## <u>TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ</u> <u>FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ</u>

## BİYOSENSÖR UYGULAMALARI İÇİN NANOFOTONİK YAPILARIN TASARLANMASI

DOKTORA TEZİ

Nur ERİM

Elektrik ve Elekronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Hamza KURT

**TEMMUZ 2019** 



Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

Prof. Dr. Osman EROĞUL Müdür

Bu tezin Doktora derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

**Doç. Dr. Tolga GİRİCİ** Anabilim Dalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 131217010 numaralı Doktora Öğrencisi Nur ERİM'in ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "BİYOSENSÖR UYGULAMALARI İÇİN NANOFOTONİK YAPILARIN TASARLANMASI" başlıklı tezi 17.07.2019 tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı :	<b>Prof. Dr. Hamza KURT</b> TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi	
Jüri Üyeleri :	<b>Prof. Dr. Bülent TAVLI</b> TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi	
	<b>Doç. Dr. Mirbek TURDUEV</b> TED Üniversitesi	
	<b>Dr.Öğr.Üyesi Harun Taha HAYVACI</b> TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi	
	<b>Dr.Öğr.Üyesi Serdar KOCAMAN</b> Orta Doğu Teknik Üniversitesi	



# TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Nur Erim



### ÖZET

#### Doktora Tezi

## BİYOSENSÖR UYGULAMALARI İÇİN NANOFOTONİK YAPILARIN TASARLANMASI

Nur Erim

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Hamza Kurt

Tarih: Temmuz 2019

Bu tez kapsamında yüzey modlarını destekleyen düşük simetrili fotonik kristaller kullanılarak optik sensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Düşük simetri elde etmek için, fotonik kristalin öteleme simetrisi bozulmadan korunurken, birim hücre boyutu bakımından dönme simetrisi bozulmuştur. Ayrıca algılanmak istenen malzeme ile etkileşimi arttırmak için yüzeye bir hava yarık yerleştirilmiştir. Yüzeyde yer alan küçük deliklerin açısal olarak yer değişimi ve yüzeye eklenen yarık sayesinde bant aralığı bölgesinde yüzey modu elde edilmiştir. Önerilen sensör yapısı için hem üç boyutlu frekans ve hem de üç boyutlu zaman alanı hesaplamaları yapılmıştır. Yüzeye hapsolmuş bir şekilde ilerleyen ışık ile yüzeye enjekte edilen malzemenin güçlü bir şekilde etkileşimi sonucu ~2100 nm/RIU gibi yüksek bir hassasiyet değeri elde edilmiştir. Yüzeydeki küçük deliklerin farklı açı değerleri ve farklı yarık genişlikleri için farklı hassasiyet değerlerini gösteren hassasiyet haritası oluşturulmuştur. Ayrıca, düşük simetrili fotonik kristal sensör yapısının biyosensör uygulamaları açısından belirli kırılma indisi değerleri için nümerik analizi gerçekleştirilmiştir.

Tezde yapılan diğer bir çalışmada ise silikon ve silikon nitratın periyodik diziliminden oluşan ve yüzeyinde hava yarık bulunan tek boyutlu fotonik kristal kullanılarak biyosensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Biyosensör yapısının frekans ve zaman düzleminde analizleri yapılmıştır. Tek boyutlu fotonik kristalin yüzeyinde belirli bir bozukluk meydana getirilerek Bloch yüzey dalgası elde edilmiştir. Yüzeyde ilerleyen ışık dalgasının malzeme ile etkileşimi sağlanarak rezonans açıda kayma meydana gelmiştir. Tasarlanan yapının hassasiyet değeri 258 derece/RIU olarak hesaplanmıştır. Nano yarık yüzey dalgası biyosensör yapısı, yüksek hassasiyet değerine sahip olması ve kompakt olması nedeniyle biyosensör uygulamaları için bir alternatif olarak gösterilebilir.

Yapılan diğer çalışmada asimetrik yüksek kırılma indisi kontrastlı dielektrik ızgaraları kullanarak, spektral kırılma indisi algılama yöntemine dayalı yeni bir etiketsiz optik biyosensör konfigürasyonu önerilmiştir. Tasarlanan biyosensörün karakterizasyonu iki ve üç boyutlu zaman alanında sonlu farklar yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Cihazın göze çarpan özellikleri, kompakt olması, etiketsiz çalışması, basit bir ölçüm tekniğine, kolay uyarma senaryosuna ve 450 nm/RIU gibi yüksek bir hassasiyet değerine sahip olmasıdır. Önerilen sensör konfigürasyonu, alternatif biyokimyasal algılama yaklaşımına yeni bir ivme kazandırabilir.

Tez kapsamında son olarak sekiz kat simetrik fotonik kuazi kristal yapı sensör uygulamaları açısından araştırılmıştır. Kuazi kristal yapının merkezinde dalga kılavuzu oluşturmak için ortadaki deliklerin çapı artırılmış ve kuazi kristal yapının yasaklı bant bölgesinde çeşitli dalga kılavuzu modları elde edilmiştir. Ayrıca yapıda herhangi bir kusur tanımlanmadan iletimin yüksek olduğu frekanslarda kuazi kristalin belirli bölgelerinin kırılma indisi değiştirilerek sensör uygulaması açısından performansı değerlendirilmiştir. Tasarlanan kuazi kristal yapı ile 105 nm/RIU değerinde bir hassasiyete ulaşılmıştır. Fotonik kuazi kristal yapılar güçlü ışık-madde etkileşimi sayesinde sensör uygulamaları için bir alternatif olarak gösterilebilir.

Anahtar Kelimeler: Biyosensörler, Fotonik kristaller, Optik yüzey modu, Optik sinyal algılama, Düşük simetri, Bloch yüzey dalgaları, Yüksek kontrastlı ızgaralar, Optik yansıma, Hassasiyet, Fotonik kuazi kristaller, Dalga kılavuzları.

### ABSTRACT

#### Doctor of Philosophy

## DESIGN OF NANOPHOTONIC STRUCTURES FOR BIOSENSOR APPLICATIONS

#### Nur Erim

TOBB University of Economics and Technology Institute of Natural and Applied Sciences Department of Electrical and Electronics Engineering **Supervisor:** Prof. Dr. Hamza Kurt

Date: July 2019

In this thesis, an optical sensor design is realized by using low symmetrical photonic crystals which support surface modes. In order to achieve low symmetry, the translational symmetry of the photonic crystal was maintained while the rotational symmetry in terms of unit cell size was disturbed. Furthermore, an air slot is placed on the surface to increase the interaction with the material to be detected. The surface mode is achieved in the band gap region by the angular displacement of the small holes in the surface and the slot added to the surface. For the proposed sensor structure, both three-dimensional frequency and three-dimensional time domain calculations were performed. A high sensitivity value of ~2100 nm/RIU was obtained as a result of the strong interaction of the material injected into the surface with the light traveling confined in the surface. A sensitivity map has been created showing different sensitivity values for different angle values and different slot widths of small holes on the surface. In addition, numerical analysis of low symmetric photonic crystal sensor structure for specific refractive index values was performed for biosensor applications.

In another study conducted in this thesis, one-dimensional photonic crystal consisting of periodic arrangement of silicon and silicon nitrate with an air slot on its surface was designed for biosensor design. The biosensor structure was analyzed in both frequency and time domain. Bloch surface wave was obtained by creating a certain defect on the surface of one dimensional photonic crystal. The interaction of the light wave travelling on the surface with the material caused a shift in the resonance angle. The sensitivity of the designed structure was calculated as 258 degrees/RIU. The nano slot surface wave biosensor structure can be shown as an alternative for biosensor applications because of its high sensitivity and compactness.

In another study, a new label-free optical biosensor configuration based on spectral refractive index detection method was proposed using asymmetric high refractive index contrast gratings. Characterization of the designed biosensor was carried out using two and three dimensional finite difference time domain method. Its outstanding features are its compactness, simple measurement technique, easy excitation scenario, label-free operation and high sensitivity of 450 nm/RIU. The proposed sensor configuration can give new impetus to the alternative biochemical detection approach.

The last study in the thesis, eight-fold symmetric photonic quasi crystal structure sensor applications have been investigated. In order to create a waveguide in the center of the quasi-crystal structure, the diameter of the holes in the middle was increased and various waveguide modes were obtained in the forbidden band gap of the quasi-crystal structure. In addition, without defining any defects in the structure, the refractive index of certain regions of the quasi-crystal was changed at high transmission frequencies and its performance was evaluated in terms of sensor application. With the designed quasi-crystal structure, a sensitivity value of 105 nm/RIU was reached. Photonic quasi-crystal structures can be shown as an alternative for sensor applications due to the strong light-matter interaction.

**Keywords:** Biosensors, Photonic crystals, Optical suface mode, Optical signal detection, Low symmetry, Suface bloch waves, High contrast gratings, Optical reflection, Sensitivity, Photonic quasi crystals, Waveguides.

### TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmalarım boyunca bilgi ve kıymetli tecrübeleriyle bana ışık tutan, değerli yardım ve katkılarını benden hiç esirgemeyen ve ayrıca insani ve ahlaki değerleriyle de örnek edindiğim değerli hocam Prof. Dr. Hamza KURT'a çok teşekkür ederim. Değerli görüş ve önerileriyle bana katkı sağlayan Tez İzleme Komite Üyeleri'ne ve yine kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca, sağladığı burs için TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne teşekkür ederim.

Varlıklarıyla huzur ve mutluluk kaynağım olan hayatımın her aşamasında her konuda en büyük destekçim kıymetli eşim Muhammed Necip ERİM ile hayat ışığım canım oğullarım Osman Said ERİM ve Ahmet Yağız ERİM'e sonsuz teşekkürler.

Ayrıca, benim bugünlere gelmemde en büyük emeği olan ve hayatım boyunca desteklerini ve sevgilerini vererek beni motive eden değerli annem Havva ERBAŞ ve değerli babam Mehmet ERBAŞ'a sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, doktora eğitimim boyunca sağladığı maddi desteğinden dolayı TÜBİTAK BİDEB'e teşekkürlerimi sunarım.



# İÇİNDEKİLER

<u>Sa</u>	yfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÇİZELGE LİSTESİ	. xv
KISALTMALAR	xvii
SEMBOL LİSTESİ	xix
1. GİRİŞ	1
2. FOTONİK KRİSTALLER	9
2.1 Tek Boyutlu Fotonik Kristaller ve Yüzey Dalgası	9
2.2 İki Boyutlu Fotonik Kristaller ve Yüzey Modu	. 12
2.3 Fotonik Kristallerde Simetri	. 14
3. DÜŞÜK SİMETRİLİ FOTONİK KRİSTALLERİN YÜZEY MODLARI	INI
KULLANARAK OPTİK SENSÖR TASARIMI	.17
3.1 Giriş	. 17
3.2 Önerilen Sensör Yapısının Tasarımı	. 18
3.3 Düşük Simetrili Sensörün Üç Boyutlu Zaman Düzlemi Analizi	. 22
3.4 Biyo-algılama için PC Yapının Yüzeyinin Modifiye Edilmesi	. 25
3.5 Sonuç	. 28
4. NANO-YARIK KAVİTE KULLANILARAK BLOCH YÜZEY DALGA	SI
BİYOSENSÖR TASARIMI	. 29
4.1 Giriş	. 29
4.2 Nano-Yarık İle Yüzey Bloch Dalga Biyosensör Tasarımı	. 30
4.3 Tasarlanan Yapının Zaman Düzleminde Analizi	. 33
4.4 Sonuç	. 36
5. YÜKSEK KIRILMA İNDİSİ KONTRASTINA SAHİP ASİMETRİK	
IZGARALAR İLE BİYO-ALGILAMA	. 37
5.1 Giriş	. 37
5.2 Optik Asimetrik Izgara Biyosensörün Tasarımı	. 39
5.3 Optik Asimetrik Izgara Biyosensörün Karakterizasyonu	. 41
5.4 Tasarlanan Yapının Uç Boyutlu Analizi	. 44
5.5 Tartışma	. 45
5.6 Sonuçlar	. 48
6. IKI BOYUTLU FOTONIK KUAZI KRISTALLER ILE SENSOR	
TASARIMI	. 49
6.1 Giriş	. 49
6.2 Kuazi-Kristal Dalga Kılavuzu Kullanarak Sensör Tasarımı	. 50
6.3 Tasarlanan Kuazi Kristal Dalga Kılavuzu Yapısının Zaman Düzlemi Analiz	152
6.4 Kuazi Kristal Sensör Tasarımı	. 56

6.5 Sonuclar	
7. SONUC VE ÖNERİLER	61
KAYNAKLAR	65
ÖZGEÇMİŞ	75



# ŞEKİL LİSTESİ

# <u>Sayfa</u>

Şekil 1.1: Algılama alanının farklı kırılma indisi değerleri için çıkış	
sinvallerinde (a) rezonans dalga boyuna göre değişim, (b) rezonans açıya	
göre değisim ve (c) genliğe göre değisim.	2
Sekil 1.2: (a) Tek boyutlu fotonik kristal nano-hüzme kavite vapısı. (b) (a)'daki	
dikdörtgen kutu icindeki kısmın avrıntılı gösterimi [2].	4
Sekil 1.3: (a) Bloch vüzev dalgası rezonans biyosensörünün sematik gösterimi.	
Tasarlanan yapı fotonik kristal ve ızgaraların birlesiminden oluşmaktadır.	
Düz cizgi Bloch vüzev dalgasının elektrik alan dağılımını göstermektedir.	
(b) Elektrik alan profili. Kesikli cizgi fotonik kristal ve cözelti arasındaki	
aravüzevi göstermektedir [3].	5
Sekil 1.4: Cok katmanlı dielektrik yapının yüzevinde Bloch yüzev dalgalarını	-
ızgara ile uvarma tekniğinin seması [4].	6
Sekil 2.1: Tek boyutlu fotonik kristal yapının sematik gösterimi. Tek boyutlu	
olarak adlandırılmasının sebebi dielektrik fonksiyonunun ( $\varepsilon(y)$ ) tek yönde	
değişmesidir. Fotonik kristal yapı iki farklı renkle gösterilen farklı	
dielektrik sabitine sahip iki malzemenin periyodik olarak diziliminden	
oluşmaktadır	9
Şekil 2.2: Yüzeyinde ve kristal içinde bozukluk oluşturulmuş tek boyutlu	
fotonik kristal yapı1	0
Şekil 2.3: (a) Tek boyutlu fotonik kristal yapıda herhangi bir kusur	
tanımlanmadığı durum için bant yapısı. Pembe renkteki bölgeler arasında	
kalan beyaz renkteki alan yasaklı bant bölgesini göstermektedir. (b) Tek	
boyutlu fotonik kristal yapının yüzeyinin kalınlığı artırılarak yapının	
periyodikliği bozulduğu durum için bant yapısı. Yasaklı bant bölgesinde	
kırmızı çizgi yüzey modunu göstermektedir1	1
Şekil 2.4: (a) Dielektrik çubukların kare örgü dağılımına sahip fotonik kristal.	
Çubukların yarıçapı <i>r</i> ile gösterilmiştir. İki çubuk arası mesafe <i>a</i> kadardır	
ve burada <i>a</i> örgü sabitidir. (b) Dielektrik arka plan üzerine hava	
boşluklardan oluşan üçgen örgü dağılımına sahip fotonik kristal. <i>r</i> ve a	_
sırasıyla boşlukların yarıçapı ve örgü sabitini göstermektedir	3
Şekil 2.5: (a) Yüzeydeki deliklerin yariçapi artırılmış üçgen örgü dağılımına	
sahip fotonik kristal. Arka plandaki deliklerin yariçapi 0.30 <i>a</i> , yüzeydeki	
deliklerin yariçapi ise $0.35a$ dir. Y üzeydeki deliklerin merkezinden yapı	
kenarina olan uzaklik <i>a</i> ile gosterilmiş ve $0.85a$ olarak alınmıştır. (b)	
Y uzey kusuru tanımlanmış fotonik kristalin bant yapısı. Y eşil çizgi yüzey	
modunu göstermektedir. Bant yapısını çıkarmak için kullanılan super	
nucre ngurun altında verilmiştir. (c) Y üzey modu üzerinde siyah daire ile	4
gosterilen nokta için manyetik alan profili.	4
Şekii 2.0: Kare orgu dağılımına sanıp totonik kristal ve simetri noktalari [31] 1	3

Şekil 2.7: (a) Simetrik birim hücre (b) Düşük simetrili birim hücreler. $C_1$ ve $C_2$
için örnekler sunulmuştur16
Şekil 3.1: (a) Tasarlanan düşük simetrili fotonik kristal yüzey modu sensör
yapısının üç boyutlu şematik gösterimi. Burada $h_1$ ve $h_2$ sırasıyla Si ve
SiO <sub>2</sub> 'nin yüksekliğini temsil etmektedir. (b) Düşük simetrili sensör
yapısının daha ayrıntılı gösterimi. Zaman düzlemi hesaplamalarında
tasarım parametreleri, $d_1 = 0.56a$ , $d_2 = 0.56a$ ve $w = 0.725a$ olarak
alınmıştır. Ayrıca <i>l</i> ise 0.10 <i>a</i> ila 0.24 <i>a</i> arasında değişmektedir. Ek olarak
$\theta$ , x ekseni ile yüzeyde yer alan küçük hava delikleri arasındaki açıyı
göstermektedir
Şekil 3.2: (a) $d_2 = 0.56a$ ve $\theta$ 'nın 30° ila 90° aralığında 15° adımlarla değiştiği
durum için sensör yapısının dispersiyon eğrileri. (b) Dikdörtgen şekli
içinde gösterilen yüzey modlarının ayrıntılı gösterimi. $\theta = 75^{\circ}$ için
yüzeydeki manyetik alan dağılımı bantların alt kısmında verilmiştir. Şekil
3.2 (b), Şekil 3.2 (a)'daki grafiği daha iyi açıklamak için çizilmiştir
Şekil 3.3: $\lambda = 1633$ nm için $\theta = 75^{\circ}$ ve $l = 0.15a$ olduğunda yüzey modunun
manyetik alan ( <i>Hz</i> ) profili
Şekil 3.4: (a) Farklı kırılma indisi değerleri için iletim spektrumu. (b) Kırılma
ındısı değişimine göre 1.0 ila 1.10 arasındaki hassasiyet eğrisi
Şekil 3.5: Farklı yarık genişlikleri ve küçük delikler ile x-ekseni arasındakı
farklı açı değerleri için elde edilen hassasiyet haritası. Tasarlanan yapının
maksimum hassasiyeti, l'nin $0.15a$ ve $\theta$ 'nin 75° ve 90° ye eşit olduğu
durumlarda, 2100 nm/RIU olarak elde edilmiştir
Şekil 3.6: (a) Yüzeyinde çoklu küçük delikler bulunan asimetrik biyosensör
yapısının kabaca gösterimi. (b) Önemli tasarım parametrelerini göstermek
için algılama bolgesinin ayrıntılı gösterimi
Şekil 3./: Yuzeydeki kuçuk deliklerin sayısının iki ve üçe eşit olduğu durumlar
için elde edilen yuzey modları. Mavi kalın ve kirmizi kesik çizgiler,
sırasıyla kuçuk deliklerin sayısının iki ve uç olduğu durumlar için yüzey
Solvil 2 8. (a) Equilibrium indici doğoulari (1 25, 1 20, 1 205 ya 1 401) için
Jekii 5.6. (a) Faikii kiriinia indisi degenen (1.55, 1.59, 1.595 ve 1.401) için dalaa hayyına karşılık ilatim arafiži (h) Kırılma indisina karşılık
dalga boyuna karşlırk neum grangi (b) Kırılma indisine karşlırk
Calcil 4.1: Tasarlanan DSW biyasanaör yanısının samatile göstərimi. Tasarım
şekil 4.1. Tasarlalını BS w biyosensor yapısının şematik gösterinin. Tasarlın
parametrieren in göstermek için, noktan dikdorigen şekindeki kisini
ayınını olarak sununnuştur. Işik sensor yapısına prizina yardının ne
Solvil 4.2: Togorlanan hiyogongör yanışının hant diyogramı Donkli hölgələr
bontlari temsil ederken, bevez kışımlar işe vaşaklı bant aralığını
göstermektedir. Üstte ver alan vasaklı hant hölgesindeki yüzev modu, cok
katmanlı periyodik yanı üzerinde bozukluk oluşturarak elde edilmiştir
Vüzev modundaki siyah noktanın elektrik alan dağılımı ise grafiğin üst
kisminda ver almaktadir 32
Sekil 4.3: Vaninin elektrik alan profili sunulmustur. PC vüzevinde olusturulan
bozukluk savesinde hivosensörün vüzevinde elektrik alan hansolması
basarilmistir 22
Sekil 4 4: Farklı kırılma indisi değerleri (1 31-1 36 arasında 0 005 aralıklarla)
icin gelme acısına karsılık yansıma grafiği
için genne açısına karşınık yansına grangı

