминаване през нула, наблюдавани в нашия експеримент, зависят от двулъчепречупването и ориентацията на поляризатора. По принцип температурната зависимост на двулъчепречупването е минимална, когато входната поляризация е паралелна на собствената ос на линейния ретардер. Имайки това предвид, експериментално намираме ориентация на входната поляризация, при която спектралната позиция на локусните точки не се променя с повече от 0.3% в температурния диапазон от -20°C до $+50^\circ\text{C}$, както е показано на Фигура 3. 21 (а).



Фигура 3. 21 Експериментално наблюдавана температурна стабилност: (а) на спектралната позиция на точките на преминаване през нула и (b) на величината на фазовата разлика на Фарадей

Сравнено с отклонението на екстремумите при различни температури при МСМ (Фигура 3. 18), се вижда, че температурната стабилност е значително по-добра при МКП.

Точките на преминаване през нула могат да се считат за работни точки на изходното СП. Тъй като те са независими от температурата, фазовите разлики, които водят до спектралните промени между тези две точки, също са независими от температурата. Това е наблюдавано експериментално и е илюстрирано на Фигура 3. 21 (b), показваща спектралната зависимост на фазовата разлика при токове от +24 А в посочения температурен диапазон. Същото поведение е наблюдавано и при другите стойности на тока.

Величината на фазовата разлика на Фарадей при 602 nm е $1.9 \pm 0.1^\circ$ (Фигура 3. 21 (b)) за целия температурен интервал. **Това означава, че измерването на магнитното поле на практика е температурно независимо. Това може да се оцени като много добро постижение, предвид точността, с която се контролира температурата на BSO кристала $\pm 1^\circ\text{C}$.**

3.3.8 Основни изводи

До колкото ни е известно, МКП се прилага за първи път за измерване на магнитно поле/ток.

Този метод предлага уникалната възможност да се определи работната точка на изходното състояние на поляризацията, да се контролира неговата спектрална позиция и температурен дрейф, както и директно да се измери фазовото отместване, предизвикано от ефекта на Фарадей. Това позволява да се постигне висока температурна стабилност на измерване, с което се преодолява основният проблем при МОС.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Извършените изследвания в рамките на дисертационния труд, позволиха да се натрупа значителен експериментален опит в конструирането и изследването на прецизни оптични схеми, при които качеството на колимирания полихроматичен лъч бе от решаващо значение. Проектирането и изработването на КСП беше предизвикателство, което успешно беше преодоляно, частично благодарение на прецизно изработените фазови забавители.

Бяха изработени фазови забавители (ретардери) с предварително изчислените дебелини и съотношения между тях, при които модулациите с най-висока честота са спектрално разрешими. Реализирани са два конструктивни варианта: при съотношение на дебелините 1:2 ($R1 = 4.4 \text{ nm}$ и $R2 = 8.8 \text{ nm}$) и при съотношение 1:3 ($R1 = 3.4 \text{ nm}$ и $R2 = 10.2 \text{ nm}$). За тяхното проектиране и изработка бяха използвани стойности, получени чрез пресмятания съобразени с разделителната способност на спектрометъра AvaSpec-ULS2048-CL-EVO, който осигурява по-висока спектрална разделителна способност – 1 nm в сравнение с Ocean Optics SpectraSuit USB2000 - 1.4 nm .

Бързите оси на фазовите пластини са установени съгласно вариант 3 от Таблица 2. 3, при който се наблюдава най-добро съответствие между измерените Стоксови параметри с поляриметъра на Thorlabs и демодулираните на изхода след КСП.

Конфигурацията на фазовите пластини със съотношение 1:3 ($R3.4 : R10.2$) осигурява по-висока спектрална разделителна способност във всеки канал и при наличието на 9 канала за разлика от конфигурацията 1:2 ($R4.4 : R8.8$) - 7 канала, включва допълнителен канал, съдържащ информация за нормализираните параметри S_2 и S_3 , което позволява по-прецизно калибриране на КСП и води до по-точно извличане на Стоксовите параметри.