Şekil 4.5: Kırılma indisine karşılık gelme açısı. Maksimum hassasiyet 1.355 ile	
1.360 arasında 258 °/RIU olarak hesaplanmıştır. Kırılma indisi değeri	
arttıkça rezonans açı değeri de artmaktadır	34
Şekil 4.6: Algilama bölgesinin kırılma indisi 1.34'e eşit olduğu durum için	
elektrik alan dağılımı. İşığın yüzeye kuvvetli bir şekilde lokalize olduğu	
ve genliğinin de fotonik kristal yapı ve dış homojen ortama doğru azaldığı	
söylenebilir	35
Şekil 5.1: Tasarlanan biyosensörün üç boyutlu şematik gösterimi	39
Şekil 5.2: Alt tabaka içermeyen kırılma indisi sensörünün üstten görünümü.	
Önerilen biyo-sensörün yapısal parametreleri şekilde gösterilmiştir	40
Şekil 5.3: Tasarlanmış optik biyosensörün üretim sürecinin şematik görünümü.	
(i) Fotorezist ile kaplama ve yumuşak pişirme, (ii) maske hizalama ve UV	
kürlemesi, (iii) maruz kalma, sert pişirme ve gelişim, (iv) argon plazma ile	
asındırma, (v) oksijen plazma ile sıvırma.	41
Sekil 5.4: Verilen kırılma indisi değerleri için normalize frekansa karsılık	
iletim grafiği	42
Sekil 5.5: Kırılma indisi değisimine karsılık normalize edilmis frekans ve dalga	12
boyı	43
Sekil 5 6: Təsərlənən yapı boyunca ısığın ilerlemesinin zaman düzlemi anlık	+5
görüntüsüdür. Kovnak vonunn önünda vor almaktadır	11
Solvil 5.7: (a) Normaliza frakansa karsuluk ilatim arafiči. (b) Kurulma indisina	44
Şekil 5.7. (a) Normanze frekansa karşınk fretini grangı. (b) Kırıma indisine	
karşlırk irekans ve daiga boyu grangi. Kirlima indisi degeri artikça	45
normalize frekans degerleri azalırken, dalgaboyu degerleri ise artmaktadır	43
Şekil 5.8: (a) Yapının olası imalat kusurları ile gösterilmesi. Dikdörtgen hava	
deliklerinin köşeleri 0.15 <i>a</i> yarıçapı ile yuvarlanmıştır. (b) İdeal ve yeni	
durumların hassasiyet sonuçları arasındaki karşılaştırma	47
Şekil 6.1: Kare ve eşkenar dörtgen geometriye dayanan 8 katlı fotonik kuazi	
kristal yapının şematik gösterimi. Tasarlanan yapı, kırılma indisi 3.46 olan	
dielektrik arka plan ve hava deliklerden oluşmaktadır. Hava deliklerin	
yarıçapı ve örgü sabiti sırasıyla <i>r</i> ve <i>a</i> olarak gösterilmiştir. Deliklerin	
yarıçapı, 0.30 <i>a</i> 'dır ve <i>a</i> burada 500 nm'ye eşittir. Kaynak ve dedektör,	
kesikli çizgiyle gösterilmiş ve sırasıyla K ve D olarak gösterilmiştir	51
Şekil 6.2: Merkezinde dalga kılavuzu oluşturulmuş sekizgen fotonik kuazi	
kristal yapı. Yeşil renk ile boyanmış hava delikler algılama alanı olarak	
tanımlanmış ve bu deliklerin kırılma indisi değiştirilmiştir	51
Sekil 6.3: Sekiz kat fotonik kuazi kristal ve vapı ortasında kusur bulunan kuazi	
kristal icin normalize frekansa karsılık iletim eğrileri. Dalga kılavuzu	
modları a b c ve d harfleriyle gösterilmiştir	53
Sekil 6.4. Farklı zaman dilimleri $(t_1 \le t_2 \le t_2)$ için zaman düzlemi anlık	
görüntüleri	53
Sakil 6.5: Algulama alanının farklı kırılma indigi dağarlari için normaliza	
frakonca karaılık normaliza ilatim arafiči	51
Salvil 6 6. Kurduna in diai dažanlarina Izarguluk normaliza fralzana ažnici. Kurduna	54
jekii doğulari 1 O'dan 1 15': lə dən 0 025 ən 111, 1 -1 X' (i il. i i	
indisi degerieri 1.0 dan 1.15 e Kadar 0.025 aralıklarla degiştirilmiştir	33
Şekil 6./: Kuazi kristali oluşturan hava deliklerin yarıçap değeri $r=0.32a$ için	
iletim grafiĝi.	56
Şekil 6.8: Farklı normalize trekans değerleri $(a/\lambda=0.17, a/\lambda=0.18, a/\lambda=0.20$ ve	
$a/\lambda=0.21$ ) için ışık dalgasının kuazi kristal yapıda ilerlemesi	57



# ÇİZELGE LİSTESİ

# <u>Sayfa</u>

Çizelge 1.1: Fotonik kristal biyosensör çalışmaları ve özellikleri	7
Çizelge 6.1: a, b, c ve d modları için rezonans normalize frekansları ve	
hassasiyet değerleri.	



## KISALTMALAR

FDTD	: Zaman Alanında Sonlu Farklar (Finite Difference Time Domain)		
ТМ	: Enine Manyetik (Transverse Magnetic)		
ТЕ	: Enine Elektrik (Transverse Electric)		
UV	: Ultraviyole		
PWE	: Düzlem Dalga Açılımı (Plane Wave Expansion)		
RIU	: Kırılma İndisi Birimi (Refractive Index Unit)		
SPR	: Yüzey Plazmon Rezonans (Surface Plasmon Resonance)		
BSW	: Bloch Yüzey Dalgaları (Bloch Surface Wave)		
PC	: Fotonik Kristal (Photonic Crystal)		
K-R	: Kretschmann-Raether		
Η	: Yüksek		
L	: Düşük		
Q	: Kalite Faktörü		
PMMA	: Polimetil Metakrilat		
GRIN	: Derecelendirilmiş İndis (Graded Index)		
PML	: Kusursuz Eşleşmiş Katmanlar (Perfectly Matched Layer)		
Min	: Minimum		
Maks	: Maksimum		



# SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Açıklama		
Kırılma indisi		
Dalga vektörü		
Dalgaboyu		
Manyetik geçirgenlik sabiti		
Elektrik geçirgenlik sabiti		
Örgü Sabiti		
Manyetik Alan		
Işık Hızı		
Açısal Frekans		
Yarıçap		
Uzaklık		
x-ekseni boyunca ayna operatörü		
y-ekseni boyunca ayna operatörü		
Dönme simetrisi operatörü		
Hassasiyet		
Korelasyon Katsayısı		
Frekans		
Zaman		



### 1. GİRİŞ

Optik sensörler biyokimyasal, sağlık ve çevresel uygulamalarda analit tespiti için oldukça önemlidir. Malzemelerin algılanması için fotonların kullanılması ışığın genlik, dalgaboyu ve faz bilgisi kullanılarak algılama işlemini gerçekleştirmeyi mümkün kılar. Optik biyo-algılama etiketleme tabanlı algılama ve etiketsiz algılama olmak üzere iki çeşit algılama stratejisi ile gerçekleştirilir. Etiketli algılamada hedef moleküller ya da biyolojik tanımlayıcı moleküller, spesifik bir numunenin varlığını tespit etmek ve ölçmek için floresan veya ışık soğurucu işaretleyicilerle etiketlenir. Etiketsiz algılama yönteminde ise refraktometri, Raman spektroskopisi ve hareketli elemanların mekanik sapmasının optik olarak algılanması gibi yöntemlerle hedef malzemenin varlığı tespit edilir ve hedef moleküller etiketlenmez veya değiştirilmez. Ayrıca etiketsiz yöntemde algılanmak istenen malzemeye herhangi bir etiketleme işlemi yapılmayacağından zaman alıcı önişlem yoktur.

Biyolojik ve biyokimyasal işlemlerin klinik tanılama, tıbbi uygulamalar, biyoreaktörler, gıda kalite kontrolü, tarım, endüstriyel atık su kontrolü, madencilik ve askeri savunma sanayindeki rolü büyük önem arz etmektedir. Cihaz teknolojisindeki gelişmeler ile biyosensörlerin kullanımı artmıştır ve diğer birçok geleneksel algılama sisteminin yapamayacağını tespit etme potansiyeline sahiptirler. Günümüzde pek çok biyosensör endüstriyel olarak üretilmekte ve büyük ölçekli çok değerli algılama

Bir biyosensörün sahip olması gereken özellikleri sıralamak gerekirse; tasarlanan sensör, hassas, kesin ve tekrarlanabilir bir şekilde yüksek hassasiyet göstermeli ve farklı konsantrasyonlarda doğrusallık elde edilmelidir. Ayrıca, pH, sıcaklık gibi fiziksel parametreler optimize edilmelidir. Biyosensör küçük ve biyouyumlu olmalı, böylece klinik teşhiste invaziv izleme için kullanılabilmelidir. Bunların yanı sıra üretilen biyosensör taşınabilir, uygun maliyetli, küçük ve yarı vasıflı operatörler

tarafından kullanılabilecek durumda olmalıdır. Son olarak hızlı ölçüm için kullanılabilmesi adına gerçek zamanlı analiz sağlamalıdır [1].

Bu tez çalışmasında kırılma indisi tabanlı biyosensörler üzerine yoğunlaşılmıştır. Kırılma indisi tabanlı biyo-algılama yönteminde algılama alanına farklı kırılma indislerinde malzemeler enjekte edilerek, kırılma indisi değişiminden dolayı malzeme ile etkileşime giren ışığın genliğinde, dalgaboyunda veya açısında meydana gelen değişim gözlemlenerek algılama işlemi gerçekleştirilir. Üç farklı algılama yöntemine göre elde edilen kayma eğrilerine ait grafikler Şekil 1.1'deki gibidir.



Şekil 1.1: Algılama alanının farklı kırılma indisi değerleri için çıkış sinyallerinde (a) rezonans dalga boyuna göre değişim, (b) rezonans açıya göre değişim ve (c) genliğe göre değişim.

Şekil 1.1 (a)'da yer alan grafikte algılama bölgesinin iki farklı kırılma indisi değeri için çıkış sinyaline ait iletim eğrileri verilmiştir. Kırılma indisi değiştikçe, çıkış sinyalinin rezonans dalga boyu  $\lambda_1$ 'den  $\lambda_2$ 'ye gelmektedir. Rezonans dalgaboyunda meydana gelen değişim  $\Delta \lambda = \lambda_2 - \lambda_1$  şeklinde ifade edilir. Kırılma indisi değişimine göre dalga boyu kayması izlenerek çalışan biyosensörlerin hassasiyeti  $S = \Delta \lambda / \Delta n$  formülü ile hesaplanmaktadır. Burada  $\Delta n$  kırılma indisindeki değişimi göstermektedir. Bir sensörün hassasiyetinin yüksek olması çok küçük kırılma indisi değişimlerini algılayabileceğini gösterir. Sensörlerin hassasiyet değerleri performanslarını değerlendirmede önemli kriterlendendir.

İkinci olarak kırılma indisi değişimine göre çıkış sinyalinin açısındaki kaymaya bakılarak algılama işlemi gerçekleştirilebilir. Algılama alanının farklı kırılma indisi değişimlerine göre yansıma grafiği Şekil 1.1 (b)'de verilmiştir. Burada  $\theta_1$  ve  $\theta_2$  farklı kırılma indisleri için rezonans açıları göstermektedir. Kırılma indisi değiştikçe rezonans açıda kayma meydana gelir. Açısal hassasiyet  $S=\Delta\theta/\Delta n$  formülü ile hesaplanır. Burada  $\Delta\theta$  rezonans açısındaki değişimi ( $\Delta\theta=\theta_2-\theta_1$ ) göstermektedir.

Diğer bir algılama yönetiminde ise kırılma indisindeki değişim sonucu çıkış sinyalinin genliğinde meydana gelen artma ya da azalma dikkate alınır. Farklı kırılma indisleri için çıkış sinyali eğrileri Şekil 1.1 (c)'deki gibidir. Grafikte  $I_1$  ve  $I_2$  farklı kırılma indislerindeki genliği göstermektedir. Bu metotta kırılma indisi değiştikçe ölçülen sinyalin genliği de değişmektedir. Genlik farkı  $\Delta I = I_2 - I_1$  ile ifade edilir. Hassasiyet hesaplaması ise S=  $\Delta I / \Delta n$  formülü kullanılarak yapılır.

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında kırılma indisi tabanlı birçok sensör tasarımı bulunmaktadır [2-4]. Tek boyutlu fotonik kristaller kullanılarak yapılan bir çalışmada yarık nano-hüzme kaviteler kullanılarak kırılma indisi tabanlı sensör tasarlanmıştır [2]. Tasarlanan nano-hüzme kavite yapısı Şekil 1.2 (a)'daki gibidir. Tasarım parametrelerini göstermek için Şekil 1.2 (a)'daki dikdörtgen içindeki bölgenin daha yakından gösterimi Şekil 1.2 (b)'de verilmiştir.

Şekil 1.2'de yer alan yapının merkezinden uzaklaştıkça deliklerin yarıçapları giderek azalmaktadır. Böylece nanohüzme kavite elde edilmiş ve gelen ışık hedeflenen malzeme ile etkileşime girerek rezonans dalgaboyunda kırılma indisi değişimine göre kaymalar oluşturulmuştur. Elde edilen bu yapı ile 851 nm/RIU ( $S=\Delta\lambda/\Delta n$ ) hassasiyet değerine ulaşılmıştır [2].



Şekil 1.2: (a) Tek boyutlu fotonik kristal nano-hüzme kavite yapısı. (b) (a)'daki dikdörtgen kutu içindeki kısmın ayrıntılı gösterimi [2].

Metal tabanlı yüzey plazmon rezonans (SPR) algılamasına alternatif olarak çok katmanlı dielektrik yapının yüzeyinde oluşturulan Bloch yüzey dalgaları (BSW) yüksek hassasiyet değerli biyosensörler tasarlamak için kullanılabilir. BSW'ler biyosensör tasarımı amacıyla son zamanlarda yoğun olarak çalışılmaktadır [3-11]. Rezonans dalga boyu ve polarizasyon, SPR sensörlerin sabit rezonansından farklı olarak dielektrik katmanların düzenlenmesi (dielektrik malzeme seçimi, katmanların sayısı ve kalınlıklarının uygun şekilde seçilmesi) ile ayarlanabilir. Ayrıca geniş bantgenişliği ve düşük kayıplar daha keskin rezonansılara ve uzun ilerleme mesafelerine olanak sağlar.

Dielektrik yapıların kullanımı dalga boyu aralığı sınırlı olan SPR'lere göre daha geniş dalgaboyu aralığında çalışma imkanı sunar. Ayrıca BSW'ler hem TE hem de TM polarizasyonu desteklerken, SPR'ler ise sadece TM polarizedirler. BSW ile maksimum genlik yüzeyde olacak şekilde tasarım yapılması mümkün olduğundan, özellikle biyo-algılama için daha caziptirler. Bu kapsamda, Bloch yüzey dalgalarını kullanan bir çalışmada etiketsiz biyo-algılama için kılavuzlanmış Bloch yüzey dalgası rezonansı konfigürasyonu sunulmuş olup tasarlanan yapı Şekil 1.3 (a)'da yer almaktadır [3].



Şekil 1.3: (a) Bloch yüzey dalgası rezonans biyosensörünün şematik gösterimi. Tasarlanan yapı fotonik kristal ve ızgaraların birleşiminden oluşmaktadır. Düz çizgi Bloch yüzey dalgasının elektrik alan dağılımını göstermektedir. (b) Elektrik alan profili. Kesikli çizgi fotonik kristal ve çözelti arasındaki arayüzeyi göstermektedir [3].

Şekil 1.3'te yer alan çalışmada az sayıda periyottan oluşan tek boyutlu fotonik kristal ve ızgaraların kullanılması ile dielektrik hetero-yapı oluşturulmuş ve kılavuzlanmış Bloch yüzey dalgaları elde edilmiştir. Tasarlanmış yapının elektrik alan profili Şekil 1.3 (b)'de verilmiştir. Şekildeki kesikli çizgi fotonik kristal ve homojen kısım arasındaki arayüzeyi göstermektedir. Elektrik alanı arayüzeye güçlü bir şekilde hapsederek BSW modu ile malzeme arasında güçlü etkileşim sağlamışlardır. Böylece tasarladıkları yapı kırılma indisi değişimine karşı hassas olmuştur. Bu çalışmada hassasiyet 88 nm/RIU olarak elde edilmiştir. Aynı zamanda, az sayıda periyoda sahip fotonik kristallerin kullanımı ile kılavuzlanmış Bloch yüzey dalgası rezonansının kalite faktörünün yeterince büyük olduğunu göstermişlerdir [3].

Bunlara ek olarak, başka bir yüzey dalgası kullanan biyosensör çalışmasında ise azimut açısının taranmasıyla en üst katmanda ızgara profili olan dielektrik çok katmanlı yapılarda Bloch yüzey dalgalarını uyarmanın farklı bir yöntemi anlatılmış olup tasarlanmış olan biyosensör Şekil 1.4'te yer almaktadır [4].



Şekil 1.4: Çok katmanlı dielektrik yapının yüzeyinde Bloch yüzey dalgalarını ızgara ile uyarma tekniğinin şeması [4].

Bu çalışmada azimut olarak üretilen Bloch yüzey dalgalarının, geleneksel polar açılı elde edilmiş modlara kıyasla kırılma indisindeki küçük değişiklikleri tespit etmek için daha fazla açısal hassasiyete sahip olduğu gösterilmiştir. Ayrıca üst tabaka katmanının kırılma indisi arttıkça, BSW rezonansları arasındaki azimutal açısal yer değiştirmenin de arttığını göstermişlerdir.

Fotonik kristal biyosensör çalışmalarında genel durumu göstermek amacıyla literatürde yer alan bazı sensör çalışmalarının özellikleri ve hassasiyet değerleri Çizelge 1.1'de yer almaktadır.

Bu tezde daha sonraki bölümlerde detaylı bir şekilde ele alınacak olan farklı sensör tasarımları gerçekleştirilmiştir. Bunlardan ilkinde hava boşlukların üçgen örgü dağılımına sahip düşük simetrili fotonik kristal yüzey modu kullanılarak 2100 nm/RIU hassasiyet değeri elde edilmiştir. Elde edilen hassasiyet değerinin Çizelge 1.1'de yer alan çalışmalarda elde edilen hassasiyet değerlerine göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Referans	Yıl	Örgü Tipi	Malzeme	Mekanizma	Hassasiyet (nm/RIU)
[12]	2008	Deliklerin üçgen örgüsü	GaInAsP	PC nanolazer	350
[13]	2009	Deliklerin üçgen örgüsü	Si (SOI)	PC kavite	103
[14]	2009	Deliklerin bal peteği örgüsü	InGaAs & InP	Fiber kuplaj yüzey ışımalı PC lazer	163-90
[15]	2010	Deliklerin üçgen örgüsü	InGaAsP	Nano kavite	300
[16]	2011	Deliklerin üçgen örgüsü	Si	Kenardan kuplajlı nano kavite	64.5
[17]	2012	Deliklerin üçgen örgüsü	Si	PC yüzey modu	396
[18]	2013	Deliklerin üçgen örgüsü	Si	Çok kanallı ayırıcı	65.7
[19]	2013	Deliklerin üçgen örgüsü	Si	PC kavite	63.1
[20]	2013	Deliklerin üçgen örgüsü	Si	PC yarık kavite	1500
[21]	2015	Deliklerin üçgen örgüsü	Si	PC kavite	150
[22]	2015	Deliklerin üçgen örgüsü	Si	PC kavite	160
[23]	2016	Çubukların üçgen örgüsü	Si	Fano rezonans	300
[24]	2016	Deliklerin üçgen örgüsü	GaN	PC kavite	422
[25]	2017	Çubukların kare örgüsü	Si	Halka rezonatör	125
[26]	2017	Deliklerin üçgen örgüsü	Si (SOI)	PC kavite	233
[27]	2017	Deliklerin kare örgüsü	Si	T-şeklinde PC dalgakılavuzu	1040
[28]	2018	Çubukların kare örgüsü	GaAs	PC kavite	720

Çizelge 1.1: Fotonik kristal biyosensör çalışmaları ve özellikleri.

Tez kapsamında yapılan bir diğer çalışmada ise tek boyutlu fotonik kristalin Bloch yüzey dalgaları kullanılarak biyosensör tasarlanmış ve tablodaki çalışmalardan farklı olarak dalgaboyundaki değişim yerine açısal değişime bakılarak açısal hassasiyet 258 °/RIU olarak hesaplanmıştır. Bunlara ek olarak, asimetrik yüksek kırılma indisi kontrastlı ızgaralar ile biyosensör tasarımı gerçekleştirilmiş ve 450 nm/RIU gibi bir hassasiyet değeri elde edilmiştir. Ulaşılan bu değer çizelgedeki çalışmaların hassasiyet değerleriyle kıyaslandığında büyük çoğunluğundan daha yüksek bir değer olduğu söylenebilir. Son olarak ise fotonik kuazi kristaller ile biyosensör tasarlanmış ve 105 nm/RIU değerinde hassasiyete ulaşılmıştır. Bu değer de çizelgedeki hassasiyet değerleriyle karşılaştırılabilir bir değerdir.

Tez kapsamında gerçekleştirilen tasarımlardan Bloch yüzey dalgaları kullanılarak oluşturulan sensörde kırılma indisi değişimine göre açısal kaymaya bakılırken, diğerlerinde ise kırılma indisi değişimine göre rezonans dalgaboyundaki kaymalar esas alınarak hassasiyet hesaplaması yapılmıştır. Ayrıca bu tezde, tasarlanan sensör yapılarının parametreleri optimize edilirken herhangi bir optimizasyon algoritması kullanılmamış olup ve yapısal parametreler belirli aralıklarla değiştirilerek optimum değer elde edilmeye çalışılmıştır.

### 2. FOTONİK KRİSTALLER

#### 2.1 Tek Boyutlu Fotonik Kristaller ve Yüzey Dalgası

Fotonik kristaller ışığın hareketini kontrol etmeyi sağlayan periyodik dielektrik yapılardır [29, 30]. Yasaklı bant yapılarına sahip olmaları sayesinde belirli yönlerde belirli frekanslara sahip ışık dalgasının yapı içerisinde ilerlemesini engelleyebilirler. Fotonik kristal yapılar tek, iki ve üç boyutta periyodik olabilir.

En basit olanı çok katmanlı dielektrik yapılar olan tek boyutlu fotonik kristallerdir. Tek boyutlu fotonik kristal yapının şematik gösterimi Şekil 2.1'de sunulmuştur. Şekildeki farklı renkler farklı dielektrik sabitine sahip malzemeleri göstermektedir. Yapı *xz* düzleminde homojen *y*-yönünde ise periyodiktir. Şekil 2.1'de uzaysal periyot *a* ile gösterilmiştir.



Şekil 2.1: Tek boyutlu fotonik kristal yapının şematik gösterimi. Tek boyutlu olarak adlandırılmasının sebebi dielektrik fonksiyonunun ( $\varepsilon(y)$ ) tek yönde değişmesidir. Fotonik kristal yapı iki farklı renkle gösterilen farklı dielektrik sabitine sahip iki malzemenin periyodik olarak diziliminden oluşmaktadır.

Modları sınıflandırmak için  $k_{||}$ ,  $k_y$  ve *n*'yi kullanarak modlar Bloch formda aşağıdaki formüldeki gibi yazılabilir [30]. Burada  $k_{||}$ ,  $k_y$  ve *n* sırasıyla, düzlemde dalga vektörü, *y*-yönünde dalga vektörü ve bant sayısını göstermektedir.

$$H_{n,k_{y},k_{\parallel}}(r) = e^{ik_{\parallel}.\rho} e^{ik_{y}y} u_{n,k_{y},k_{\parallel}}(y)$$
(1)

u(y) periyodik fonksiyonu tanımlamaktadır. Kristal xz düzleminde devamlı öteleme simetrisine sahip olduğu için dalga vektörü  $k_{\parallel}$  herhangi bir değeri alabilirken, yapı y-yönünde ayrık öteleme simetrisine sahip olduğundan dalga vektörü  $k_y$  sonlu bir aralıkta sınırlanmıştır.

Fotonik kristal yapının *y*-yönünde periyodikliği değişik şekillerde bozulabilir. Yüzey ve kristal içinde kusur tanımlanmış tek boyutlu fotonik kristal Şekil 2.2'de gösterilmiştir. Kırmızı renk yüzey bozukluğunu, mavi renk ise yapı içindeki bozukluğu göstermektedir.



Şekil 2.2: Yüzeyinde ve kristal içinde bozukluk oluşturulmuş tek boyutlu fotonik kristal yapı.

Tek boyutlu fotonik kristalin öteleme simetrisi yapıda herhangi bir kusur tanımlayarak bozulabilir. Örneğin bu kusur kristal içindeki bir katmanın kalınlığının diğerlerinden farklı olması olabilir. Yapıda tanımlanan kusurlar yasaklı bant bölgesinde frekansa sahip lokalize modların varlığına olanak verir. Eğer bir mod yasaklı bant bölgesinde frekansa sahip ise, kristal yapıya girdiğinde eksponansiyel olarak azalır. Yapıda tanımlanan kusurun her iki yanındaki çok katmanlı filmler bir frekansa özel aynalar gibi davranır. Kusur katmanın kalınlığı arttıkça, modların salınmak için daha fazla alanı olacağı için frekans değeri azalır. Genel olarak, oluşturulan kusurlar modları ya yukarı bantlardan yasaklı bant bölgesine doğru aşağı çeker, ya da aşağıdaki bantlardan yaşayı doğru iter. Bir mod yasaklı bant bölgesinin merkezine ne kadar yakınsa yapıdaki bozukluğa tutunması da o kadar güçlü olur.

Modlar yapı içinde lokalize olduğu gibi, modların yüzeyde bozukluk oluşturarak yüzeye lokalize olması da mümkündür. Yüzey modlarında, arayüzeyin tek tarafında yasaklı bant özelliği varken diğer dış ortamda ise yasaklı bant özelliği yoktur. Bu durumda eğer ışığın frekansı ışık çizgisinin altında ise ışık yüzeye bağlanır. Fotonik kristal taraftan yasaklı bant özelliği diğer taraftan (homojen kısım) ise tam yansımanın etkisi ile ışık yüzeye lokalize olur.

Tek boyutlu fotonik kristal yapının kırılma indisleri 3.46 ve 1.5 olan iki malzemeden oluştuğu varsayılarak, kalınlıkları da sırasıyla 0.3a ve 0.7a olarak seçildiğinde, yüzeyinde herhangi bir kusur tanımlanmamış ve yüzeyinde kusur tanımlanmış tek boyutlu fotonik kristalin bant yapıları sırasıyla Şekil 2.3 (a) ve Şekil 2.3 (b)'deki gibi olur. Çok katmanlı dielektrik yapı Şekil 2.1'deki gibi seçilmiştir. Bant yapılarında pembe renkli bölgeler arasında kalan beyaz renkli kısım yasaklı bant bölgesini göstermektedir. Yapının periyodikliği bozulmadığı durumda yasaklı bant bölgesinde herhangi bir mod ortaya çıkmamıştır. Yasaklı bant bölgesinde herhangi bir frekansa sahip ışık dalgası yapıya gönderildiğinde yapıdan tamamen yansır ve yapı boyunca ilerleyemez. Ayrıca Şekil 2.3 (a)'daki dispersiyon diyagramında ışık çizgisi ( $\omega = ck$ ) ok ile gösterilmiştir. Bant yapıları sadece TM (enine manyetik) polarizasyon için çizdirilmiştir.



Şekil 2.3: (a) Tek boyutlu fotonik kristal yapıda herhangi bir kusur tanımlanmadığı durum için bant yapısı. Pembe renkteki bölgeler arasında kalan beyaz renkteki alan yasaklı bant bölgesini göstermektedir. (b) Tek boyutlu fotonik kristal yapının yüzeyinin kalınlığı artırılarak yapının periyodikliği bozulduğu durum için bant yapısı. Yasaklı bant bölgesinde kırmızı çizgi yüzey modunu göstermektedir.

Kırılma indisi 3.46 olan dielektrik malzemeden oluşan yapının en üst katmanının kalınlığı 0.3*a*'dan 0.6*a*'ya getirildiğinde yapının *y*-yönünde periyodikliği bozulur ve yasaklı bant bölgesinde yüzey modu açığa çıkar. Bu yüzey modu Şekil 2.3 (b)'de kırmızı çizgi ile gösterilmiştir. Yüzey modunun frekansına sahip ışık dalgası yapıya gönderildiğinde yapının yüzeyine lokalize olur. Tek boyutlu fotonik kristallerin yüzey dalgasını kullanan birçok uygulama vardır. Bunlar arasında yaygın olanlardan bir tanesi de Bloch yüzey dalgası ile biyosensör tasarımıdır.

#### 2.2 İki Boyutlu Fotonik Kristaller ve Yüzey Modu

İki boyutlu fotonik kristaller iki eksen boyunca periyodik olurken, üçüncü eksende ise homojendirler. Fotonik kristaller uygun sütun aralığı ile *xy* düzleminde yasaklı bant aralığına sahip olabilir. İki boyutlu fotonik kristal *z*-yönünde homojen olduğu için modlar bu yönde osilasyon yapmak zorundadır. Ayrıca sistem *xy* düzleminde ayrık öteleme simetrisine sahiptir. Modlar Bloch formda aşağıdaki denklemdeki gibi yazılabilir [30].

$$H_{(n,k_z,k_{\|})}(r) = e^{ik_{\|}.\rho} e^{ik_z z} u_{(n,k_z,k_{\|})}(\rho)$$
(2)

Burada *n* artan frekans sırasına göre bant numarasını göstermektedir.  $k_{||}$  Brillouin bölgesine sınırlı,  $k_z$  ise sınırlanmamıştır. *u* düzlemde periyodik, *z*-yönünde ise periyodik değildir.

İki boyutlu fotonik kristaller kare ve üçgen örgü dağılımına sahip olabilirler. Dielektrik çubuklardan oluşan kare örgü dağılımı ve dielektrik ortam üzerine hava boşluklardan oluşan üçgen örgü dağılımına sahip fotonik kristal yapılar sırasıyla Şekil 2.4 (a) ve Şekil 2.4 (b)'de gösterilmektedir. *r* dielektrik çubuklar ve boşlukların yarıçapını göstermektedir. Örgü sabiti *a* ile gösterilmiştir. Yeşil çerçeve içinde ise birim hücreler gösterilmiştir.

Tek boyutlu fotonik kristallerde olduğu gibi iki boyutlu fotonik kristal yapının yüzeyinde de herhangi bir bozukluk meydana getirildiğinde yasaklı bant bölgesinde yüzey modu elde edilir.


Şekil 2.4: (a) Dielektrik çubukların kare örgü dağılımına sahip fotonik kristal. Çubukların yarıçapı r ile gösterilmiştir. İki çubuk arası mesafe a kadardır ve burada aörgü sabitidir. (b) Dielektrik arka plan üzerine hava boşluklardan oluşan üçgen örgü dağılımına sahip fotonik kristal. r ve a sırasıyla boşlukların yarıçapı ve örgü sabitini göstermektedir.

Üçgen örgü dağılımına sahip fotonik kristal için arka planın dielektrik sabiti 12 ve genel olarak yapıyı oluşturan hava boşlukların yarıçapı 0.30*a* ve yüzeyde kusur oluşturmak için yüzeydeki deliklerin yarıçapı 0.35*a*'ya çıkarıldığında elde edilen yapı Şekil 2.5 (a)'daki gibi olur. Yüzeydeki deliklerin merkezinden yapı kenarına uzaklık *d* ile gösterilmiş ve bu değer 0.85*a* olarak alınmıştır. TE (enine elektrik) polarizasyon için bant yapısı çizdirildiğinde Şekil 2.5 (b)'deki dispersiyon eğrileri elde edilir. Yüzeydeki deliklerin büyüklükleri artırılarak yüzeyde bozukluk meyadana gelir ve bunun sonucu olarak yasaklı bant bölgesinde yüzey modu ortaya çıkar. Yüzeyde bunun dışında deliklerin kırılma indislerinin değiştirilmesi gibi çok çeşitli yöntemler ile yüzeydeki deliklerin kırılma indislerinin değiştirilmesi gibi çok çeşitli yöntemler ile yüzeyde bozukluk meydana getirilmesi mümkündür. Bant diyagramının elde edilmesi için kullanılan süper hücre Şekil 2.5 (b)'deki diyagramın altında gösterilmiştir.



Şekil 2.5: (a) Yüzeydeki deliklerin yarıçapı artırılmış üçgen örgü dağılımına sahip fotonik kristal. Arka plandaki deliklerin yarıçapı 0.30*a*, yüzeydeki deliklerin yarıçapı ise 0.35*a*'dır. Yüzeydeki deliklerin merkezinden yapı kenarına olan uzaklık *d* ile gösterilmiş ve 0.85*a* olarak alınmıştır. (b) Yüzey kusuru tanımlanmış fotonik kristalin bant yapısı. Yeşil çizgi yüzey modunu göstermektedir. Bant yapısını çıkarmak için kullanılan süper hücre figürün altında verilmiştir. (c) Yüzey modu üzerinde siyah daire ile gösterilen nokta için manyetik alan profili.

Yüzey modu üzerinde gösterilen siyah nokta için manyetik alan dağılımı ise Şekil 2.5 (c)'deki gibi elde edilir. Alan profiline bakıldığında ışığın yüzeye lokalize olduğu görülmektedir. Işık yapı yüzeyine kusur tanımlanmasının sonucu olarak yüzeye hapsolarak yüzey boyunca ilerler. Manyetik alanın genliği yüzeyden uzaklaştıkça eksponansiyel olarak azalır. Fotonik kristalin içinde yasaklı bant aralığının etkisi ile havanın içinde ise tam yansımanın etkisi ile alan genliği azalır.

## 2.3 Fotonik Kristallerde Simetri

Fotonik kristaller örgü çeşitleri ve birim hücredeki dielektrik çubuk veya hava boşlukların şeklinden dolayı simetrik yapıya sahiptir. Kare örgü fotonik kristaller ayrık öteleme simetrisine sahiptir. Öteleme simetrilerine sahip olmaları sayesinde dielektrik geçirgenlik  $\varepsilon(r) = \varepsilon(r+la_1+ma_2)$  şeklinde ifade edilebilir [30]. Burada *l* ve *m* tam sayılar ve *a*<sub>1</sub> ve *a*<sub>2</sub> ise örgü vektörleridir. Kare örgü dağılımına sahip fotonik kristal ve simetri noktaları Şekil 2.6'da sunulmuştur.



Şekil 2.6: Kare örgü dağılımına sahip fotonik kristal ve simetri noktaları [31]

Öteleme simetrisinin yanında fotonik kristaller ayna ve dönme simetrisine de sahiptirler. Fotonik kristal tasarımı *x*-eksenine göre ayna simetrisine sahip ise dielektrik geçirgenlik *x*'in işaretine göre değişmez yani  $\varepsilon(x, y) = \varepsilon(-x, y)$ 'dir. Aynı şekilde *y*-eksenine göre ayna simetrisi varsa, dielektrik geçirgenlik y'nin işaretine göre değişmez ve  $\varepsilon(x, y) = \varepsilon(x, -y)$ 'dir. Ayna simetrisi operatörleri  $\sigma_x$  ve  $\sigma_y$  ile simgelenmiş ve Şekil 2.6'da verilmiştir.

Diğer bir simetri çeşidi olan dönme simetrisi operatörü  $C_n$  ile gösterilmiştir. Fotonik kristal yapı orijin etrafında saat yönünün tersine  $2\pi/n$  radyan kadar döndürüldüğünde şekli değişmez. Dönme simetri işlemine iki tane örnek  $C_2$  ve  $C_4$  Şekil 2.6'da gösterilmiştir.

Dönme simetrisini daha iyi göstermek için simetrik birim hücre ve düşük simetrili birim hücrelere örnekler Şekil 2.7 (a) ve Şekil 2.7 (b)'de verilmiştir. Dönme simetrisini birim hücre boyutunda azaltmak için dielektrik çubuğa hava delik açılması veya yanına bir tane daha küçük yarıçapta çubuk eklenmesi gibi yöntemler uygulanabilir. Şekil 2.7 (b)'de  $C_1$  ve  $C_2$  için örnek birim hücreler sunulmuştur.



Şekil 2.7: (a) Simetrik birim hücre (b) Düşük simetrili birim hücreler.  $C_1$  ve  $C_2$  için örnekler sunulmuştur.

Fotonik kristal yapılarda çeşitli modifikasyonlar yaparak simetrilerinin azaltılması ile yeni optik özellikler açığa çıkar. Fotonik kristal yapıların kırılma indislerinde veya dielektrik dolum faktörlerinde herhangi bir değişiklik yapmadan birim hücre düzeyinde simetrileri azaltılarak elde edilen yapıların çeşitli amaçlar için kullanılması mümkündür [32-34]. Örneğin bir çalışmada dielektrik çubukların kare örgü dağılımına sahip fotonik kristalde dönme simetrisi birim hücrede yer alan dielektrik çubuk yanına daha küçük yarıçapta ikinci bir çubuk eklenerek azaltılmıştır [32]. Aynı çalışmada düşük simetrili fotonik kristal ile Bloch yüzey dalgalarının yönlü iletimi kontrol edilmiştir. Yüzey dalgalarının uyarılması için ise prizma (Otto konfigürasyon) kullanılmıştır.

Bir diğer çalışmada ise yüksek simetriye sahip fotonik kristalin dönme simetrisi birim hücrede yer alan dielektrik çubuk içine çubuğun merkezinden belirli bir mesafe uzaklıkta hava boşluk oyularak azaltılmıştır [33]. Simetrik fotonik kristal ve asimetrik fotonik kristalin etkin kırılma indisi farkından faydalanılarak mod mertebe çevirici tasarlanmıştır.

Başka bir çalışmada ise düşük simetrili yapı olarak yıldız şeklinde fotonik kristaller kullanılarak simetrik fotonik kristale göre daha geniş dalgaboyu aralığında eş-frekans konturlarında düz yüzeyler elde edilerek süper-kolimasyon gerçekleştirilmiştir [34].

# 3. DÜŞÜK SİMETRİLİ FOTONİK KRİSTALLERİN YÜZEY MODLARINI KULLANARAK OPTİK SENSÖR TASARIMI

## 3.1 Giriş

Biyosensörler, DNA [35], kanser hücreleri [36-39], proteinler [40] ve hormonlar [41] gibi biyolojik malzemelerin algılamasını gerçekleştirerek hastalıkların erken teşhisinde çok önemli bir rol oynar. Etiket tabanlı ve etiketsiz biyo-algılama tekniği olmak üzere temel olarak iki tür biyosensör mekanizması vardır. Etiket tabanlı biyosensör uygulamalarında algılanmak istenen malzemenin floresan boya, radyo izotopları veya enzimler gibi etiketlerle tespiti yapılırken, etiketsiz biyo algılamada ise numuneler üzerinde herhangi bir etiket olmadan hedeflenen moleküllerin tespit edilmesi mümkündür. Etiketli algılamada tek molekülün tespiti sağlanabilse de, etiketsiz yöntem numune üzerinde herhangi bir etiketleme yapılmadığından daha basittir. Malzeme algılama işlemi, optik fiber ızgaraları [42], halka rezonatörler [43, 44], Bloch yüzey dalgaları [4], asimetrik ızgaralar [45], Mach-Zehnder interferometreler [46, 47], fotonik kristal (PC) yüzey modları [17] ve yüzey plazmon rezonanslar [48, 49] gibi birçok yöntemle gerçekleştirilebilir. Referans 4'te, Blochyüzey dalgası azimut sorgulama ile elde edilir ve bu şekilde geleneksel Bloch yüzey dalgalarına kıyasla daha yüksek bir hassasiyet değerine ulaşılır. Ayrıca Referans 17'de, çeşitli yüzey modu PC sensör tasarımları küçük kırılma indisi değişimini algılamak için tasarlanmıştır.

Fotonik kristaller, benzersiz yasaklı bant aralığı özelliğine sahip olmalarından dolayı ışığın istenilen doğrultuda ilerlemesini sağlayan optik yapılardır [30]. PC yapıda herhangi bir kusur tanımlanmadığı sürece, yasaklı bant bölgesinde bir frekansa sahip ışık dalgası yapıya gönderildiğinde yapıdan tamamen yansır ve yapıda ilerleyemez. PC'ler rezonans modları (yüzey modu, dalga kılavuzu veya kavite) ve hedef malzeme arasındaki güçlü ışık-madde etkileşiminden kaynaklanan yüksek hassasiyet değerleri nedeniyle biyo-algılama uygulamaları için güçlü adaylardır. PC sensör uygulamaları son çalışmalarda yoğun olarak ele alınmaktadır [17, 50-60]. Bu periyodik yapıları, algılama işlemi için kullanmanın bir yolu, yapı yüzeyinde herhangi bir bozukluk oluşturarak yasaklı bant bölgesinde yüzey modu elde etmektir.