Експерименталните резултати при биосензор за детекция на *Helicobacter Pylori* илюстрират драстично по-високо отношение сигнал/шум SNR при фазово измерване, при което е постигната обща точност на детекция приблизително $\pm 0.3 \text{ nm}$, докато LOD е по-ниска от 1 nm – Фигура 3. 6 (b). Статистически коректните измервания показват наличие на реакции на свързване при концентрации около 200 CFU/ml , което съответства на подобрение на LOD с приблизително 35%.

При сензори за газ, фазовото измерване е със стандартно отклонение приблизително пет пъти по-ниско от това при амплитудното (0.1 nm), което се дължи на високата стръмност на спектралната зависимост на фазата. Това гарантира статистическата надеждност на проведените измервания. С оглед на показателите на пречупване на газовете ($n_{Ar} = 1.0000282$, $n_{H_2} = 1.000263$), чувствителността на детекция може да бъде оценена на поне $1.1 \cdot 10^{-5} \text{ RIU/nm}$, определена като $(n_{Ar} - n_{H_2})/\Delta\lambda$ при концентрация 100 % H_2 . Въпреки ясно изразената концентрационна зависимост, концентрациите до 40 % H_2 и в диапазона 50 – 100 % не показват статистически значими различия поради недостатъчен контрол върху обемното съотношение на газовете, като при допускане на линейна зависимост на показателя на пречупване от концентрацията, чувствителността на детекция се оценява на около $2.5 \cdot 10^5 \text{ nm/RIU}$ ($4 \cdot 10^{-6} \text{ RIU/nm}$) (Фигура 3. 10).

Приложен бе алтернативен метод за измерване на фазовата разлика, при който се използват същите експериментални данни, но фазовото изменение се отчита при промяна на показателя на пречупване при фиксирана дължина на вълната. Този подход осигури статистически достоверни резултати за всички концентрации на водород въпреки трудностите с контрола на обемното съотношение на газовете, като при допускане на линейна зависимост на показателя на пречупване от концентрацията бе установена чувствителност около $5 \cdot 10^5 \text{ deg/RIU}$ ($2 \cdot 10^{-6} \text{ RIU/deg}$) (Фигура 3. 11), което е приблизително три пъти по-високо от алтернативния метод, макар измерваните величини да са различни nm/RIU или deg/RIU .

За да се оцени чувствителността на фазовото измерване в условия на голям динамичен диапазон на показателя на пречупване, бе проведен моделен експеримент. Целта е да се установи доколко фазовото измерване осигурява предимство при значителни изменения на показателя на пречупване. Измерванията са извършени с дифракционни решетки с различен период, интегрирани в проточна клетка с моделни водни разтвори, при които показателят на пречупване варираше в диапазона 1.33–1.35. Резултатите за решетки с периоди 300 nm и 900 nm (Фигура 49 от дисертацията) показаха, че чувствителността при фазово измерване е средно с около 25% по-висока спрямо амплитудното, като в този случай динамичният диапазон е с пет порядъка по-голям в сравнение с експериментите за детекция на H_2 .

Методът на канална поляриметрия бе приложен и в магнито-оптични сензори, базирани на ефекта на Фарадей. До колкото ни е известно, каналната поляриметрия се прилага за първи път при измерване на магнитно поле и ток. Методът предоставя уникална възможност за определяне на работната точка на изходното състояние на поляризацията, за контрол върху неговата спектрална позиция и температурен дрейф, както и за директно измерване на фазовото отместване, индуцирано от ефекта на Фарадей. По този начин се осигурява висока температурна стабилност на измерванията, което позволява да бъде преодолян основният проблем при магнито-оптичните сензори.

В обобщение, измерванията на спектралната зависимост на изменението на фазата в сензори, при които измерването е свързано с изменение на състоянието на поляризация, доказват ефективността на МКП чрез достигнатите високи чувствителност и SNR.