Düşük simetrili yapılar, istenen sonuçları elde etmek için çok daha fazla sayıda fiziksel parametreye ve yeni optik özelliklere sahip olmalarından dolayı son zamanlarda araştırmacıların dikkatini çekmektedir [31, 33, 61, 62]. Simetriyi azaltmak, geniş bant aralığında çalışmayı, fabrikasyon sırasında yapısal deformasyona daha az duyarlılık ve düşük kayıplar gibi avantajları da mümkün kılar [31]. Bununla birlikte, Referans 33'te modifiye edilmiş halka PC olarak adlandırılan asimetrik PC, %24 bant genişliğinde mod mertebe değişimini gerçekleştirmek için kullanılmıştır. Referans 61'de, düşük simetrili fotonik kristal, polarizasyona duyarlı öz-kolimasyon özelliğinden dolayı yüksek sönümleme katsayısına sahip polarizasyon hüzme ayırıcı tasarlamak için kullanılmıştır. Ek olarak, Referans 62'deki düşük simetrili kolloidal PC tek yönlü dalga yayılımını elde etmek için kullanılmıştır.

PC yapısının simetrisi, kare veya üçgen örgü dağılımına sahip PC'nin birim hücresinde fazladan küçük hava delik veya dielektrik çubuk eklenmesi gibi bazı değişiklikler yapılarak bozulabilir. Yukarıdaki açıklama ışığında, bu çalışmada, üçgen örgü dağılımına sahip PC'nin yüzey modu konsepti ve düşük simetri özelliği aynı yapı içinde birleştirilerek yeni bir sensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Literatürden araştırıldığı kadarıyla, düşük simetrili fotonik kristallerin yüzey modları biyosensör tasarımı için ilk kez kullanılmıştır. Bu çalışmada düşük simetri elde etmek için öteleme simetrisi korunurken, dönme simetrisi bozulmuştur. Tasarlanan yapının yüzeyindeki küçük deliklerin konumunun değiştirilmesi sayesinde düşük simetri özelliği malzemenin kırılma indisi değiştirilmeden ayarlanabilirlik sağlar.

## 3.2 Önerilen Sensör Yapısının Tasarımı

Kırılma indisi 3.46 olan dielektrik (Si) arka plan üzerine hava deliklerin üçgen örgü dağılımına sahip düşük simetrili fotonik kristaller kullanılarak yeni bir sensör konfigürasyonu tasarlanmıştır. Önerilen yapının üç boyutlu şematik gösterimi Şekil. 3.1 (a)'da gösterilmektedir.



Şekil 3.1: (a) Tasarlanan düşük simetrili fotonik kristal yüzey modu sensör yapısının üç boyutlu şematik gösterimi. Burada  $h_1$  ve  $h_2$  sırasıyla Si ve SiO<sub>2</sub>'nin yüksekliğini temsil etmektedir. (b) Düşük simetrili sensör yapısının daha ayrıntılı gösterimi. Zaman düzlemi hesaplamalarında tasarım parametreleri,  $d_1 = 0.56a$ ,  $d_2 = 0.56a$  ve w = 0.725a olarak alınmıştır. Ayrıca *l* ise 0.10*a* ila 0.24*a* arasında değişmektedir. Ek olarak  $\theta$ , *x* ekseni ile yüzeyde yer alan küçük hava delikleri arasındaki açıyı göstermektedir.

Bu konfigürasyonda, yapının ana kısmını oluşturan büyük deliklerden belirli bir açı ve mesafede küçük delikler yerleştirerek azaltılmış simetri elde edilir. Öte yandan, düşük simetrili sensör tasarımının x-y kesiti, tasarım parametrelerini detaylı olarak göstermek için Şekil 3.1 (b)'de sunulmuştur. Arka planı oluşturan hava deliklerin çapı ( $d_1$ ) ve daha küçük olanların çapı, sırasıyla 0.56*a* ve 0.24*a* olarak seçilmiştir. Burada *a* örgü sabitini (fotonik kristalin birim hücresinin boyutu) temsil eder ve 473 nm'ye eşittir. Yüzeydeki yarığa bağlı büyük deliklerin çapı  $d_2$  ile gösterilmiş ve simülasyonlar boyunca 0.56*a* olarak alınmıştır. Algılanmak istenen malzemenin enjekte edileceği bir algılama alanı oluşturulması ve tasarlanan yapının hassasiyet değerinin arttırılması amacıyla yüzeydeki delikler arasına ince bir yarık yerleştirilmiştir ve *l* ile gösterilen yarık kalınlığı 0.10a ile 0.24a arasında değiştirilmiştir. Fotonik kristal yapının ve alttaşın (SiO<sub>2</sub>) yükseklikleri sırasıyla *h*<sub>1</sub> ve *h*<sub>2</sub> ile gösterilir. Burada *h*<sub>1</sub> ve *h*<sub>2</sub> yükseklikleri sırasıyla 0.50a (236.5 nm) ve 4.20a (1986.6 nm) olarak seçilmiştir. Ek olarak, kenardaki (*w*) dielektrik kısmın genişliği de 0.725a olarak alınmıştır.

Önerilen sensör konfigürasyonunun frekans düzleminde analizini gerçekleştirmek için, MPB yazılımı yardımıyla üç boyutlu Düzlem Dalga Açılımı (PWE) metodu kullanılmıştır [63]. Yapının bant diyagramı, TE (Enine elektrik) polarizasyon için Şekil. 3.2 (a)'daki gibi çizdirilmiştir ve bant diyagramını oluşturmak için kullanılan süper hücre de bantların alt kısmında gösterilmiştir. Önerilen yapının yüzeyinde bir çeşit bozukluk oluşturarak yasaklı bant bölgesinde iki tane yüzey modu elde edilmiştir. Yüzey modları, hava ortamından tam yansımanın ve PC kısmından ise yasaklı bant aralığı özelliğinin etkisiyle yüzeye hapsedilen ve yapı yüzeyi boyunca ilerleyen elektromanyetik dalgalardır.

Yüzeydeki küçük delikler ve x ekseni arasındaki açının etkisinin araştırılması amacıyla  $\theta$  değeri 30° ile 90° arasında 15° aralıklarla değiştirilip diğer parametreler sabit tutulduğunda elde edilen yüzyey modları Şekil 3.2 (a)'daki gibidir. İlgili yüzey modunun frekansı ve  $\theta$  arasında bir trend sağlamak için,  $\theta$ 'nın 0° ve 15° olduğu durumlarda yüzeydeki küçük deliklerle hava yarığın kesişmesi nedeniyle bu açı değerleri bant yapısı hesaplamalarında dikkate alınmamıştır.

Algılama alanının kırılma indisindeki değişime yasaklı bant bölgesindeki en altta yer alan yüzey modu daha hassas olması nedeniyle sensör uygulaması için tercih edilmiştir. Sadece açı değişikliğinden kaynaklanan frekans kaymasını daha iyi göstermek için yüzey modlarının ayrıntılı görünümü, Şekil 3.2 (b)'de sunulmuştur. Açı değeri arttığında, hedeflenen yüzey modu düşük frekanslara doğru kayar. Ancak  $\theta$ değeri 75°'ye ulaştığında, bant kayması küçülür ve zor gözlenebilir hale gelir.



Şekil 3.2: (a)  $d_2 = 0.56a$  ve  $\theta$ 'nın 30° ila 90° aralığında 15° adımlarla değiştiği durum için sensör yapısının dispersiyon eğrileri. (b) Dikdörtgen şekli içinde gösterilen yüzey modlarının ayrıntılı gösterimi.  $\theta = 75°$  için yüzeydeki manyetik alan dağılımı bantların alt kısmında verilmiştir. Şekil 3.2 (b), Şekil 3.2 (a)'daki grafiği daha iyi açıklamak için çizilmiştir.

Işık ve tasarlanan yapının yüzeyindeki etkileşimi göstermek için  $\theta = 75^{\circ}$  için yüzey modunun manyetik alan profili Şekil 3.2 (b)'nin alt kısmında sunulmuştur. Alan dağılımından görüldüğü gibi ışık tasarlanan yapının yüzeyine iyi bir şekilde hapsolmuştur. Güçlü ışık-madde etkileşimi sayesinde yüksek hassasiyet elde edilmesi sağlanmıştır.

## 3.3 Düşük Simetrili Sensörün Üç Boyutlu Zaman Düzlemi Analizi

Tasarlanan yapının performansını araştırmak amacıyla, sayısal hesaplamalar zaman alanında sonlu farklar (FDTD) metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir [64]. Simülasyonlar ilk olarak,  $\theta$  ve *l*'nin sırasıyla 75° ve 0.15*a*'da sabitlenmesiyle yapılmıştır. Yapı yüzeyinin önüne yerleştirilen Gauss profiline sahip ışık kaynağı ile yüzey modu uyarılır ve iletilen ışık yapının sonundan ölçülür. İlgili mod üzerinde uygun bir normalize edilmiş frekans değerine ( $a/\lambda = 0.29$ ,  $\lambda = 1633$  nm) sahip ışığın yüzeyde nasıl ilerlediğini göstermek için, Şekil 3.3 (a)'da zaman alanı anlık görüntüsü hazırlanmıştır. Yukarıda PWE yönteminde belirtildiği gibi, doğru frekansta olan ışık dalgası yüzeye hapsolur ve yapının sonuna ulaşır. Işık yüzey boyunca hareket ederek enjekte edilen analitle güçlü bir şekilde etkileşime girer ve spektral kaymaya neden olur.



Şekil 3.3:  $\lambda = 1633$  nm için  $\theta = 75^{\circ}$  ve l = 0.15a olduğunda yüzey modunun manyetik alan (*Hz*) profili.

Hava yarık ve yüzeydeki büyük ve küçük hava delikleri algılama alanı olarak ayarlanmıştır. Önerilen sensör konfigürasyonunun hassasiyetini araştırmak için, o bölgenin kırılma indisi 1.0 ile 1.1 arasında 0.01 adımlarla değiştirilmiştir. Bu kırılma indisi aralığı için tasarlanmış yapı gaz sensörü olarak kullanılabilir [65, 66]. Farklı kırılma indisi değerleri için, iletim spektrumları Şekil 3.4 (a)'da gösterildiği gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.4: (a) Farklı kırılma indisi değerleri için iletim spektrumu. (b) Kırılma indisi değişimine göre 1.0 ila 1.10 arasındaki hassasiyet eğrisi.

Kırılma indisi arttıkça, rezonans modun dalga boyu (alt kenar) daha büyük değerlere doğru kayar. Tasarlanan yapının hassasiyeti, dalga boyu değişiminin kırılma indisi değişimine oranıyla hesaplanır ( $S = \Delta \lambda / \Delta n$ ). Ek olarak, kırılma indisine karşı hassasiyet değişimi çizdirilmiş ve Şekil 3.4 (b)'de sunulmuştur. Algılama bölgesinin kırılma indisi arttığında, tasarlanan yapının hassasiyeti eksponansiyel olarak azalır. Maksimum hassasiyet değeri (dalga boyu değişiminin kırılma indisi değişimine oranının en yüksek olduğu durum) 1.00 ile 1.01 kırılma indisleri arasında ~ 2100 nm/RIU olarak hesaplanmıştır. Bu değer, literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında oldukça yüksektir [22, 45, 50, 67, 68]. Örneğin, referans 50'de yarıklı PC dalgakılavuzu kullanılarak hassasiyet değeri 995 nm/RIU olarak elde edilirken, mevcut çalışmada düşük simetrili PC kullanılarak aynı kırılma indisi aralığında daha yüksek hassasiyet değeri elde edilmiştir.

Yarık kalınlığı ve  $\theta$ 'nın önerilen yapının performansı üzerindeki etkisinin incelenmesi amacıyla ilave simülasyonlar yapılmıştır.  $\theta$  ve l, sırasıyla 15°-90° ve 0.10*a*-0.24*a* aralıklarında değiştirilir ve her bir durum için maksimum hassasiyet değeri çıkartılarak Şekil 3.5'te gösterilen hassasiyet haritası oluşturulur. Elde edilen haritaya bakıldığında, diğer durumlara kıyasla hava yarığın genişliği 0.14*a* ve 0.15*a*'ya eşit olduğunda tasarlanan yapının daha iyi performans gösterdiği görülmektedir.



Şekil 3.5: Farklı yarık genişlikleri ve küçük delikler ile x-ekseni arasındaki farklı açı değerleri için elde edilen hassasiyet haritası. Tasarlanan yapının maksimum hassasiyeti, *l*'nin 0.15*a* ve  $\theta$ 'nın 75° ve 90°'ye eşit olduğu durumlarda, 2100 nm/RIU olarak elde edilmiştir.

Haritada gösterilen hassasiyet değerlerinin algılama alanının düşük kırılma indisi değerleri için oldukça yüksek olmasına rağmen, yüksek kırılma indisli malzemeleri tespit etmek için tasarlanan sensör yapısının modifiye edilmesi gerekmektedir. Bu yüzden, bir sonraki bölümde düşük simetrili PC yapısı biyo-algılama uygulamalarında kullanılan farklı malzemeler için revize edilmiş ve analizi gerçekleştirilmiştir.

## 3.4 Biyo-algılama için PC Yapının Yüzeyinin Modifiye Edilmesi

Yukarıda bahsedilen tasarlanmış olan sensör konfigürasyonu, çalışma aralığı daha yüksek kırılma indisi değerlerine getirilerek biyolojik malzemelerin algılanması için kullanılabilir. Biyolojik analitlerin çoğunun kırılma indisi 1.30 ile 1.40 arasındadır. Algılama alanının kırılma indisini arttırırsak, yüzey modu yasaklı bant bölgesinde daha düşük frekanslara doğru hareket eder. Mevcut yapıda, kırılma indisi 1.35'ten daha yüksek değerlere eşit olduğunda, ilgili yüzey modu yasaklı bant bölgesinin alt kenarına ulaşır ve kaybolur. Bu zorluğun üstesinden gelmek için, düşük simetrili PC yapının yüzeyi revize edilir. İlgili modu daha yüksek frekanslara doğru itmek için, algılama penceresindeki büyük deliklerden belirli bir mesafede ilave küçük delikler tanımlanır ve yarığın genişliği 0.20*a*'ya çıkarılır. Yeni elde edilen tasarım Şekil 3.6 (a)'da gösterilmiştir ve ek tasarım parametrelerini göstermek için yapının ayrıntılı sunumu, Şekil 3.6. (b)'de verilmiştir.



Şekil 3.6: (a) Yüzeyinde çoklu küçük delikler bulunan asimetrik biyosensör yapısının kabaca gösterimi. (b) Önemli tasarım parametrelerini göstermek için algılama bölgesinin ayrıntılı gösterimi.

 $\theta_1$ , ilk küçük delik ile yarık arasındaki açıyı gösterirken,  $\theta_2$ , birinci ve ikinci küçük delikler arasındaki açıyı göstermektedir. Ayrıca, N yüzeydeki büyük delikten belirli bir mesafe uzaklığa yerleştirilen küçük deliklerin sayısını temsil etmektedir.

N'nin 2 ve 3'e eşit olduğu durumlar için bant yapıları, üç boyutlu PWE yöntemi kullanılarak oluşturulmuş ve yüzey modları, Şekil 3.7'deki aynı grafikte sunulmuştur. Her iki durumda da, algılama alanının kırılma indisi, çalışma aralığı nedeniyle 1.35 olarak seçilmiştir. Yasaklı bant bölgesinde, kırmızı kesikli ve mavi kalın çizgiler,

sırasıyla N = 2 ve N = 3 olduğu durumlar için yüzey modlarını temsil eder. N değeri arttırıldığında, yüzey modu daha yüksek normalize frekanslara doğru hareket eder.



Şekil 3.7: Yüzeydeki küçük deliklerin sayısının iki ve üçe eşit olduğu durumlar için elde edilen yüzey modları. Mavi kalın ve kırmızı kesik çizgiler, sırasıyla küçük deliklerin sayısının iki ve üç olduğu durumlar için yüzey modlarını gösterir.

Algılama alanının kırılma indisi değerlerinin 1.35, 1.39, 1.395 ve 1.401 olduğu durumlar için üç boyutlu zaman düzleminde simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Biyoalgılama için N = 2 durumu seçilmiştir, çünkü delik sayısı üç olduğunda, iletim azalır ve hassasiyet delik sayısının iki olduğu duruma göre çok fazla değişmez. Ek olarak,  $\theta_1$ ve  $\theta_2$  tasarım parametreleri optimize edilmiş ve her ikisi de 45° olduğunda hassasiyet değerinin yüksek olduğu görülmüştür. N = 2, l = 0.2a ve  $\theta_1 = \theta_2 = 45°$  olduğunda farklı kırılma indisi değerleri için iletim spektrumları Şekil 3.8 (a)'da sunulmuştur.

Algılama alanının kırılma indisi artırıldığında iletim eğrileri daha yüksek dalga boyu değerlerine doğru hareket eder. Kırılma indisi farkı oldukça küçük olmasına rağmen, spektral kayma meydana gelir ve algılama işlemi gerçekleştirilebilir. Algılama işlemi için, iletim eğrilerinde bir referans noktası seçilip bu noktanın yer değiştirmesi incelenmiştir. Bu seçilen noktalar eğrilerin üstünde siyah bir nokta ile işaretlenmiştir. Kırılma indisine göre dalga boyu değişimi, Şekil 3.8 (b)'de gösterildiği gibi çizdirilmiştir. Elde edilen grafikte kırılma indisi ile dalga boyu arasında doğrusal bir

ilişki olduğu görülmektedir. Şekil 3.8 (b)'de gösterilen eğriye en iyi uyan çizginin korelasyon katsayısının karesi ( $R^2$ ) 0.9995'dir [54]. Şekil 3.8 (b)'ye göre, kırılma indisi değeri arttırıldığında, referans noktasının dalga boyu değeri de artar.



Şekil 3.8: (a) Farklı kırılma indisi değerleri (1.35, 1.39, 1.395 ve 1.401) için dalga boyuna karşılık iletim grafiği (b) Kırılma indisine karşılık dalgaboyu grafiği.

Yapının algılama performansının değerlendirilmesi için, çizdirilen eğrinin eğimi kullanılarak hassasiyet hesaplaması yapılmaktadır. Ayrıca bu hesaplama  $S=\Delta\lambda/\Delta n$  ile formüle edilmiştir. Hassasiyet formülü kullanılarak, maksimum hassasiyet değeri 1.390 ve 1.395 kırılma indisi değerleri arasında 400 nm/RIU olarak elde edilmiştir. Ulaşılan hassasiyet değeri literatürdeki çalışmalarla karşılaştırılabilir düzeydedir [52, 67]. Referans 52'de, aynı kırılma indisi aralığında 415 nm/RIU olarak hesaplanmıştır. Elde edilen hassasiyet değeri göz önüne alındığında, tasarlanan yapının biyolojik malzemelerin tespiti için alternatif bir çözüm olabileceği söylenebilir.

## 3.5 Sonuç

Biyo-algılama uygulaması için düşük simetriye sahip PC yüzey modu kullanılmıştır. Tasarlanan yapının hem frekans hem de zaman düzleminde üç boyutlu sayısal analizleri yapılmış ve elde edilen sonuçlar ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Düşük simetrili PC'de yüzey modunu elde etmek için, küçük delikler ve x-ekseni arasındaki açı değiştirilir ve yapının yüzeyine hava yarık yerleştirilir. Bant aralığı bölgesindeki yüzey modunun frekansı ve eğiminin sadece yüzeydeki küçük deliklerin açısal yer değişimi ile ayarlanabileceği gösterilmiştir. Ayrıca yüzeydeki algılama alanının kırılma indisi değiştirilerek yapı sonundan iletilen güç ölçülür ve dalga boyu değişimi izlenir. Bunun yanında, tasarlanan yapının yarık genişliği ve küçük deliğin açısının algılama performansı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla, hassasiyet haritası farklı yarık genişlikleri ve açı değişimleri için oluşturulmuştur. Ayrıca biyolojik malzemelerin algılamasını gerçekleştirmek için tasarlanmış yapı modifiye edilmiştir. Küçük kırılma indisi değerleri için maksimum hassasiyet ~ 2100 nm/RIU olarak elde edilirken, daha yüksek kırılma indisleri (biyo-algılama) için 400 nm/RIU olarak elde edilmiştir. Elde edilen bu sonuçlar, önerilen sensör konfigürasyonunun biyo-algılama platformları için iyi bir aday olabileceğini göstermektedir.

# 4. NANO-YARIK KAVİTE KULLANILARAK BLOCH YÜZEY DALGASI BİYOSENSÖR TASARIMI

#### 4.1 Giriş

Bloch yüzey dalgaları (BSW'ler), tek boyutlu fotonik kristal (PC) yapısı ve homojen ortam arasındaki arayüzeyde ilerleyen rezonans elektromanyetik dalgalardır. Bu yüzey modları, PC olan tarafın benzersiz yasaklı bant özelliği ve homojen kısımdan ise tam yansıma sayesinde yüzeydeki bozukluğa güçlü bir şekilde hapsolarak yüzey boyunca ilerlerler. Yüzey modları, periyodik dielektrik yapının yüzeyinin düzeni bozularak elde edilebilir. BSW'ler yavaş ışık [69], sensör uygulamaları [5-11], yakın alan görüntüleme [70], optik rezonatörler [71] ve dalga boyu altı odaklama [72] gibi çeşitli amaçlar için kullanılılabilir.

BSW, biyo-algılama uygulamalarında yüzey plazmon rezonansının (SPR) iyi bir alternatifidir. BSW'ler periyodik dielektrik materyallerle elde edilirken, SPR'ler metalik yapılar tarafından desteklenir. Dielektrik malzemeler metallerin aksine daha uzun ilerleme mesafesini sağlayan çok daha düşük sönümleme katsayıları nedeniyle düşük kayıplara sahiptir [73]. Ayrıca, BSW dağılımı dielektrik malzemelerin uygun kombinasyonu ile kolayca ayarlanabilirken SPR dispersiyonu için sınırlı sayıda metal vardır. Ek olarak, dielektrik katmanların sayısının ve kalınlığının düzenlenmesi, yüzey modunun polarizasyonunun ve dalga boyunun seçilmesi özgürlüğünü sağlar. Metal tabanlı SPR yapılar ise sadece TM polarize dalgaları destekler.

Bu çalışmada BSW elde etmek için iki farklı dielektrik malzemeden (silisyum (Si) ve silisyum nitrürden (Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>) oluşan tek boyutlu bir PC yapı kullanılmıştır. Ayrıca, biyoalgılama için yüksek mertebeli yüzey modu tercih edilmiştir. Çünkü, yüksek mertebe modların enerjisinin çoğu, genliği azalan dalga tarafından taşınır ve bu dalga etraftaki malzeme ile etkileşime girerek yansıma spektrumunda kayda değer bir açısal kaymaya neden olur [74]. Yasaklı bant bölgesindeki yüzey modu, çok katmanlı yapının yüzeyine bir nano yarık yerleştirilmesi ve üst Si katmanının kalınlığının arttırılmasıyla elde edilir. Işık PC'nin yüzeyine sıkıca hapsolur ve bu hapsolma ışık-madde etkileşimini arttırır.

Periyodikliği bozulmuş tek boyutlu PC'nin yüzey modunun uyarılması, ızgara ve prizma yöntemi olmak üzere iki şekilde mümkündür. BSW'nin doğrudan havadan uyarılması dalga vektörü uyumsuzluğu nedeniyle mümkün değildir [75]. Prizma ve ızgara ile uyarma yöntemleri ışığın daha büyük dalga vektörü değerlerine ulaşmasını sağlar. BSW'nin prizmaya dayalı yöntemi Kretschmann-Raether (K-R) ve Otto konfigürasyonu ile gerçekleştirilebilir. Bu çalışmada, yüzey modunu uyarmak için prizma tabanlı K-R konfigürasyonu kullanılmıştır.

## 4.2 Nano-Yarık İle Yüzey Bloch Dalga Biyosensör Tasarımı

Önerilen yapı iki dielektrik malzemenin (Si ve Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>) periyodik olarak diziliminden oluşmaktadır. Sayısal hesaplamalar yapılırken, Si ve Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>'ün kırılma indisleri, sırasıyla 3.5 ve 1.99 olarak alınmıştır. Tasarlanan yapının üç boyutlu şematik gösterimi Şekil 4.1'deki gibidir. Ayrıca, önemli tasarım parametreleri şematik üzerinde gösterilmiştir.

Dielektrik katmanların farklı çeşitlerde, kalınlıklarda veya sayılardaki doğru kombinasyonu ile BSW'nin optik özellikleri ayarlanabilir. Önerilen biyosensör yapısı, nano yarık katmanı da dahil olmak üzere 16 katmandan oluşmaktadır. Şekil 4.1'de gösterildiği gibi, Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> ve Si katmanlarının yükseklikleri sırasıyla *d*<sub>1</sub> ve *d*<sub>2</sub> ile gösterilmiş ve bu parametrelerin değerleri 0.64*a* ve 0.36*a* olarak alınmıştır. Burada *a* örgü sabitini temsil etmektedir ve değeri 1000 nm'dir. Yasaklı bant bölgesinde yüzey modunu elde etmek için, periyodik PC'nin yüzeyine yakın bir yere 0.53*a* kalınlığında bir yarık yerleştirerek ve en uçtaki Si katmanının kalınlığını 0.36*a*'dan 0.72*a*'ya yükselterek yüzeyde belirli bir kusur oluşturulmuştur. Katmanların sayısı ve yarık ve en üst Si katmanın kalınlıkları, yüksek açısal hassasiyet değerini elde etmek için optimize edilmiştir.

Rezonans yüzey modunu uyarmak için, çok katmanlı yapının altına, kırılma indisi 1.5 değerine sahip üçgen bir prizma yerleştirilmiştir. Rezonans açısının ortaya çıkarılması amacıyla, uygun dalga boyuna sahip ışık, tek boyutlu PC'ye prizma yoluyla gönderilmiştir.



Şekil 4.1: Tasarlanan BSW biyosensör yapısının şematik gösterimi. Tasarım parametrelerini göstermek için, noktalı dikdörtgen şeklindeki kısım ayrıntılı olarak sunulmuştur. Işık sensör yapısına prizma yardımı ile gönderilmiştir.

Bu çalışmada, prizmanın tasarlanan yapıya temas ettiği K-R konfigürasyonu kullanılmıştır. Şekil 4.1'de hava ile gösterilen bölgeler algılanmak istenen malzemenin enjekte edileceği alan olan algılama bölgesi olarak seçilmiştir. Tasarlanan biyosensörün çalışma prensibi gelen ışığın farklı açılarda prizmadan yapıya gönderilmesi ve algılama alanının kırılma indisi değişimine bağlı olarak yansıyan ışığın açısal spektrumunda meydana gelen kaymanın ölçülmesine dayanır. Yansıyan ışık, gelen ışık dalgasının açısına ( $\theta$ ) göre çizdirilerek, rezonans açı tespit edilir.

Önerilen yapının bant diyagramını çıkarmak için MPB programı yardımı ile Düzlem Dalga Açılımı (PWE) yöntemi kullanılmıştır [63]. TM (enine-manyetik) polarizasyon için, elde edilen bant yapısı Şekil 4.2'de gösterilmiştir.



Şekil 4.2: Tasarlanan biyosensör yapısının bant diyagramı. Renkli bölgeler bantları temsil ederken, beyaz kısımlar ise yasaklı bant aralığını göstermektedir. Üstte yer alan yasaklı bant bölgesindeki yüzey modu, çok katmanlı periyodik yapı üzerinde bozukluk oluşturarak elde edilmiştir. Yüzey modundaki siyah noktanın elektrik alan dağılımı ise grafiğin üst kısmında yer almaktadır.

Dispersiyon grafiğinde, renkli bölgeler bantları gösterirken beyaz kısımlar ise yasaklı bant aralığını göstermektedir. Yüzeye bir yarık eklenerek ve en üst Si tabakanın kalınlığının arttırılmasıyla, üstteki yasaklı bant bölgesinde koyu kırmızı çizgi ile gösterilen yüzey modu elde edilmiştir. Ek olarak, BSW'nin elektrik alanı dağılımı da aynı grafikte sunulmuştur. Alan profilinden görüldüğü üzere ışık tasarlanan yapının yüzeyine hapsolur ve algılama alanı olan çevre ile etkileşerek yüksek hassasiyet değerine ulaşılır.

Elektrik alan profilinin gösterilmesi amacıyla, Şekil 4.3 hazırlanmıştır. Şekil 4.3'te, H ve L sırasıyla yüksek ve düşük kırılma indisli malzemeleri temsil etmektedir. Ayrıca, hava ile gösterilen kısımlar algılanmak istenen malzemenin doldurulacağı alanı göstermektedir.

Çizdirilen alan profiline bakıldığında, elektrik alanının yapı yüzeyine iyi bir şekilde hapsolduğunu ve eğrinin kuyruk kısımlarının en üst Si katmanın hemen altını ve üstünü çevreleyen ortama doğru azalan bir şekilde uzandığını söyleyebiliriz.



Şekil 4.3: Yapının elektrik alan profili sunulmuştur. PC yüzeyinde oluşturulan bozukluk sayesinde biyosensörün yüzeyinde elektrik alan hapsolması başarılmıştır. Elektrik alan algılama alanına doğru taşarak hem yarık hem de Si katmanın üstündeki bölgeye enjekte edilecek malzeme ile etkileşir.

#### 4.3 Tasarlanan Yapının Zaman Düzleminde Analizi

Tasarlanan yapının algılama potansiyelini araştırmak amacıyla, numerik hesaplamalar için FDTD yöntemi kullanılmıştır [64]. BSW'yi uyarmak için, çok katmanlı yapının altına 1.5 kırılma indisine sahip bir prizma yerleştirilmiş ve 900 nm dalgaboyuna sahip ışık dalgası farklı açılarda yapıya gönderilmiştir. Yansıyan ışık ölçülmüş ve Şekil 4.4'teki gibi gelme açısına karşılık algılama alanının farklı kırılma indisi değerleri için yansıma eğrileri çizdirilmiştir.

Rezonans açıya sahip olan ışık dalgası yapıya geldiğinde, bu ışık yapı yüzeyine ulaşarak hapsolur ve yüzey boyunca ilerler. Bu nedenle rezonans açısında yansıyan ışık miktarı az olur. Algılama alanının kırılma indisi, 0.005 aralıklarla 1.31'den 1.36'ya değiştirilmiştir. Kırılma indisindeki bu değişim yansımanın minimum olduğu noktanın açısal pozisyonunda bir ötelemeye neden olmuştur. Kırılma indisi değeri arttırıldığında, minimum noktanın rezonans açısı da artmıştır. Ardışık noktalar arasındaki açı farkı  $\Delta\theta$  ile gösterilmiştir.



Şekil 4.4: Farklı kırılma indisi değerleri (1.31-1.36 arasında 0.005 aralıklarla) için gelme açısına karşılık yansıma grafiği.

Her bir kırılma indisi için rezonans açı değerinin çıkarılmasıyla, kırılma indisine karşılık gelme açısı, Şekil 4.5'teki gibi çizdirilmiştir. Tasarlanan biyosensörün açısal hassasiyetini hesaplamak için,  $S=\Delta\theta/\Delta n$  formülü kullanılmıştır. Maksimum açısal hassasiyet değeri 1.355 ve 1.360 kırılma indisleri arasında 258 °/RIU olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.5: Kırılma indisine karşılık gelme açısı. Maksimum hassasiyet 1.355 ile 1.360 arasında 258 °/RIU olarak hesaplanmıştır. Kırılma indisi değeri arttıkça rezonans açı değeri de artmaktadır.

Elde edilen hassasiyet değeri literatürdeki diğer çalışmalarda sunulan değerlerden çok daha yüksektir [10, 11]. Referans 10'da açısal hassasiyet 40.35 °/RIU olarak sunulmuşken, referans 11'de ise bu değer 128 °/RIU olarak bulunmuştur. Bu çalışmada ise 258 °/RIU olan maksimum hassasiyet değeri sırasıyla referans 10 ve referans 11'deki değerlerin altı ve iki katından daha fazladır.

BSW biyosensörünü gerçekleştirmek için, genliği azalan dalganın kuyruğunun daha uzun olması nedeniyle yüksek dereceli mod kullanılmıştır [76, 77]. Algılama bölgesine sızan sönümlenen dalga, malzeme ile etkileşime girer ve bu etkileşimin sonucu olarak yüksek hassasiyet değeri elde edilir.

Elektrik alan dağılımını göstermek için, algılama bölgesinin kırılma indisinin 1.34 olduğu durum için Şekil 4.6 hazırlanmıştır. Şekil 4.6'dan görüldüğü gibi, frekans düzlemindeki gibi elektrik alan yüzey kusuruna hapsolmuştur ve böylelikle her iki taraftaki ışık-madde etkileşimi sayesinde yüksek açısal hassasiyet değeri elde edilmiştir. Başka bir deyişle, genliği azalan elektrik alan çevre ortama, yani yarık ve üst Si tabakasının diğer tarafına nüfuz etmiştir.



Şekil 4.6: Algılama bölgesinin kırılma indisi 1.34'e eşit olduğu durum için elektrik alan dağılımı. Işığın yüzeye kuvvetli bir şekilde lokalize olduğu ve genliğinin de fotonik kristal yapı ve dış homojen ortama doğru azaldığı söylenebilir.

## 4.4 Sonuç

Sonuç olarak, dielektrik çok katmanlı yapının yüzeyine bir nano yarık eklenerek biyoalgılama amacıyla BSW elde edilmiştir. Frekans ve zaman alanı analizleri yapılmış ve elde edilen sonuçlar detaylı bir şekilde sunulmuştur. Ayrıca, yansıyan ışık algılama bölgesinin farklı kırılma indisi değerleri için ölçülmüş ve açısal spektrumda belirgin bir kayma gözlenmiştir.

Tek boyutlu fotonik kristalin yüzeyinde belirli bir bozukluk meydana getirilerek (yüzeydeki silikon katmanın kalınlığının artırılması ve yüzeye hava yarık eklenmesi) Bloch yüzey dalgası elde edilmiştir. Yüksek hassasiyet değeri elde edilmesi amacıyla, yarığın genişliği, üst Si tabakanın kalınlığı ve katman sayısı yeteri kadar optimize edilmiştir.

Prizma kullanılarak tasarlanan yapını alt kısmından farklı açılarda ışık dalgası yapıya gönderilmiş ve gelme açısına karşılık yansıma eğrileri çizdirilmiştir. Yansıma eğrilerine bakılarak yansımanın minimum olduğu noktalar yani rezonans açıların kayması izlenmiştir. Ek olarak, yüksek dereceli yüzey modu uyarılmış ve yapısal parametrelerin optimizasyonu ile, uzun kuyruğa sahip genliği azalan dalga malzeme ile etkileşime girerek 258 derece/RIU olan yüksek bir açısal hassasiyet değerine ulaşılmıştır. Sonuç olarak, tasarlanan yapı kompakt bir tasarıma ve hassas bir yapıya sahip olması nedeniyle biyosensör uygulamaları için iyi bir aday olabilir.

# 5. YÜKSEK KIRILMA İNDİSİ KONTRASTINA SAHİP ASİMETRİK IZGARALAR İLE BİYO-ALGILAMA

## 5.1 Giriş

Son zamanlarda optik biyosensörler yüksek seçicilik özellikleri nedeniyle çok az miktarda biyo-kimyasal numuneleri belirlemek için kimya, biyoloji ve mühendislik gibi çeşitli disiplinlerdeki araştırmacılar tarafından büyük ilgi toplamıştır [78]. Optik biyosensörler, spektral algılama [79-85], faz kayması algılama [85-90] ve genlik algılama yöntemleri [85, 91] gibi birçok farklı algılama mekanizmasına sahiptir. Spektral algılamada, algılama kriteri, rezonans frekans kayması ( $\Delta f$ ) veya rezonans dalga boyu kayması ( $\Delta \lambda$ ) miktarının kırılma indisi değişimine ( $\Delta n$ ) oranının ölçülmesine dayanır. Bu oran, tasarlanan sensörün performansını gözlemlemek ve ölçmek için faydalı bir kriterdir. Kılavuzlanmış modun spektral içeriğinde meydana gelen herhangi bir değişikliğin izlenmesi, spektral algılama için temel bir araç sağlar. Optik bir sensörün tasarımında genellikle dalga kılavuzu veya kavite modları tercih edilir. Buna ek olarak, Bloch yüzey modları da algılama işlemini gerçekleştirmek için kullanılabilir [17]. Fotonik yapıların dispersiyon düzenlemesine dayalı yavaş ışık konsepti, hassas ve kompakt biyokimyasal sensör tasarımı ile ilişkilendirilebilir.

Yukarıda sözü edilen diğer yöntem, malzemenin kırılma indisi değişimine karşılık kullanılan ışık dalgasının fazındaki değişikliklerin gözlenmesine dayanan faz kayması prosedürüdür. Ve son olarak listedeki son teknik ise genlik algılamasıdır. Bu yöntemde ışık dalgasının genliğindeki farklılıklar kırılma indisi değerlerinin değişimleriyle bağdaştırılabilir. Mevcut çalışmada ise asimetrik yüksek kırılma indisi kontrastlı ızgaralara dayanan etiketsiz bir biyosensör tasarlamak için spektral algılama mekanizması kullanılmıştır.

Asimetrik ızgaraların farklı konfigürasyonları, yaklaşık 500 nm/RIU hassasiyet değerine sahip optik algılama için plazmonik ızgaralar [92], asimetrik akustik ızgaralar kullanarak ses dalgasının asimetrik iletimi [93], lazer diyot için asimetrik ızgara kuplör

tasarımı [94], asimetrik dielektrik yüzey ızgaraları ile kızılötesi dalga boyunda dalga kılavuzu tasarımı [95] ve tek yönlü yüzey plazmon-polariton uyarımı için asimetrik metal ızgaralar [96] gibi çeşitli araştırma alanlarında birçok uygulamaya sahiptir. Bu çalışmaların çoğunda asimetrik ızgaraların oluşturulması için metaller kullanılmıştır. Bu çalışmada ise biyokimyasal uygulamalar için optik bir sensör tasarlamak amacıyla dielektrik yüksek kırılma indisi kontrast ızgaraları kullanılmıştır. Tasarlanan yapı yalnızca asimetrik dielektrik ızgaralardan oluşan ve herhangi bir soğurma kaybından bağımsız yeni bir çeşit biyosensör konfigürasyonudur.

Yüksek kontrastlı dielektrik ızgaralar geniş bant aralığında % 99'dan daha yüksek yansıtıcılığa sahip iyi yansıtıcılardır [97, 98]. Geniş bantlı reflektörler [98], dikey kaviteli yüzey ışıması yapan lazer aynalar [99] ve yüksek Q rezonatörler [98] dahil olmak üzere farklı amaçlar için yüksek kontrast ızgaralar kullanılmıştır. Literatürde mevcut olan önceki yaklaşımlara bakıldığında bilindiği kadarıyla hiçbir çalışma düzlem aydınlatma durumu altında biyo-algılama uygulaması için asimetrik dielektrik ızgaralar kullanmamıştır. Yüksek hassasiyette bir biyosensör elde etmek amacıyla çıkış spektrumunda keskin bir rezonans doruğuna sahip olmak için, mevcut çalışmada asimetrik profil tercih edilmiştir. Ayrıca, bu görevi kompakt bir fotonik yapıda basarmak da önemlidir. Bu nedenle, icinde kusur bulunan cok katmanlı dielektrik yapı yerine, dielektrik levha üzerinde ince ve düzensiz ızgara konfigürasyonu tercih edilmiştir. Son olarak, malzeme yerlerinde elektromanyetik alanın lokalizasyonu yoluyla, güçlü ve doğrudan ışık madde etkileşimi sağlanarak hassas algılama gerçekleşmesi beklenir. Önerilen tasarım aynı zamanda bu durumu da dikkate almaktadır. Ortasına bir kusur yerleştirilmiş tek boyutlu periyodik dielektrik çok katmanlı yapının kullanımı düsünülebilir. Fakat katmanların sayısı keskin bir rezonans doruğu elde etmek için yeterince büyük olmalıdır. Yüksek Q'lu kusur modu elde etmek için kusur bölgesini çevreleyen yüksek yansıtma katmanının kullanılması gerekmektedir. Bu durum, sensörün içine ve dışına ışığın bağlanmasının azalmasına neden olan hacimli yapılar gerektirir. Mevcut çalışmada ise sensörün uzunluğunun dalga boyunun yarısı uzunlukta olmasına rağmen, önerilen yapı keskin rezonans doruklarına sahiptir. Ayrıca genliği azalan dalga ile algılama yaklasımı yerine doğrudan alan-madde etkileşimine olanak verilmiştir.