Това определя бъдещите насоки на изследвания: усъвършенстване на алгоритъма за обработка на експериментални данни, миниатюризация на конструкцията, оптимизиране на параметрите на дифракционната решетка, приложения за свръх-чувствителна детекция на биомолекулярни взаимодействия и приложение при измерване на други физични величини.

ОСНОВНИ ПРИНОСИ

1. Експериментално е разработен метода на канална спектрална поляриметрия, което включва:

- проектиране и изработване на канален спектрален поляриметър при оптимални параметри на конструктивните елементи, съобразени със съпътстващата измервателна апаратура;
- установени точност и разделителна способност на измерване.

2. Експериментално е доказана ефективността на метода на канална спектрална поляриметрия:

- при ППР биосензори за детекция на *Helicobacter Pylori*, при което е регистрирано намаляване на долната граница на детекция с около 35 % вследствие на подобрения SNR;
- при ППР газ сензори за детекция на водород, при което в малък динамичен диапазон е постигната чувствителност, с два порядъка по-висока от тази при конвенционалното амплитудно измерване;
- при моделни експерименти в голям динамичен диапазон, подобряването на чувствителността е с около 25 % от тази при конвенционалното амплитудно измерване;

3. Методът на каналната поляриметрия е приложен за първи път при магнито-оптични сензори, базирани на BSO, което позволи температурно независимо пряко измерване на фазовата разлика, генерирана от ефекта на Фарадей. Коректността на МКП е потвърдена чрез разработения метод на спектрална модулация, приложен за измерване на магнитно поле.

СПИСЪК НА ФИГУРИТЕ

Фигура 2. 1 Схематично представяне на експерименталната установка	10
Фигура 2. 2 Реална лабораторна установка – вариант 1	12
Фигура 2. 3 Реална лабораторна установка – вариант 2	12
Фигура 2. 4 КСП (състоящ се от забавител R_1 , забавител R_2 и анализатор А).....	12
Фигура 2. 5 Калибрационна процедура на КСП – поляриметрично ориентиране на компонентите	13
Фигура 2. 6 Калибрационна процедура на КСП: поляриметрично - спектрално ориентиране на компонентите.....	14
Фигура 2. 7 Измерване на ППР - резонансен минимум, фазов скок и S_3/S_0 с R4.4 и R8.8	16

Фигура 2. 8 Измерване на ППР - резонансен минимум, фазов скок и S_3/S_0 с R3.4 и R10.2	17
Фигура 3. 1 AFM снимка на имобилизирания Leb върху дифракционната решетка.....	18
Фигура 3. 2 Проточна клетка.....	19
Фигура 3. 3 Фиксирана H. pylori върху дифракционна решетка, следствие на реакция Leb/BabA	19
Фигура 3. 4 Експериментална установка за амплитудно/фазово измерване на ППР	19
Фигура 3. 5 Амплитудно (плътни линии) и фазово (пунктирани линии) измерване на ППР за детектиране на взаимодействие BabA/Leb при различни бактериални концентрации в проточна клетка	20
Фигура 3. 6 Спектрално отместване на резонанса в резултат на взаимодействието H. pylori – Leb; а – при амплитудно измерване; б – при фазово измерване.....	20
Фигура 3. 7 Измерване на малки ΔR_I с висока чувствителност	21
Фигура 3. 8 AFM снимка на отложения WO ₃ наноструктуриран слой върху дифракционна решетка	22
Фигура 3. 9 Амплитудно и фазово измерване на ППР при детекция на H ₂ : 0%, 37.5% и 75%.....	23
Фигура 3. 10 Спектрално отместване на резонанса в резултат на взаимодействието H ₂ /WO ₃ ; червена крива – при амплитудно измерване; черна крива – при фазово измерване	23
Фигура 3. 11 Разликата между опорната фаза и фазите, измерени при различни концентрации на водород	24
Фигура 3. 12 Експериментална установка на МКП: P — поляризатор; θ — ъгъл на ориентация на поляризатора; BSO—Bi ₁₂ SiO ₂₀ кристал; ТЕП — термоелектрически преобразувател; R ₁ и R ₂ — двулъчепречупващи кварцови забавители; d ₁ и d ₂ — дебелини на забавителите; А — анализатор	26
Фигура 3. 13(а) Снимка на сензорния елемент, включващ КСП. (б) Схематичен чертеж на сензорния елемент: 1 колиматори; 2 поляризатор; 3 държач; 4 BSO кристал; 5 анализатор; 6, 7 - ретардери с дебелина съответно d ₁ и d ₂ ; 8 анализатор; 6, 7, 8 съставляват КСП, който конструктивно може да бъде заместен от анализатора.....	27
Фигура 3. 14(а) Измерен спектър, модулиран от поляризационната интерференция. (б) Автокорелационна функция	27
Фигура 3. 15 Спектралната зависимост на нормализирания S ₃ Стоксов параметър при постоянна температура +25 °C и промяна на тока от –24 А до + 24 А	28
Фигура 3. 16 Изчислена елиптичност при променящ се ток от +0 А до + 24 А при T = +25 °C.....	29
Фигура 3. 17 Спектрален отклик на поляриметричния сензор: (а) при увеличаване на ъгъла на анализатора от 0° до 90°; (б) при увеличаване на тока в намотката от –28 А до +28 А	30
Фигура 3. 18 Поляриметричния отклик, измерен чрез МСМ при I = 0 А и температурни промени от -20 °C до +50 °C.....	31
Фигура 3. 19 Корелация между точките на нулево пресичане на Δ_{en} (точките на локуса на S_3/S_0) и минимумите/максимумите на спектралния поляриметричен отклик при +25 °C и при промяна на тока от 0 А до +24 А	31

Фигура 3. 20 Фазово отместване на Фарадей измерено чрез МКП (точки) и теоретични данни (плътни линии)	32
Фигура 3. 21 Експериментално наблюдавана температурна стабилност: (а) на спектралната позиция на точките на преминаване през нула и (б) на величината на фазовата разлика на Фарадей	33

СПИСЪК НА ПУБЛИКАЦИИТЕ, ВКЛЮЧЕНИ В ДИСЕРТАЦИЯТА И НА ТЕХНИТЕ ЦИТИРАНИЯ

1. A simple fiber optic magnetic field and current sensor with spectral interrogation, *T. Eftimov, G. Dyankov, P. Kolev, V. Vladev, Optics Communication*, Volume 527, **2023**, 128930, ISSN 0030-4018, <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2022.128930>

Цитирания:

- 1.1 Ma, Qian Yue & Sang, Mei & Wang, Yupeng & Yang, Qingrui & Zheng, Xiaomei & Jiang, Junfeng & Cheng, Zhenzhou & Han, Qun. (2025). Development of a High-Precision Demodulation System for Fiber-Optic Current Sensors. 1-3. 10.1109/ICOCN67308.2025.11145501.
- 1.2 Bai, Ru & Li, Boyan & Tu, Jiakun & Yang, Tengda & Dou, Aiyu & Sun, Yucheng & Qian, Zhenghong. (2024). Dual-range TMR current sensor based on magnetic shunt/aggregation effects utilizing single magnetic ring structure. *Measurement Science and Technology*. 35. 10.1088/1361-6501/ad457a.
- 1.3 Jiao, Xinbing & Bao, Shiyi & Li, Shumin. (2023). Dynamic Responses of Garnet-Type Optical AC Sensor Based on Faraday Effect. *IEEE Sensors Journal*. 23. 18092-18098. 10.1109/JSEN.2023.3287472.
- 1.4 Dejband, Erfan & Yao, Cheng-Kai & Manie, Yibeltal Chanie & Huang, Po-Yang & Lee, Hao-Kuan & Peng, Peng-Chun. (2022). Utilizing a Tunable Delay Line Interferometer to Improve the Sensing Accuracy of an FBG Sensor System. *Photonics*. 9. 869. 10.3390/photonics9110869.
- 1.5 Kumar, Ashish & Baac, Hyoungh. (2025). Recent advances and applications on fiber-optic scalar and vector magnetometers. *Applied Physics Reviews*. 12. 10.1063/5.0222078.
- 1.6 Sutanto, Erwin & Escrivá, Guillermo & Rusydi, Febdian & Yasin, Moh. (2023). Fiber Optic Based Leakage Current Measurement and its Possible Length to Achieve the Safety Limit. 1-5. 10.1109/ICWT58823.2023.10335288.
- 1.7 Wen, Hsin-Yi & Hsu, Yi-Ting. (2023). The Nanosilver Imprinted Cross-Channel Film used in Microfluidic Chips Based on Microcavity Resonator for Mercury Assessment. *Advanced Sensor Research*. 3. 10.1002/adsr.202300133.
- 1.8 Li, Shenwang & Huang, Shuqing & Su, Qiuren & Wu, Thomas & Zhang, Dongdong & Guo, Pinghui & Cai, Yiming. (2023). Anti-crosstalk magnetic field method for straight-light path type optical current transducer based on the background of gas-insulated substation. *Optical Engineering*. 62. 10.1117/1.OE.62.4.044104.
- 1.9 Yan, Xin & Wei, Luo & Fu, Rao & Cheng, Tonglei. (2022). Highly sensitive temperature sensor based upon a multimode interference structure filled with an ethanol-