Tasarlanan yapının performansını değerlendirmek için kısaca yayınlanmış çalışmalarla ilgili bazı karşılaştırmalar sunulmuştur. Referans 100'de, yarık dalga kılavuzu konfigürasyonu kullanılarak 490 nm/RIU ve referans 101'de gözenekli silikon halka rezonatörleri kullanılarak 380 nm/RIU hassasiyet değerleri elde edilmiştir. Mevcut çalışma 350 nm/RIU ve hatta 450 nm/RIU'ya kadar olan hassasiyet değerleri nedeniyle literatürle karşılaştırılabilir seviyededir. Bu çalışmaların mevcut çalışmaya kıyasla karşılaştırılabilir hassasiyetleri Referans 100 ve 101'de optik rezonatör yaklaşımından kaynaklanmaktadır. Yüksek Q değerine sahip rezonatörler genellikle malzemenin hassas şekilde algılanmasını sağlar.

## 5.2 Optik Asimetrik Izgara Biyosensörün Tasarımı

Tasarlanmış optik biyosensörün üç boyutlu şematik gösterimi, biyosensör konfigürasyonuna yönelik olası deney düzeneğini görselleştirmek için Şekil 5.1'de verilmiştir. Sensör platformu alttaş tarafından desteklenir. Asimetrik olarak yerleştirilmiş dikdörtgen ve kare biçimli delikler, dielektrik sabiti 12 olan bir malzeme ile çevrilidir. İnce bir hava yarık bölümü ile ayrılmış deliklerden oluşan iki kat vardır. Delikler ve hava yarık, analit için rezervuar olarak kullanılır. Hedeflenen malzeme, kırılma indisi algılama mekanizması için bu rezervuarlara enjekte edilir.



Şekil 5.1: Tasarlanan biyosensörün üç boyutlu şematik gösterimi

Gauss şekilli ışık dalgası şekilde gösterildiği gibi sensör boyunca *z* yönünde ilerler. İletilen dalganın analit ve yapı ile etkileşime girdikten sonra spektral içeriğini ölçmek için Şekil 5.1'de gösterildiği gibi biyosensörün arka tarafına dedektör yerleştirilmiştir. Algılama sistemi için oluşturulan deneysel düzenekte doğru dalga boyu aralığına sahip uygun bir lazer kullanıldığında sistemin uyarılması gerçekleştirilebilir. Kaynak ve optik sensör sistemi arasına bir koşutlayıcı mercek (içbükey mercek) yerleştirilir. İletilen ışığın saptanması işlemi bir optik spektrum analizörü ile gerçekleştirilebilir.

Analitin mikro-akışkan kanal (hava yarık) ve dikdörtgen deliklere giriş tüpü aracılığıyla verilmesi, algılanacak numunenin akışına imkan verebilir [102, 103]. Mikro-akışkan kanal yumuşak litografi ile gerçekleştirilebilir [104]. Asimetrik ızgara biyosensörünün ölçümü tepe dalga boyunun değişimini göstermek için de alınabilir. Sensörün üç boyutlu gösterimine ek olarak tasarlanan yapının boyutlarını net bir şekilde göstermek ve tanımlamak için yapının üstten görünümü Şekil 5.2'de sunulmuştur.



Şekil 5.2: Alt tabaka içermeyen kırılma indisi sensörünün üstten görünümü. Önerilen biyo-sensörün yapısal parametreleri şekilde gösterilmiştir.

Şekil 5.2'de belirtildiği gibi, sensörün uzunluğu (L) ve genişliği (w) sırasıyla 1.75a ve 12.5a'ya eşittir ve a 500 nm olarak seçilmiştir. Ayrıca algılama kanalının uzunluğu (d) ve genişliği sırasıyla 0.2a ve 12a'dır. Diğer önemli boyutlar da şekilde gösterilmiştir. Dikdörtgen deliklerin yerleri, boyutları ve hava yarığın genişliği birçok simülasyon sonucu elde edilmiş ve yapı yeterince optimize edilmiştir.

Sensörün karakterizasyonuna geçmeden önce böyle bir sensör konfigürasyonunun fabrikasyon sürecini anlatmak için Şekil 5.3 hazırlanmış ve aşamalar ilgili şekilde gösterilmiştir. Tasarlanan optik biyosensör fotolitografi teknikleriyle üretilebilir. Üretim işleminin ilk basamağı silikon malzemenin, sofistike polimerik bir madde olan ve genel olarak litografik uygulamalarda pozitif bir fotorezist olarak kullanılan PMMA (polimetil metakrilat) ile kaplanmasını içerir. Kaplama işleminden sonra, çözücüleri ve stresi gidermek için kaplanmış olan wafer 75 ila 100 °C'de pişirilebilir. Bu işleme fotorezist katmanının yapışkanlığını artıran yumuşak pişirme denir.



Şekil 5.3: Tasarlanmış optik biyosensörün üretim sürecinin şematik görünümü. (i) Fotorezist ile kaplama ve yumuşak pişirme, (ii) maske hizalama ve UV kürlemesi, (iii) maruz kalma, sert pişirme ve gelişim, (iv) argon plazma ile aşındırma, (v) oksijen plazma ile sıyırma.

Yumuşak pişirme işleminin ardından, diğer önemli adım maske hizalamadır. Elektron demet litografisi ile üretilen ve istenen desene sahip olan maske, görüntüyü fotorezist yüzeyine aktarmak için waferla hizalanır. Hizalamanın ardından, aydınlatmak ve pozitif-rezistin istenmeyen bölgelerini çıkarmak için UV ışığı kullanılabilir. UV ışığından kaynaklanan kimyasal değişimlerle, istenmeyen alanlar uygun bir çözelti ile yıkayıp temizlenebilir. Sensör desenini silikon wafera aktarmak için, Ar+ plazma aşındırma Silikon ile kimyasal reaksiyona girme kabiliyeti nedeniyle kullanılabilir. Bu işlemden sonra, fotorezist tabakasını çıkarmak için oksijen plazma aşındırma kullanılabilir. Kazınmış silikon tabakası oksijen plazmadan etkilenmez, bu nedenle bu teknik ile silikon tabakasına zarar vermeden fotorezist tabakadan kolaylıkla kurtulabilir. Tasarlanan yapının şematik gösterimi ve fabrikasyon süreci anlatıldıktan sonra, bir sonraki bölümde optik modellemeye dayanan önerilen sensör konfigürasyonunun karakterizasyonu sunulmuştur.

## 5.3 Optik Asimetrik Izgara Biyosensörün Karakterizasyonu

Öncelikle, tasarımın farklı geometrik parametrelerini değiştirirken sensörün performansını basit bir şekilde ölçmek için tasarlanan yapının iki boyutlu analizi önerilmiştir. İki boyutlu simülasyonlar daha hızlıdır ve sonuçlar üç boyutlu olanlara çok benzerdir. Bu nedenle, yapıyı optimize etmek ve parametreleri ayarlamak için iki boyutlu analiz tercih edilmiştir. İki boyutlu çalışmaya dayanan gözlemleri doğrulamak ve her bir bölümün sonlu kalınlıklarının olası etkilerini göz önüne almak için üç boyutlu simülasyonlar da gerçekleştirilmiştir. Zaman düzlemi analizi, tasarlanmış biyosensörün performansını değerlendirmek için FDTD metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir [105]. Sayısal hesaplamalarda, TE polarize (yani manyetik alan düzlem içinde diktir) ışık dalgası kullanılır ve uzaysal ayrıklaştırma  $\Delta x = \Delta z = a/40$ olarak seçilmiştir. Simülasyonlar, 0.10 adımlarla 1.0'dan 1.50'a değişen kırılma indisi değerleri için gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.4'te gösterilen optik sensörün iletim spektrumları, yapının merkezinde bulunan hava yarık ve dikdörtgen delikler farklı kırılma indislerine sahip malzemelerle doldurulduğunda elde edilmiştir. Şekil 5.4'ten görülebileceği gibi, eğriler kırılma indisi arttığında düşük frekanslara doğru kayar. İletim spektrumundaki tepe noktaları değil, iletimin minimum olduğu noktalar optik biyosensörün hassasiyet değerini ölçmek için seçilmiştir. Çünkü minimum noktalar kırılma indisi değişimlerine karşılık dalga boyu kayması miktarı açısından tepe noktalarından daha hassastır. Yarık bölgesi ve dikdörtgen deliklerin kırılma indisi değeri arttıkça izleme dalga boyunda yansıyan ışık azalır. Bu durum arka plan malzemesi ve düşük indisli bölge arasındaki kırılma indisi kontrastının azalması ile açıklanabilir. Daha düşük hassasiyete rağmen rezonansın tepe dalga boyunun değişiminin de izlenebileceğini söyleyebiliriz.



Şekil 5.4: Verilen kırılma indisi değerleri için normalize frekansa karşılık iletim grafiği.

Sensörün hassasiyet değerini hesaplamak için iletim eğrilerinden yararlanılarak Şekil 5.5 hazırlanmıştır.



Şekil 5.5: Kırılma indisi değişimine karşılık normalize edilmiş frekans ve dalga boyu. Çalışılan dalga boyu (1590-1700 nm) etrafında Si'nin kırılma indisinin küçük değişiminden dolayı yapılan analizlerde malzeme dispersiyonu ihmal edilmiştir [106]. İlgili dalga boyu aralığında bu küçük değişiklik cihazın algılama mekanizmasını önemli ölçüde etkilemez. Kırılma indisleri için oldukça geniş bir aralık taramamıza rağmen (1.0'dan 1.50'a), sensörün tüm bölgede çalışabileceğini iddia etmiyoruz. Bunun yerine sensörün hassasiyetini geniş kırılma indisi aralıkları altında araştırmak ve ortaya çıkarmak istiyoruz. Tasarlanan sensörün verimliliğini değerlendirmek için,  $\Delta\lambda/\Delta n$  (nm/RIU) değerini bir başarım ölçüsü olarak tanımladık. Burada  $\Delta\lambda$  ve  $\Delta n$ sırasıyla dalga boyu ve kırılma indisindeki değişimi göstermektedir.

Şekil 5.5 kırılma indisi ve normalize edilmiş frekans arasında geniş bir aralıkta doğrusal bir ilişki olduğunu göstermektedir. Bölgenin parçalara bölünmesi, her aralık için farklı başarım ölçülerinin elde edilmesine izin verir ve en yüksek hassasiyet 1.30 ila 1.40 kırılma indisleri arasında 450 nm/RIU olarak hesaplanmıştır. Tasarlanan yapının önemli bir özelliği, çoğu maddenin kırılma indislerinin, önerilen sensörün en yüksek hassasiyetle çalıştığı 1.30 ve 1.40 aralığında olmasıdır. Hassasiyet analizine ek olarak tasarlanan yapı boyunca yayılan ışığın manyetik alan dağılımını göstermek için Şekil 5.6 hazırlanmıştır.



Şekil 5.6: Tasarlanan yapı boyunca ışığın ilerlemesinin zaman düzlemi anlık görüntüsüdür. Kaynak yapının önünde yer almaktadır.

Sensörün uyarılması için merkez frekansı  $a/\lambda = 0.30$  olan dar bantlı Gauss kaynağı kullanılmıştır. Gelen ışığının akışkan kanalındaki güçlü lokalizasyonu şekilden kolayca görülebilir. Bu lokalize ışık doğrudan yarık bölgesine enjekte edilen malzeme ile etkileşime girer. Sonuç olarak, doğrudan alan-madde etkileşimi çok kompakt bir konfigürasyona sahip olan önerilen sensör yapısını hassas hale getirir.

## 5.4 Tasarlanan Yapının Üç Boyutlu Analizi

Önerilen yapının optik algılama davranışını daha iyi incelemek için üç boyutlu hesaplamalar da yapılmıştır. Tasarlanan yapının *y*-yönünde boyutu makul bir değer olarak 2.5*a*'ya sabitlenmiş ve diğer parametreler değiştirilmemiştir. Alttaş olarak 5*a* yüksekliğinde ve ilgili frekansta 1.46 kırılma indisi değerinde SiO<sub>2</sub> (silikon dioksit) kullanılmıştır. Üç boyutlu zaman alanı hesaplamaları kullanılarak, Şekil 5.7 (a)'da gösterildiği gibi iletim grafiği elde edilmiştir.

İdeal iki boyutlu analize göre dielektrik malzeme miktarındaki azalma nedeniyle, çarpı işaretli yansıma noktaları daha yüksek frekans değerlerine doğru kaymıştır. Ancak üç boyutlu analizede elde edilen iletim profili önceki duruma çok benzemektedir.

İletim grafiğine ek olarak, eğrinin eğimine bakarak sensörün hassasiyetini hesaplamak için kırılma indisi değişimine karşılık normalize frekans eğrisi Şekil 5.7 (b)'de sunulmuştur. Elde edilen şekile göre, maksimum hassasiyet 1.20 ve 1.30 kırılma indisi değerleri arasında 380 nm/RIU olarak elde edilmiştir.



Şekil 5.7: (a) Normalize frekansa karşılık iletim grafiği. (b) Kırılma indisine karşılık frekans ve dalga boyu grafiği. Kırılma indisi değeri arttıkça normalize frekans değerleri azalırken, dalgaboyu değerleri ise artmaktadır.

Elde edilen hassasiyet değeri, daha önce açıklandığı gibi iki boyutlu gerçekleştirilen uygulamadan daha küçüktür. Üç boyutlu FDTD yaklaşımı ışığın düzlem dışı doğrultuda sınırlı bir sensör boyutu ile etkileşimini dikkate alır. Sonuç olarak, bu bölümdeki bulguların daha gerçekçi ve gerçek uygulama senaryosuna daha yakın olduğu söylenebilir.

## 5.5 Tartışma

Biyo-algılama yaklaşımlarında, sensör konfigürasyonları birçok alanda yaygın kullanım için bazı özelliklere sahip olmalıdır. Bu özelliklerden biri etiketsiz algılama

özelliğine sahip olmasıdır. Etiketsiz tanıma, hedeflenen malzemelerin etiketlenmeden veya değiştirilmeden algılanması anlamına gelir. Bu özellik bu tür sensörleri orijinal biyomolekül formlarının muhafaza edilmesi nedeniyle bazı biyo-algılama uvgulamaları için çok çekici kılar. Bu çalışmada asimetrik yüksek kontrast dielektrik ızgara biyosensörünün algılama prensibi etiketsiz tanımlamaya dayanmaktadır. Analit, yapının ortasındaki bir hava yarık ve dikdörtgen delikler olan algılama penceresine enjekte edilir ve bu algılama alanları küçük hacimlidir. Bu nedenle, algılama işlemini gerçekleştirmek için az miktarda hedeflenmiş malzeme gerekir. Mevcut çalışma analitin varlığını ve kırılma indisi değerini algılayabilse de, algılanan materyalin türünü belirleyemez. Başka bir deyişle, aynı kırılma indisi değerine sahip iki madde olduğunu varsayarsak, önerilen sensör tasarımını kullanarak bunları ayırt etmek mümkün değildir. Dahası, ortadaki hava yarık kısmı, belirli tipteki analitleri taşımak için mikro-akışkan bir kanal olarak kullanılabilir. Spektral algılama dışındaki farklı algılama senaryoları arasında, yapının iç veya dış katmanını işlevselleştirmek de seçici algılamaya yol açabilir. Bu sensör konfigürasyonunun değiştirilmiş versiyonu ayrıca bir optik filtre veya bir dalga kılavuzu tasarlamak için özelleştirilebilir. Tüm bu hususlar mevcut çalışmanın dışında tutulur ve gelecekte sürdürülebilir. Ayrıca önerilen biyosensör düşük hacimli ve kompakt bir yapıya sahiptir. Bu durum tasarlanan sensörü çip üstü laboratuarda başlıca uygulamaların bir parçası haline getirebilir [103, 107].

Ek olarak, hassasiyet herhangi bir biyosensörün performansını değerlendirmek için kritik parametrelerden biridir. Hassasiyet değeri yüksek olduğunda, daha doğru sonuçlar elde edilir. Tasarlanmış optik biyosensör, literatürle karşılaştırıldığında oldukça yüksek bir 450 nm/RIU hassasiyet değerine sahiptir. Bu hassasiyet değeri, hava dikdörtgen veya kare şeklindeki deliklerin boyutlarını değiştirerek veya *z* yönünde sıra sayısını artırarak arttırılabilir. Ayrıca, önerilen optik biyosensör, bazı biyomedikal uygulamalarda biyomoleküllerin hızlı teşhisi için önemli olabilecek basit ve hızlı uyarma ve tespit mekanizmasına sahiptir.

Önerilen yapının imalat işleminde, özellikle dikdörtgen hava deliklerinin keskin köşelerinde pürüzlülük gibi bazı sorunlar meydana gelebilmektedir. Bu kusurların cihazın hassasiyeti üzerindeki etkilerini araştırmak için hava deliklerin köşeleri 0.15*a* yarıçapı ile yuvarlanmıştır ve yeni yapı Şekil 5.8 (a)'da gösterilmiştir. Bu modifiye

edilmiş yapı kullanılarak, yeni normalize edilmiş frekansa karşı kırılma indisi grafiği, karşılaştırılacak ideal durum ile birlikte Şekil 5.8 (b)'de sunulmuştur. Şekil 5.8 (b)'den görülebileceği gibi, her iki çizginin eğimleri neredeyse eşittir. Dolayısıyla, yapıya tanımlanan kusurlar hassasiyet değerini değiştirmez, ancak frekans değerleri aşağı doğru kayar. Bu değişim de beklenen bir durumdur çünkü dielektrik maddenin artan miktarı, rezonans modlarının orijinallerinden daha düşük frekans değerlerinde görünmesine neden olur.



Şekil 5.8: (a) Yapının olası imalat kusurları ile gösterilmesi. Dikdörtgen hava deliklerinin köşeleri 0.15*a* yarıçapı ile yuvarlanmıştır. (b) İdeal ve yeni durumların hassasiyet sonuçları arasındaki karşılaştırma.

Ayrıca, çoğu gazlar havaya kıyasla çok düşük kırılma indislerine sahiptir ve su bazlı sıvıların çoğunun da kırılma indisleri yaklaşık 1.33'tür. Önerilen sensörün bu tür maddeleri algılamasına karar verilirse, mevcut başarım ölçüsü 450 nm/RIU civarındadır.

Örgü sabiti *a*'yı değiştirerek tasarlanan yapının boyutunu ölçeklendirebiliriz. Yani çalışma düzenini değiştirebiliriz. Sonuç olarak, daha geniş veya daha küçük versiyonlara sahip aynı yapı geniş bant ışık kaynakları ve dedektörler kullanılarak farklı malzemeleri aynı anda algılamak için ayarlanabilir. Ayrıca kusur kanalının etrafına ilave asimetrik ızgara katmanları eklenmesi durumunda raporlanan hassasiyet değerinin daha da artması beklenir.

#### 5.6 Sonuçlar

Asimetrik yüksek kırılma indisi kontrastlı dielektrik ızgaralar, ilk kez biyo-algılama uygulamaları için önerilmiştir. Tasarlanan yapının iki ve üç boyutlu zaman düzlemi analizleri sunulmuştur. Yapının kompakt ve hassas doğası incelenmiştir. Hesaplanan hassasiyet değerinin 450 nm/RIU civarında olduğu bulunmuştur. Önerilen sensör konfigürasyonunun, kompakt konfigürasyon kullanarak ve doğrudan alan-malzeme etkileşimi sağlayarak, etiketsiz biyokimyasal algılamada alternatif bir yaklaşım olma potansiyeline sahip olduğu gösterilmiştir.
# 6. İKİ BOYUTLU FOTONİK KUAZİ KRİSTALLER İLE SENSÖR TASARIMI

### 6.1 Giriş

Fotonik kristaller elektromanyetik dalganın iyi belirlenmiş bir frekans aralığında ilerlemesini engelleyebilen fotonik bant aralığı özelliği gösteren periyodik dielektrik yapılardır. Homojen dielektrik malzemenin yapay olarak periyodik ve yüksek kırılma indisi kontrastlı bir ortama dönüştürülmesi boşluklarla ayrılmış enerji bantlarına ve farklı eğimli enerji eğrilerine neden olur. Elektron akışının manipülasyonunun periyodik potansiyel fonksiyonun varlığı ile oluşturulan enerji seviyelerine kuvvetli bir şekilde bağlı olduğu yarı iletken alanında güçlü bir analoji vardır [29]. Fotonik kristal yapılar etkileyici optik özelliklerinden dolayı çeşitli amaçlar için araştırılır. Dalga kılavuzu [108-112], ışık lokalizasyonu, yavaş ışık [113-116], biyo-algılama [17, 20, 117] ve lazer uygulaması [118, 119] gibi optik uygulamalardan bazıları fotonik kristallerin farklı yönlerden düzenlenmesi ile başarılabilir.