glycerol solution. Instrumentation Science & Technology. 51. 1-13. 10.1080/10739149.2022.2158195.

2. A Spectrally Interrogated Polarimetric Optical Fiber Sensors for Current Measurement with Temperature Correction, T. Eftimov, G. Dyankov, **P. Kolev**, V. Vladev, L. Kolaklieva, Sensors, **2023**, 23(23), 9306; <https://doi.org/10.3390/s23239306>

3. Biosensor-based serological assay for diagnosing Helicobacter pylori infection, **P. Kolev**, G. Dyankov, E. Hikova, H. Kisov, **2024 IOP Conf. Ser.: Earth Environ. Sci. 1305 012019**, DOI 10.1088/1755-1315/1305/1/012019

Цитирания:

3.1 Lutomia, Desmond & Poria, Rachna & Kala, Deepak & Singh, Anupam & Gupta, Manoj & Kumar, Deepak & Kaushal, Ankur & Gupta, Shagun. (2024). Unlocking the potential of 2D nanomaterial-based biosensors in biomarker-based detection of Helicobacter pylori. Materials Advances. 6. 117-142. 10.1039/D4MA00546E.

4. Channeled polarimetry for magnetic field/current detection, G. Dyankov, **P. Kolev**, T. Eftimov, E. Hikova, H. Kisov, Sensors, **2025**, 25(2), 466; <https://doi.org/10.3390/s25020466>

Цитирания:

4.1 Chen, Wei & Chen, Huaijie & Xu, Haibo & Li, Li. (2025). Design and Characterization of a Self-Oscillating Fluxgate-Based Current Sensor for DC Distribution System Applications. Sensors. 25. 2360. 10.3390/s25082360.

СПИСЪК НА УЧАСТИЯТА В НАУЧНИ ФОРУМИ

Устни доклади:

1. **Приложение на спектралната поляриметрия в биосензори базирани на плазмонен резонанс**, 17-ти пролетен семинар по интердисциплинарна химия, (София, България, 23-25 април 2024)

Постерни доклади:

1. Kolev P, Dyankov G and Eftimov T, **Spectral polarimetry applied for magnetic field detection**, *22th International School and Conference on Condensed Matter Physics* (Varna, Bulgaria, 29 august – 2 september 2022).
2. Kolev P and Zhao B, **Spectral polarimetry method**, *4th Interdisciplinary PhD Forum with International Participation* (Sandanski, Bulgaria, 16 – 19 may 2023).

3. Kolev P, Hikova E and Dyankov G, **Serological assay for diagnosing *Helicobacter pylori* infection performed by biosensor**, *International Conference Kliment's Days 2023 - 60 Years Faculty of Biology* (Sofia, Bulgaria, 9-10 november 2023).
4. Kolev P, Dyankov G, Eftimov T, **Spectrally modulated polarimetry for magnetic field measurement**, *Четвърти национален конгрес по физически науки* (София, България, 7-9 октомври 2024).
5. Hikova E, Kolev P, Veselinov P, Dyankov G, Genova-Kalou P, **Rapid detection of pesticides via surface plasmon resonance (SPR) method**, *16-та научна конференция на Българския контактен център на EFSA към Център за оценка на риска по хранителната верига* (София, България, 16 май 2024)
6. Kolev P, **Spectral polarimetry detection of surface plasmon resonance**, *5th Interdisciplinary PhD Forum with International Participation* (Kyustendil, Bulgaria, 16-19 April 2024).
7. Dyankov G, Kerezhev T, Genova-Kalu P, Kolev P, Veselinov P, Hikova E, Kisov H, **Wavelength interrogated grating-based SPR sensor operating in 1.8–2.2 μm range**, *11th International Conference on Surface Plasmon Photonics* (Tokyo, Japan, 19-23 may 2025).
8. Kolev P, Eftimov T, Hikova E, Veselinov P, Kisov H, Dyankov G, **Direct detection of Faraday phase shift in magneto-optical materials**, *International Conference of Advances in Materials Science & Photonics* (Bansko, Bulgaria, 15-18 July 2025).

ЛИТЕРАТУРНИ ИЗТОЧНИЦИ

- [1] B. L. T. L. C. Nylander, "Gas detection by means of surface plasmons resonance," *Sensors and Actuators*, vol. 3, p. 79–88, 1982.
- [2] J. S. J. G. M. P. I. Pockrand, "Surface plasmon spectroscopy of organic monolayer assemblies," *Surface Sci.*, vol. 74, p. 237–244, 1978.
- [3] R. G. K.A. Peterlinz, "Two-color approach for determination of thickness and dielectric constant of thin films using surface plasmon resonance," *Opt. Commun.*, vol. 130, p. 260–266, 1996.
- [4] I. L. E. S. B. Liedberg, "Principles of biosensing with an extended coupling matrix and surface plasmon resonance," *Sensors and Actuators B*, vol. 11, p. 63–72, 1993.
- [5] D. U. L.M. Zhang, "Optical chemical sensing employing surface plasmon resonance," *Electron. Lett.*, vol. 23, p. 1469–1470, 1988.