Fotonik kristaller, dönme ve öteleme simetrilerine sahip olmaları sayesinde fotonların hareketini kontrol etmek için mükemmel fırsatlar sunar. Dönme simetrisi korunurken öteleme simetrisi azaltılarak periyodik yapılar ile rastgele olanlar arasındaki geçiş bölgesini kapsayan kuazi kristaller ortaya çıkar. Kuazi kristallerle ilgili bir çalışmada bu yapıların optik iletim ve yansıma, ışık taşıma, plazmonik ve lazer etkisi gibi uygulamalardaki potansiyelleri vurgulanmaktadır [120]. Kuazi kristaller periyodik yapılarla karşılaştırıldığında benzersiz optik özelliklere sahiptir [120].

Fotonik kuazi kristaller 5 kat, 8 kat, 10 kat ve 12 kat gibi birçok farklı dönme simetrisine sahip olabilen aperiodik dielektrik nanoyapılardır. Bu yapılar fotonik aygıtların tasarımı amacıyla giderek daha fazla araştırılmaktadır [120]. Fotonik kuazi kristaller ile ilgili pek çok çalışma vardır [121-127]. Örnek olarak iki boyutlu fotonik kuazi kristalleri kullanarak mikrokavite tasarlamak verilebilir [122]. Başka bir çalışma ise çeşitli doldurma faktörleri, dielektrik sabitleri ve ilerleme açılarıyla 8 kat kuazi

kristallerin yasaklı bant özellikleri hakkındadır [123]. Bu çalışmaların çoğunluğu bir ya da iki boyutlu durumda fotonik kuazi kristallerin yasaklı bant özelliklerini araştırmıştır. Dereceli indis kavramı fotonik kristallerde uygulanabilir [128]. Yüksek simetrik periyodik dielektrik yapılar yerine, GRIN ortamı kuazi-kristaller kullanılarak tasarlanabilir [129]. Kuazi kristal yapılar fabrikasyon için karmaşık yapılar olmasına rağmen, son zamanlarda yapılan bir çalışmada, mikrometre altı ölçeklerde iki ve üç boyutlu yapılar için bazı fabrikasyon teknikleri gösterilmiştir [130].

Bu çalışmada, fotonik kuazi kristallerin sensör tasarımı amacıyla araştırılmasına odaklanılmıştır. Tasarlanan kristal yapı, 8-kat dönme simetrisine sahip Amman-Beenker sekizgen parça geometrisi olarak bilinmektedir [131]. Tasarlanan kuazi kristal yapı dielektrik arka plan üzerine hava boşlukların dağılımından oluşmaktadır.

# 6.2 Kuazi-Kristal Dalga Kılavuzu Kullanarak Sensör Tasarımı

Fotonik kuazi kristal yapılar yukarıda belirtildiği gibi 5 kat, 8 kat, 10 kat ve 12 kat olan farklı örgü simetri tiplerine sahiptir. Bu çalışmada, fotonik kuazi kristal dalga kılavuzu tasarlamak için sekizgen simetriye sahip yapı seçilmiştir.

Tasarlanan dalga kılavuzu yapısının gösterilmesinden önce, dielektrik ortam üzerine 0.30*a* (*a* burada kare ve eşkenar dörtgenin uzunluğunu göstermektedir) yarıçaplı hava boşluklardan oluşan 8-kat kuazi yapı Şekil 6.1'de verilmiştir. Yapının dielektrik kısmının kırılma indisi 3.46'dır ve *a* parametresi, haberleşme frekansı aralığını sağlamak için 500 nm'ye ayarlanmıştır. 8 kat simetriye sahip olmak için hava boşluklar Şekil 6.1'deki kesikli kırmızı dikdörtgen içinde gösterildiği gibi kare ve eşkenar dörtgen şekiller olarak sıralanır.

Dalga kılavuzunu elde etmek için, Şekil 6.1'deki kuazi yapının ortasındaki sıranın *x*ekseni boyunca deliklerin yarıçapı 0.30*a*'dan 0.40*a*'ya çıkarılmıştır. Orta sıradaki hava boşlukların yarıçapları dışında, yapının diğer tasarım parametreleri, Şekil 6.1'dekiyle aynıdır.



Şekil 6.1: Kare ve eşkenar dörtgen geometriye dayanan 8 katlı fotonik kuazi kristal yapının şematik gösterimi. Tasarlanan yapı, kırılma indisi 3.46 olan dielektrik arka plan ve hava deliklerden oluşmaktadır. Hava deliklerin yarıçapı ve örgü sabiti sırasıyla r ve a olarak gösterilmiştir. Deliklerin yarıçapı, 0.30a'dır ve a burada 500 nm'ye eşittir. Kaynak ve dedektör, kesikli çizgiyle gösterilmiş ve sırasıyla K ve D olarak gösterilmiştir.

Elde edilen dalga kılavuzu yapısı Şekil 6.2'de gösterilmiştir. Burada yeşil renk ile boyalı delikler algılama bölgesi olarak tanımlanmış ve yapılan hesaplamalarda bu deliklerin kırılma indisi değiştirilmiştir.



Şekil 6.2: Merkezinde dalga kılavuzu oluşturulmuş sekizgen fotonik kuazi kristal yapı. Yeşil renk ile boyanmış hava delikler algılama alanı olarak tanımlanmış ve bu deliklerin kırılma indisi değiştirilmiştir.

Tasarlanan kuazi kristal yapının görseli sunulduktan sonra bir sonraki bölümde ise yapının sensör uygulamaları açısından performansının değerlendirilmesi için zaman düzlemi analizi anlatılmıştır.

#### 6.3 Tasarlanan Kuazi Kristal Dalga Kılavuzu Yapısının Zaman Düzlemi Analizi

8 kat fotonik kuazi kristal ve modifiye edilen yapı için zaman düzlemi analizleri FDTD metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir [105]. Hesaplama penceresi  $\Delta x=\Delta y=a/30$ ızgaralar ile ayrıştırılmış ve sınırlardaki yansımaları önlemek için kusursuz eşleşmiş katmanlarla (PML) çevrilidir. Tasarlanan yapı, TE (enine elektrik) polarize ışık dalgasıyla uyarılır. İletim spektrumu, ilerleme yönü boyunca tasarlanan yapının yasaklı bant bölgesini bulmak için hesaplanır.

Fotonik kuazi kristal yapılarda birim veya süper hücrenin yokluğundan dolayı bant boşluklarını ortaya çıkarmak için düzlem dalga açılımı yönteminin kullanımı basit değildir. Bu nedenle, yasaklı bant bölgesi ve dalga kılavuzu modunu elde etmek için geniş bantlı bir Gauss kaynağı ve bir detektör Şekil 6.1 ve Şekil 6.2'de kesikli sarı çizgilerle gösterildiği gibi yerleştirilmiştir. Şekillerdeki K kaynağı temsil ederken, D ise detektörü göstermektedir.

Yapının orijinal hali ve orta sıra modifiye edilmiş (deliklerin yarıçapının 0.40*a* olduğu durum) halinin iletim spektrumu, Şekil 6.3'te gösterildiği gibi elde edilmiştir ve sırasıyla pembe ve mavi çizgilerle temsil edilmiştir. 8 katlı kuazi kristal için bazı frekans aralıklarında yani Şekil 6.3'te renklendirilmiş olan yasaklı bant bölgelerinde ışık dalgası yapı içinde ilerleyemez ve iletim çok düşük hale gelir.

Ayrıca, 8 katlı kuazi kristal dalga kılavuzu yapısının yasaklı bant bölgesinde dört tane rezonans modu vardır. Bu modlar düşük rezonans frekansından başlayarak sırasıyla a, b, c ve d harfleriyle gösterilmiştir. Bu modların yasaklı bant aralığında oluşmasının nedeni yapının orta sırasında *x*-ekseni boyunca kusur tanımlanmış olmasıdır. Elde edilen dalga kılavuzu modları sensör uygulamaları açısından incelenmiştir.



Şekil 6.3: Sekiz kat fotonik kuazi kristal ve yapı ortasında kusur bulunan kuazi kristal için normalize frekansa karşılık iletim eğrileri. Dalga kılavuzu modları a, b, c ve d harfleriyle gösterilmiştir.

Rezonans dalga kılavuzu modunun zaman düzlemi anlık görüntüleri, a modu için  $a/\lambda=0.2236$  normalize frekans değerinde ışığın oluşturulan dalga kılavuzunda ilerlemesini göstermek üzere farklı zaman örnekleri ( $t_1 < t_2 < t_3$ ) için Şekil 6.4'te sunulmuştur.



Şekil 6.4: Farklı zaman dilimleri ( $t_1 < t_2 < t_3$ ) için zaman düzlemi anlık görüntüleri.

Şekilden de anlaşılacağı gibi, manyetik alan önerilen yapının orta kısmında belirli bölgelere (daire şeklinde olan delikler) daha çok lokalize olarak ilerlemektedir. Işığın hapsolduğu bu bölgeler sensör uygulaması için algılama alanı olarak tanımlanmıştır. Bunun sebebi ise yayılan ışık dalgasının bu bölgeye enjekte edilecek malzeme ile etkileşime girmesi ve bu etkileşim sayesinde yüksek hassasiyet değeri elde edilebilmesidir. Kuazi kristalin aperiodik yapısı algılama alanı tanımlarken ışığın hapsolduğu bölgeler açısından daha fazla esneklik sağlamaktadır. Yapılan analizler, kuazi kristal dalga kılavuzu yapısının sensör uygulamaları için bir potansiyeli olduğunu göstermektedir.

Dalga kılavuzu modlarını ve algılama alanını belirledikten sonra yapının performansının açığa çıkarılması için modifiye edilmiş yapının girişinden a moduna karşılık gelen frekans aralığında Gauss profiline sahip ışık dalgası yapıya gönderilmiştir. Daha sonra algılama alanının kırılma indisi değiştirilerek yapı çıkışından ölçüm yapılmış ve elde edilen normalize iletim eğrileri Şekil 6.5'teki gibi çizdirilmiştir. Kırılma indisi değeri arttıkça tepe noktaların frekansı daha küçük değerlere doğru kaymaktadır.



Şekil 6.5: Algılama alanının farklı kırılma indisi değerleri için normalize frekansa karşılık normalize iletim grafiği.

Farklı kırılma indisi değerleri (1.0'dan 1.15'e 0.025 aralıklarla değişen) için iletimin maksimum olduğu tepe noktalarının rezonans frekans değeri kırılma indisine göre çizdirildiğinde Şekil 6.6'daki grafik elde edilir. Elde edilen eğrinin lineer olduğu görülmektedir. Frekans-kırılma indisi eğrisinin eğimi hassasiyet değerini vermektedir.  $\Delta\lambda/\Delta n$  formülünden hassasiyet değeri 81 nm/RIU olarak elde edilmiştir.



Şekil 6.6: Kırılma indisi değerlerine karşılık normalize frekans eğrisi. Kırılma indisi değerleri 1.0'dan 1.15'e kadar 0.025 aralıklarla değiştirilmiştir.

Yapı ortasına dalga kılavuzu oluşturarak elde edilen diğer modlar için de karşılık gelen frekans değerinde ışık yapıya gönderilerek farklı kırılma indisi değerleri için ölçüm yapılmış ve elde edilen hassasiyet değerleri Çizelge 6.1'de sıralanmıştır. Ayrıca her bir dalga kılavuzu modu için rezonans frekansları da çizelgede sunulmuştur.

Modlar	Normalize Frekans(a/λ)	Hassasiyet(nm/RIU)
а	0.2236	81
b	0.2306	49
с	0.2948	52
d	0.2986	45

Çizelge 6.1: a, b, c ve d modları için rezonans normalize frekansları ve hassasiyet değerleri.

Elde edilen modların hassasiyet değerlerine bakıldığında a modunun diğerlerinden daha yüksek bir değere sahip olduğu, en düşük değerin ise d modunda elde edildiği görülmektedir.

#### 6.4 Kuazi Kristal Sensör Tasarımı

Bu bölümde ise 8 kat simetriye sahip kuazi kristal yapıda herhangi bir kusur oluşturmadan hava boşlukların yarıçapı 0.32a seçilmiş ve Şekil 6.7'de yer alan iletim grafiği çizdirilmiştir. Yapıda kusur tanımlanmadığı için yasaklı bant bölgesinde herhangi bir mod belirmemiştir. Burada yapıda dalga kılavuzu oluşturmak yerine iletimin yüksek olduğu frekanslara sahip ışık dalgası yapıya gönderilerek yapı boyunca ilerler ve bu ilerleme sırasında ışığın hangi bölgelere lokalize olduğu gözlemlenir. Çalışılan normalize frekans değerleri ( $a/\lambda=0.17$ ,  $a/\lambda=0.18$ ,  $a/\lambda=0.20$ ,  $a/\lambda=0.21$  ve  $a/\lambda=0.22$ ) iletim grafiği üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 6.7: Kuazi kristali oluşturan hava deliklerin yarıçap değeri r=0.32a için iletim grafiği.

İletimin yüksek olduğu normalize frekanslara sahip ışık dalgası yapıya gönderildiğinde, ışığın kuazi kristal yapı boyunca ilerlemesi Şekil 6.8'de gösterilmiştir. Frekans değeri değiştikçe ışığın lokalize olduğu konumlar da değişmektedir. Işığın hapsolduğu konumlara göre algılama alanı seçilerek bu bölgenin kırılma indisi değiştirilmiş ve yapı sonundan ölçüm yapılarak hassasiyet hesaplaması yapılmıştır. Normalize frekans değerinin 0.17, 0.18, 0.20 ve 0.21 olduğu durumlarda manyetik alan dağılımları Şekil 6.8'de verilmiştir.



Şekil 6.8: Farklı normalize frekans değerleri ( $a/\lambda=0.17$ ,  $a/\lambda=0.18$ ,  $a/\lambda=0.20$  ve  $a/\lambda=0.21$ ) için ışık dalgasının kuazi kristal yapıda ilerlemesi.

En yüksek hassasiyet değeri  $a/\lambda=0.22$  için elde edildiğinden, bu normalize frekans için diğerlerine göre daha ayrıntılı sonuçlar sunulmuştur.  $a/\lambda=0.22$  için manyetik alan dağılımı Şekil 6.9 (a)'daki gibidir. Burada ışık özellikle deliklerin halka oluşturduğu kısımlara lokalize olmuştur. Bu nedenle kırılma indisi değişecek olan bölgeler de buna göre seçilerek Şekil 6.9 (b)'de gösterilmiş ve gri renge boyanmıştır. Algılanmak istenen malzemenin bu deliklere enjekte edileceği düşünülerek bu kısımların kırılma indisi değiştirilerek analizler yapılmıştır. Farklı kırılma indisi değerleri için yapı sonundan ölçüm alınarak elde edilen iletim eğrileri Şekil 6.9 (c)'de sunulmuştur. Kırılma indisi 1.0'dan 1.3'e 0.05 aralıklarla değiştirilmiştir. Kırılma indisi değişimine göre iletim eğrilerinin tepe noktalarının normalize frekans değerleri Şekil 6.9 (d)'de verilmiştir. Çizdirilen eğri kullanılarak hassasiyet hesaplaması yapıldığında, maksimum hassasiyet değeri 1.25 ve 1.30 kırılma indisi değerleri arasında 105 nm/RIU olarak elde edilmiştir.



Şekil 6.9: (a) Normalize frekans 0.22'ye eşit olduğu durum için manyetik alan dağılımı. (b) Sekiz kat kuazi kristal yapısı. Algılama alanını temsil eden delikler gri renge boyanmıştır. (c) Normalize frekansa karşılık normalize iletim grafiği. (d) Kırılma indisine karşılık frekans eğrisi. Kırılma indisi değerleri 1.0'dan 1.3'e 0.05 aralıklarla değiştirilmiştir.

#### 6.5 Sonuçlar

Fotonik kuazi kristaller olarak bilinen aperiyodik dielektrik yapılar benzersiz optik özellikleri nedeniyle büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmada, sekiz kat fotonik kuazi kristal yapı sensör uygulaması açısından incelenmiştir. Sekiz kat kuazi kristal yapıda dalga kılavuzu oluşturarak ve bozukluk oluşturmadan alan dağılımına bakarak algılama bölgesi belirleyerek yüksek hassasiyet değerli sensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Kuazi kristal kullanılarak elde edilen maksimum hassasiyet değeri yaklaşık 105 nm/RIU'dur. Yapılan analizler fotonik kuazi kristalin, yapıda dalga kılavuzu oluşturarak veya herhangi bir bozukluk meydana getirmeden frekans ve algılama alanının seçilmesiyle sensör uygulamaları için kullanılabileceğini göstermektedir.





# 7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tezde biyo-algılama işleminin gerçekleştirilmesi amacıyla çeşitli fotonik yapılar tasarlanmıştır. Genel olarak kırılma indisi değişimine bağlı olarak rezonans dalgaboyu ve açısında meydana gelen değişim izlenerek tasarlanan yapıların performansı açığa çıkarılmıştır. Tasarlanan biyosensörler etiketsiz algılama yöntemine göre algılama işlemini gerçekleştirmektedir. Önerilen yapıların tasarım parametreleri ayrıntılı bir şekilde verilmiştir. Ayrıca tasarlanan sensör yapılarının nümerik analizleri gerçekleştirilerek elde edilen sonuçlar sunulmuştur. Biyosensör amacıyla, tek ve iki boyutlu fotonik kristallerin yüzey modu, asimetrik yüksek kırılma indisi kontrastına sahip dielektrik ızgaralar ve fotonik kuazi kristal yapılar tasarlanmış ve araştırılmıştır. Oluşturulan sensör yapılarının hassasiyet değerleri hesaplanmıştır.

Bu tez kapsamında ilk olarak düşük simetrili fotonik kristallerin yüzey modu kullanılarak sensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Dielektrik ortam üzerine hava boşlukların üçgen örgü dağılımına sahip fotonik kristalin birim hücre boyutunda dönme simetrisi bozularak düşük simetri elde edilmiştir. Yapının biyo-algılama açısından performansının değerlendirilmesi için hem frekans düzleminde hem de zaman düzleminde üç boyutlu analizi yapılmıştır. Yasaklı bant bölgesinde yüzey modunu elde etmek için yüzeydeki küçük deliklerin açısı değiştirilmiş ve yüzeye hava yarık eklenmiştir.

Yüzeyde bulunan küçük deliklerin *x*-ekseni ile yaptığı açı değiştirilerek yüzey moduna olan etkisi incelenmiştir. Sadece açısal yer değiştirme ile yüzey modunun frekansının değiştirilebildiği gözlemlenmiştir. Yüzey modunun sahip olduğu dalgaboyunda ışık dalgası yapıya gönderilerek manyetik alan dağılımı incelenmiş ve ışığın kuvvetli bir şekilde yüzeye hapsolduğu görülmüştür. Yüzey kusuruna lokalize olan ışık malzeme ile güçlü bir etkileşime girer.

Yüzeydeki büyük ve küçük hava boşluklar ile yarık algılama alanı olarak seçilerek bu bölgenin kırılma indisi değiştirilmiş ve yapı çıkışından ölçüm yapılarak dalgaboyu kayması izlenmiştir. Ayrıca küçük deliklerin farklı açı değerleri ve yüzeydeki yarığın farklı genişlikleri için hassasiyet değerleri çıkartılarak hassasiyet haritası oluşturulmuştur. Işığın yüzeye kuvvetli bir şekilde lokalize olması sayesinde güçlü ışık-madde etkileşimi sağlanmış ve yüksek hassasiyet değerlerine ulaşılmıştır. Küçük kırılma indisi değerleri için maksimum hassasiyet değeri 2100 nm/RIU olarak elde edilmiştir.

Ayrıca yapının daha yüksek kırılma indislerinde algılama işlemini gerçekleştirmesi için düşük simetrili yapı modifiye edilmiştir. Yapının yüzeyindeki boşlukların yanına iki ve üç tane küçük delik eklendiği durumlara bakılmıştır. Yüzeyde iki tane küçük delik bulunduğu durum için kırılma indisleri değiştirilerek dalgaboyundaki değişim izlenmiştir. Biyolojik malzemelerin algılanması için güncellenen yeni yapının hassasiyet değeri 400 nm/RIU olarak hesaplanmıştır. Elde edilen hassasiyet değerlerine bakıldığında tasarlanan yapının biyo-algılama platformu için bir alternatif olduğu söylenebilir.