- [6] A. B. G. G. Ch. Striebel, "Characterization of biomembranes by spectral ellipsometry, surface plasmon resonance and interferometry with regard to biosensor application," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 9, pp. 139–146, 1994.
- [7] R. B. C. L. D.C. Cullen, "Detection of immunocomplex formation via surface plasmon resonance on gold coated diffraction gratings," *Biosensors*, vol. 3, p. 211–225, 1987:88.
- [8] G. B. P. C. J. S. M.J. Jory, "A surfaceplasmon- based optical sensor using acousto-optics," *Measurement Sci. Technol.*, vol. 6, p. 1193–1200, 1995.
- [9] N. G. D. F. J. S. C.R. Lawrence, "Surface plasmon resonance studies of immunoreactions utilizing disposable diffraction gratings," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 11, p. 389–400, 1996.
- [10] S. L. e. al, "Grating coupled SPR sensors using off the shelf compact discs and sensitivity dependence on grating period," *Sensors and Actuators Reports*, 2020.
- [11] Y. S. H. Z. M. C. X. Z. S. G. J. Cao, "Plasmon-enhanced optical transmission at multiple wavelengths through an asymmetric corrugated thin silver film," *Plasmonics*, vol. 13, p. 1549–1554, 2018.
- [12] H. G. S. R. M. T. Khaleque, "Fabrication of resonant patterns using thermal nanoimprint lithography for thin film photovoltaic applications," *Opt. Express*, vol. 21, p. A631–AA41, 2013.
- [13] S. W. A. M. T. H. Y. C. A. M. e. a. N. Pourdavoud, "Photonic nanostructures patterned by thermal nanoimprint directly into organo-metal halide perovskites," *Adv. Mater.* , vol. 29, p. 1605003, 2017.
- [14] P. L. P. N. E. M. G. A. V. F. H. A. P. D. L. Voronov, "X-ray diffraction gratings : precise control of ultra-low blaze angle via anisotropic wetetching," *Appl. Phys. Lett.* , vol. 109, p. 043112, 2016.
- [15] H. G. O. S. K. G. M. B. A. D. B. Kaplan, "Tuning optical discs for plasmonic applications," *Plasmonics*, vol. 4, p. 237–243, 2009.
- [16] B. M. P. P. -.. C. P. J. X. Dou, "High surface plasmon resonance sensitivity enabled by optical disks," *Opt. Lett.*, vol. 37, p. 3681–3683, 2012.
- [17] A. K. A. S. M. A. I. A. O. Krasnykov, "Sensor with increased sensitivity based on enhanced optical transmission in the infrared," *Opt. Commun.*, vol. 284, p. 1435–1438, 2011.
- [18] O. K. M. A. B. H. A. G. I. A. A. Karabchevsky, "Theoretical and experimental investigation of enhanced transmission through periodic metal nanoslits for sensing in water environment," *Plasmonics*, vol. 4, p. 281, 2009.
- [19] B. M. P. P. -.. C. P. J. X. Dou, "High surface plasmon resonance sensitivity enabled by optical disks," *Opt. Lett.*, vol. 37, p. 3681–3683, 2012.

- [20] H. Z. W. Z. A. A. H. L. L. L. e. a. Y. Liang, „Subradiant dipolar interactions in plasmonic nanoring resonator array for integrated label-free biosensing,“ *ACS Sens.*, том 2, p. 1796–1804, 2017.
- [21] A. K. S. a. A. K. Pandey, "Metal oxide grating based plasmonic refractive index sensor with Si layer in optical communication band," *IEEE Sensors J.*, vol. 20, no. 3, p. 1275–1282, 2020.
- [22] A. S. a. I. A. A. Lahav, *J. Nanophotonics*, vol. 3, no. 031501, 2009.
- [23] S. Nelson, K. Johnston and S. Yee, "High sensitivity surface plasmon resonance sensor based on phase detection," *Sens. Actuators B Chem.*, vol. 35, p. 87–191, 1996.
- [24] S. Shen, T. Liu and J. Guo, "Optical phase-shift detection of surface plasmon resonance," *Appl. Opt.*, vol. 37, p. 1747–1751, 1998.
- [25] A. Kabashin, V. Kochergin, A. Beloglazov and P. Nikitin, "Phase-polarisation contrast for surface plasmon resonance biosensors," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 13, p. 1263–1269, 1998.
- [26] a. P. I. N. A.V. Kabashin, *Quantum Electron.*, vol. 27 (7), p. 653–654, 1997.
- [27] a. P. I. N. A.V. Kabashin, *Opt. Commun.*, vol. 150, pp. 5-8, 1998.
- [28] X. Yu, D. Wang, X. Wei, X. Ding, L. Wei and X. Zhao, "A surface plasmon resonance imaging interferometry for protein micro-array detection.," *Sens. Actuators B Chem.*, vol. 108, p. 765–771, 2005.
- [29] A. Grigorenko, M. Polini and K. Novoselov, "Graphene plasmonics.," *Nat. Photonics*, vol. 6, p. 749–758, 2012.
- [30] S. Ng, C. Wu, S. Wu, H. Ho and S. Kong, "Differential spectral phase interferometry for wide dynamic range surface plasmon resonance biosensing," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 26, p. 593–1598, 2010.
- [31] W. Law, P. Markowicz, K. Yong, I. Roy, A. Baev, S. Patskovsky, A. Kabashin, H. Ho and P. Prasad, "Wide dynamic range phase-sensitive surface plasmon resonance biosensor based on measuring the modulation harmonics," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 23, p. 627–632, 2007.
- [32] Y. Huang, H. Ho, S. Wu, S. Kong, W. Wong and P. Shum, "Phase sensitive SPR sensor for wide dynamic range detection," *Opt. Lett.*, vol. 36, p. 4092–4094, 2011.
- [33] M. Somekh, G. Stabler, S. Liu, J. Zhang and C. See, "Wide-field high-resolution surface-plasmon interference microscopy," *Opt. Lett.*, vol. 34, p. 3110–3112, 2009.
- [34] J. Gerber, S. Berweger, B. O’Callahan and M. Raschke, "Phase-resolved surface plasmon interferometry of graphene," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 113, p. 55502, 2014.
- [35] B. Sepúlveda, D. Sánchez, M. Moreno, F. Blanco, K. Mayora, C. Domínguez and L. Lechuga, "Optical biosensor microsystems based on the integration of highly sensitive

- Mach Zehnder interferometer devices," *J. Opt. A Pure Appl. Opt.*, vol. 8, p. S561–S566, 2006.
- [36] J. Ahn, T. Seong, W. Kim, T. Lee, I. Kim and K. Lee, "Fiber-optic waveguide coupled surface plasmon resonance sensor," *Opt. Express*, vol. 20, p. 21729–21738, 2012.
- [37] Y. Liu, Q. Liu, S. Chen, F. Cheng, H. Wang and W. Peng, "Surface Plasmon Resonance Biosensor Based on Smart Phone Platforms," *Sci. Rep.*, vol. 5, p. 12864, 2015.
- [38] K. O. a. T. Kato, "Spectroscopic polarimetry with a channeled spectrum," *Opt. Lett.*, vol. 24, no. 21, p. 1475–1477, 1999.
- [39] N. Hagen, "Design of channeled spectropolarimeters," *Appl. Opt.*, vol. 61, pp. 3381–3389, 2012.
- [40] a. N. C. B. Luis Oscar Gonzalez-Siu, "Error analysis of channeled Stokes polarimeters," *Applied Optics*, vol. 60, no. 16, p. 4511, 2021.
- [41] G. T. E. E. H. H. N. V. K. P. G.-K. V. M. e. a. Dyankov, "SPR and double resonance LPG biosensors for *Helicobacter pylori* BabA antigen detection," *Sensors*, vol. 7, p. 2118, 2024.
- [42] T. Eftimov, G. Dyankov, P. Kolev and V. Vladev, "A simple fiber optic magnetic field and current sensor with spectral interrogation," *Opt. Commun.*, vol. 527, p. 128930, 2023.
- [43] A. Weidner, "The Poincare sphere: Isolated and real trajectories describing the state of polarization," *J. Opt.*.
- [44] T. Eftimov, G. Dyankov, P. Kolev and V. Vladev, "A Spectrally interrogated polarimetric optical fiber sensor for current measurement with temperature correction," *Sensors*, vol. 23, p. 9306, 2023.
- [45] P. Petkova and P. Vasilev, "Magneto-optical properties of Bi₁₂SiO₂₀: Ni.," *Optik*, vol. 127, p. 9076–9080, 2016.
- [46] S. Petricevic and P. Mihailovic, "Compensation of Verdet constant temperature dependence by crystal core temperature measurement," *Sensors*, vol. 16, p. 1627, 2016.

БЛАГОДАРНОСТИ

Благодаря за финансовата подкрепа на Национален Фонд „Научни Изследвания“ чрез проекти: КП-06/1 Китай, 2020, КП-06-Н48/2 26.11.2020, ПН33/1 от 2019, КП-06 - 78/9 от 2023, както и на финансовата подкрепа от Националния център по биомедицинска фотоника чрез споразумения ДО-1/183 от 2022, ДО1-352 от 2023, финансирани от МОН. Настоящият дисертационен труд е изпълнение на част от задачите, включени в изброените проекти/споразумения.