Tez kapsamında yapılan diğer çalışmada tek boyutlu fotonik kristalin Bloch yüzey dalgaları kullanılarak biyosensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Burada iki tane dielektrik malzemenin (Si ve Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>) periyodik olarak diziliminden oluşan çok katmanlı yapı kullanılmıştır. Tasarlanan yapının yüzey dalgasını desteklemesi için yapı yüzeyine nano-yarık yerleştirilmiş ve en üst Si katmanın kalınlığı artırılmıştır. Önerilen sensör yapısının tasarım parametreleri yüksek hassasiyet değeri elde edilmesi amacıyla optimize edilmiştir. Yapı yüzeyindeki yarık da dahil olmak üzere tasarlanan yapı toplamda 16 katmandan oluşmaktadır.

Tasarlanan yapının zaman ve frekans düzlemi analizleri gerçekleştirilmiştir. Yasaklı bant bölgesinde yüksek dereceli mod elde edilerek bu mod prizma yardımıyla uyarılmış ve yüksek hassasiyet değeri elde edilmiştir. Gerçekleştirilen tasarımda yüzeydeki yarık ve üst silikon katmanın etrafı algılama alanı olarak seçilmiştir. Diğer tasarımdan farklı olarak burada dalga boyundaki değişim yerine rezonans açısındaki kayma gözlemlenmiştir.

Tasarlanan yapının alt kısmından prizma yardımıyla farklı açılara sahip uygun dalga boyundaki ışık dalgası yapıya gönderilmiş ve gelme açısına karşılık yansıma grafiği elde edilerek rezonans açı bulunmuştur. Algılama alanının kırılma indisi değiştirildiğinde rezonans açı da değişmiştir. Kırılma indisi değişimine karşılık rezonans açı grafiği çizdirilmiş ve elde edilen eğrinin eğiminden hassasiyet hesaplaması yapılmıştır. Ulaşılan açısal hassasiyet değeri 258 derece/RIU olarak oldukça yüksek bir değerdir. Tasarlanan yapının avantajları basit ve kompakt olmasının yanında yüksek bir açısal hassasiyete de sahip olmasıdır.

Ayrıca biyo-algılama amacıyla gerçekleştirilen diğer tasarımda asimetrik yüksek kırılma indisi kontrastlı dielektrik ızgaralar kullanılmıştır. Önerilen yapı dielektrik ortam üzerine asimetrik olarak yerleştirilmiş kare ve dikdörtgen boşluklar ve yapı ortasına yerleştirilen hava yarıktan oluşmaktadır. Izgara yapıda asimetri oluşturarak iletim grafiğinde bazı frekanslarda ışığın yansıması sağlanarak minimum noktalar elde edilmiştir. Hassasiyet hesaplamasında iletim eğrisindeki bu minimum noktaların sahip olduğu frekans kayması dikkate alınmıştır. Yapıdaki boşlukların hepsinin malzeme ile dolduğu varsayılarak ölçüm yapılmıştır.

Biyosensör yapısının iki ve üç boyutlu zaman düzlemi analizleri gerçekleştirilmiştir. İki boyutlu analiz için hassasiyet değeri 450 nm/RIU olarak elde edilirken üç boyutlu analizde ise 380 nm/RIU olarak elde edilmiştir. Önerilen yapının hassasiyet değeri daha da artırılmak istenirse yapıya ilave asimetrik katmanlar eklenebilir.

Ayrıca yapıdaki kare ve dikdörtgen boşlukların keskin kenarlarında üretim aşamasında pürüz oluşabileceği göz önünde bulundurularak bu köşeler 0.15*a* yarıçapında yuvarlatılmış ve hassasiyet eğrisine olan etkisi araştırılmıştır. İdeal durum ve yuvarlatılmış köşelere sahip yapı için kırılma indisine karşılık normalize frekans eğrileri aynı grafik üzerinde çizdirilmiş ve eğimleri karşılaştırılmıştır. Yeni durumda dielektrik maddenin miktarı arttığı için frekans değerleri aşağı dogru kaysa da eğrilerin eğimlerinin neredeyse eşit olduğu görülmüş ve köşelerdeki kusurların tasarlanan yapının performansını etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Tasarlanan asimetrik ızgara biyosensör yapısının algılama mekanizması etiketsiz algılama yöntemine dayanmaktadır. Böylece hedeflenen biyolojik malzemenin orijinal hali korunur. Ayrıca malzemenin enjekte edileceği alan küçük olduğu için az miktarda analite ihtiyaç duyulur. Önerilen optik biyosensörün basit ve hızlı uyarma tekniğine sahip olması da avantajları arasındadır.

Son olarak iki boyutlu 8-kat simetriye sahip fotonik kuazi kristal yapı kullanılarak biyosensör tasarımı gerçekleştirilmiştir. Dielektrik arka plan üzerine hava boşluklardan oluşan yapı seçilmiştir. Kuazi kristal yapının ortasındaki deliklerin çapı artırılarak dalga kılavuzu oluşturulmuştur. Yapının yasaklı bant bölgesini ve dalga kılavuzu modunu belirlemek için geniş frekans aralığına ve Gauss profiline sahip ışık dalgası yapıya gönderilmiş ve yapı sonundan iletilen ışık ölçülmüştür. İki tane yasaklı bant bölgesi elde edilmiş ve bu bölgelerde dört tane dalga kılavuzu modu ortaya çıkmıştır. Bu her bir mod sensör uygulaması açısından incelendiğinde farklı hassasiyet değerlerine sahip olduğu görülmüş ve en yüksek hassasiyet 81 nm/RIU olarak hesaplanmıştır.

Ayrıca kuazi kristal yapıda dalga kılavuzu oluşturmadan iletimin yüksek olduğu frekanslarda ışık dalgası yapıya gönderilerek manyetik alan dağılımlarına bakılmış ve alanın lokalize olduğu bölgeler algılama alanı olarak seçilmiştir. Bu bölgelerin kırılma indisi değiştirilerek hassasiyet hesaplaması yapıldığında 105 nm/RIU değerine ulaşılmıştır. Yapılan bu analizler 8-kat simetriye sahip kuazi kristal yapının sensör uygulamaları için kullanılabileceğini göstermektedir.

Tasarlanan sensör yapıların hassasiyet değerlerinin daha da artırılması için algoritma tabanlı optimizasyon kullanılarak tasarım parametreleri optimize edilebilir. Ayrıca bu tezde sensörlerin performansının değerlendirilmesi için başarım ölçüsü olarak hassasiyet değeri dikkate alınmıştır. Fakat buna ek olarak sensör tasarımlarının performans değerlendirmesi için algılama limiti ve seçicilik de incelenebilir. Ayrıca asimetrik ızgaraların kullanıldığı sensör tasarımının hassasiyetinin artırılması için katman sayısı arttırılabilir. Daha hassas kuazi kristal sensör tasarımı gerçekleştirmek için düşük simetrili kuazi kristal yapı veya kuazi kristalin yüzey modu kullanılabilir. Bunun dışında kuazi kristal yapının orta kısmına veya yüzeyine yarık yerleştirerek performansının iyileştirilmesi mümkündür.

#### KAYNAKLAR

- [1] Malhotra, B. D., Pandey, C. M., *Biosensors: Fundamentals and Applications*, Smithers Rapra, Shropshire, (2017).
- [2] Li, T., Gao, D., Zhang, D., Cassan, E., (2016). High-Q and High-Sensitivity One-Dimensional Photonic Crystal Slot Nanobeam Cavity Sensors. *IEEE Photonics Technology Letters*, 28, 689-692.
- [3] Kang, X.-B., Liu, L.-J., Lu, H., Li, H.-D., Wang, Z.-G., (2016). Guided Bloch surface wave resonance for biosensor designs. J. Opt. Soc. Am. A, 33, 997-1003.
- [4] Koju, V., Robertson, W. M., (2017). Leaky Bloch-like surface waves in the radiationcontinuum for sensitivity enhanced biosensors via azimuthal interrogation. *Sci. Rep.*, 7, 3233.
- [5] Khan, M. U., Corbett, B., (2016). Bloch surface wave structures for high sensitivity detection and compact waveguiding. *Sci. Technol. Adv. Mater.*, 17, 398-409.
- [6] Lin, Z., Jia, Y., Ma, Q., Wu, L., Ruan, B., Zhu, J., Dai, X., Xiang, Y., (2018) High Sensitivity Intensity-Interrogated Bloch Surface Wave Biosensor With Graphene. *IEEE Sens. J.*, 18, 106-110.
- [7] Ma, J., Kang, X.-B., Wang, Z.-G. (2018). Sensing performance optimization of the Bloch surface wave biosensor based on the Bloch impedance-matching method. *Opt. Lett.*, 43, 5375-5378.
- [8] Rizzo, R., Danz, N., Michelotti, F., Maillart, E., Anopchenko, A., Wächter, C., (2014). Optimization of angularly resolved Bloch surface wave biosensors. *Opt. Express*, 22, 23202-23214.
- [9] Kong, W., Zheng, Z., Wan, Y., Li, S., Liu, J., (2014). High-sensitivity sensing based on intensity-interrogated Bloch surface wave sensors. *Sens. Actuators B Chem.*, 193, 467-471.
- [10] Paeder, V., Musi, V., Hvozdara, L., Herminjard, S., Herzig, H.P., (2011). Detection of protein aggregation with a Bloch surface wave based sensor. *Sens. Actuators B Chem.*, 157, 260-264.
- [11] Kang, X.-B., Wen, L.-W., Wang, Z.-G., (2017). Design of guided Bloch surface wave resonance bio-sensors with high sensitivity. *Opt. Commun.*, 383, 531-536.
- [12] Kita, S., Nozaki, K., Baba, T., (2008). Refractive index sensing utilizing a cw photonic crystal nanolaser and its array configuration. *Opt. Express*, 16, 8174–8180.

- [13] Dorfner, D., Zabel, T., Hürlimann, T., Hauke, N., Frandsen, L., Rant, U., Abstreiter, G., Finley, J., (2009). Photonic crystal nanostructures for optical biosensing applications. *Biosens. Bioselectron.*, 24, 3688–3692.
- [14] Kim, S., Lee, J., Jeon, H., Kim, H.J., (2009). Fiber-coupled surface-emitting photonic crystal band edge laser for biochemical sensor applications. *Appl. Phys. Lett.*, 94, 133503.
- [15] Dündar, M.A., Ryckebosch, E.C., Nötzel, R., Karouta, F., van IJzendoorn, L.J., van der Heijden, R.W., (2010). Sensitivities of InGaAsP photonic crystal membrane nanocavities to hole refractive index. *Opt. Express*, 18, 4049– 4056.
- [16] Pal, S., Guillermain, E., Sriram, R., Miller, B.L., Fauchet, P.M., (2011). Silicon photonic crystal nanocavity-coupled waveguides for error-corrected optical biosensing. *Biosens. Bioelectron.*, 26, 4024–4031.
- [17] Kurt, H., Erim, M. N., Erim, N., (2012). Various photonic crystal bio-sensor configurations based on optical surface modes. *Sens. Actuators B Chem.*, 165, 68-75.
- [18] Olyaee, S., Najafgholinezhad, S., Banaei, H.A., (2013). Four-channel label-free photonic crystal biosensor using nanocavity resonators. *Photonic Sens.*, 3, 231–236.
- [19] Olyaee, S., Najafgholinezhad, S., (2013). A high quality factor and wide measurement range biosensor based on photonic crystal nanocavity resonator. *Sens. Lett.*, 11, 483–488.
- [20] Scullion, M. G., Krauss, T. F., Falco, A. D., (2013). Slotted Photonic Crystal Sensors. Sensors, 13, 3675-3710.
- [21] Nejadebrahimy, M., Halimi, L., Alipour-Banaei, H., (2015). Design and simulation of ultrasensitive nano-biosensor based on OFPC. *Photonic Sens.*, 5, 43–49.
- [22] Huang, L., Tian, H., Zhou, J., Liu, Q., Zhang, P., Ji, Y., (2015). Label-free optical sensor by designing a high-Q photonic crystal ring-slot structure. *Opt. Commun.*, 335, 73-77.
- [23] Yang, D., Li, C., Wang, C., Ji, Y., Quan, Q., (2016). High figure of merit Fano resonance in 2-D defect-free pillar array photonic crystal for refractive index sensing. *IEEE Photonics J.*, 8, 1–14.
- [24] Mohamed, M.S., Hameed, M.F.O., Areed, N.F.F., El-Okr, M.M., Obayya, S.S.A., (2016). Analysis of highly sensitive photonic crystal biosensor for glucose monitoring. *Appl. Comput. Electromagn. Soc. J.*, 31, 836-842.
- [25] Arunkumar, R., Suganya, T., Robinson, S., (2017). Design and analysis of photonic crystal elliptical ring resonator based pressure sensor. *Structure*, 3, 30–33.

- [26] Wang, C., Sun, F., Fu, Z., Ding, Z., Wang, C., Zhou, J., Wang, J., Tian, H., (2017). High figure of merit ultra-compact 3-channel parallel-connected photonic crystal mini-hexagonal H1 defect microcavity sensor array. *Opt. Commun.*, 396, 71–77.
- [27] Turduev, M., Giden, I.H., Babayiğit, C., Hayran, Z., Bor, E., Boztuğ, Ç., Kurt, H., Staliunas, K., (2017). Mid-infrared T-shaped photonic crystal waveguide for optical refractive index sensing. *Sens. Actuators B Chem.*, 245, 765–773.
- [28] Danaie, M., Kiani, B., (2018). Design of a label-free photonic crystal refractive index sensor for biomedical applications. *Photon. Nanostruct.: Fundam. Applic.*, 31, 89 - 98.
- [29] Yablonovitch, E., (1987). Inhibited spontaneous emission in solid-state physics and electronics. *Phys. Rev. Lett.*, 58, 2059-2062.
- [30] Joannopoulos, J. D., Johnson, S. G., Winn, J. N., Meade, R. D., *Photonic Crystals: Molding the Flow of Light*, Princeton University Press, Princeton, (2008).
- [31] Giden, I. H., Turduev, M., Kurt, H., (2014). Reduced symmetry and analogy to chirality in periodic dielectric media. J. Europ. Opt. Soc. Rap. Public, 9, 14045.
- [32] Yilmaz, D., Yeltik, A., Kurt, H., (2018). Highly controlled Bloch wave propagation in surfaces with broken symmetry. *Optics Letters*, 43, 2660-2663.
- [33] Erim, N., Giden, I. H., Turduev, M., Kurt, H., (2013). Efficient mode-order conversion using a photonic crystal structure with low symmetry. J. Opt. Soc. Am. B, 30, 3086-3094.
- [34] Giden, I. H., Turduev, M., Kurt, H., (2013). Broadband super-collimation with lowsymmetric photonic crystal. *Photon. Nanostruct.: Fundam. Applic.*, 11, 132-138.
- [35] Ding, X., Cheng, W., Li, Y., Wu, J., Li, X., Cheng, Q., Ding, S., (2017). An enzymefree surface plasmon resonance biosensing strategy for detection of DNA and small molecule based on nonlinear hybridization chain reaction. *Biosens. Bioelectron.*, 87, 345-351.
- [36] Jindal, S., Sobti, S., Kumar, M., Sharma, S., Pal, M. K., (2016). Nanocavity-Coupled Photonic Crystal Waveguide as Highly Sensitive Platform for Cancer Detection. *IEEE Sens. J.*, 16, 705-710.
- [37] Kong, K., Kendall, C., Stone, N., Notingher, I., (2015). Raman spectroscopy for medical diagnostics from in-vitro biofluid assays to in-vivo cancer detection. *Adv. Drug Deliv. Rev.*, 89, 21-134.
- [38] Ayyanar, N., Raja, G. T., Sharma, M., Kumar, D. S., (2018). Photonic Crystal Fiber-Based Refractive Index Sensor for Early Detection of Cancer. *IEEE Sens.* J., 18, 7093-7099.

- [39] Xu, H., Dong, B., Xiao, Q., Sun, X., Zhang, X., Lyu, J., Yang, Y., Xu, L., Bai, X., Zhang, S., Song, H., (2017). Three-Dimensional Inverse Opal Photonic Crystal Substrates toward Efficient Capture of Circulating Tumor Cells. ACS Applied Materials & Interfaces, 9, 30510-30518.
- [40] Chu, C. H., Sarangadharan, I., Regmi, A., Chen, Y. W., Hsu, C. P., Chang, W. H., Lee, G. Y., Chyi, J. I., Chen, C. C., Shiesh, S. C., Lee, G. B., Wang, Y. L., (2017). Beyond the Debye length in high ionic strength solution: direct protein detection with field-effect transistors (FETs) in human serum. *Sci. Rep.*, 7, 5256.
- [41] Belén, A., Guerrero, G., Maldonado, J., Dante, S., Grajales, D., Lechuga, L. M., (2017). Direct and label-free detection of the human growth hormone in urine by an ultrasensitive bimodal waveguide biosensor. J. Biophotonics, 10, 61-67.
- [42] Chiavaioli, F., Baldini, F., Tombelli, S., Trono, C., Giannetti, A., (2017). Biosensing with optical fiber gratings. *Nanophotonics*, 6, 663-679.
- [43] Flueckiger, J., Schmidt, S., Donzella, V., Sherwali, A., Ratner, D. M., Chrostowski, L., Cheung, K. C., (2016). Sub-wavelength grating for enhanced ring resonator biosensor. *Opt. Express*, 24, 15672-15686.
- [44] Rodriguez, G. A., Hu, S., Weiss, S. M., (2015). Porous silicon ring resonator for compact, high sensitivity biosensing applications. *Opt. Express*, 23, 7111-7119.
- [45] Erim, N., Erim, M. N., Yılmaz, D., H. Kurt, (2016). Biosensing With Asymmetric High Refractive Index Contrast Gratings. *IEEE Sens. J.*, 16, 7494-7499.
- [46] Xiao, Y., Mendez, S. A., Hofmann, M., Gauch, M., Ehlers, H., Ristau, D., Mueller, C., Zappe, H., (2017). Sensitivity enhancement of polymeric Mach– Zehnder interferometers by use of thin high-index films. *Sens. Actuator A-Phys.*, 265, 181-186.
- [47] Qin, K., Hu, S., Retterer, S. T., Kravchenko, I. I., Weiss, S. M., (2016). Slow light Mach–Zehnder interferometer as label-free biosensor with scalable sensitivity. *Opt. Lett.*, 41, 753-756.
- [48] Wang, Q., Liu, R., Yang, X., Wang, K., Zhu, J., He, L., Li, Q., (2016). Surface plasmon resonance biosensor for enzyme-free amplified microRNA detection based on gold nanoparticles and DNA supersandwich. *Sens. Actuators B Chem.*, 223, 613-620.
- [49] Reiner, A. T., Fossati, S., Dostalek, J., (2018). Biosensor platform for parallel surface plasmon-enhanced epifluorescence and surface plasmon resonance detection. Sens. Actuators B Chem., 257, 594-601.

- [50] Kassa-Baghdouchea, L., Cassan, E., (2018). Mid-infrared refractive index sensing using optimized slotted photonic crystal waveguides. *Photo. Nano. Funda. Appl.*, 28, 32-36.
- [51] Kurt, H., Citrin, D. S., (2005). Photonic crystals for biochemical sensing in the terahertz region. *Appl. Phys. Lett.*, 87, 41108.
- [52] Zhou, J., Tian, H., Huang, L., Fu, Z., Sun, F., Ji, Y., (2017). Parabolic Tapered Coupled Two Photonic Crystal Nanobeam Slot Cavities for High-FOM Biosensing. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 29, 1281-1284.
- [53] Lin, X., Fang, H., Wang, L., Wang, G. P., Jiang, X., (2016). Transmissive Refractive Index Sensing Based on Frequency-Sensitive Responses of Two-Dimensional Photonic Crystals. *IEEE Photonics J.*, 8, 1-7.
- [54] Surdo, S., Barillaro, G., (2015). On the performance of label-free biosensors based on vertical one-dimensional photonic crystal resonant cavities. *Opt. Express*, 23, 9192-9201.
- [55] Merlo, S., Carpignano, F., Silva, G., Aredia, F., Scovassi, A. I., Mazzini, G., Surdo, S., Barillaro, G., (2013). Label-free optical detection of cells grown in 3D silicon microstructures. *Lab Chip*, 13, 3284-3292.
- [56] Yan, H., Yang, C. J., Tang, N., Zou, Y., Chakravarty, S., Roth, A., Chen, R.T., (2017). Specific Detection of Antibiotics by Silicon-on-Chip Photonic Crystal Biosensor Arrays. *IEEE Sens. J.*, 17, 5915-5919.
- [57] Surdo, S., Carpignano, F., Strambini, L. M., Merlo, S., Barillaro, G., (2014). Capillarity-driven (self-powered) one-dimensional photonic crystals for refractometry and (bio)sensing applications. *RSC Adv.*, 4, 51935-41.
- [58] Aly, A. H., Abdel Ghany, S. E. S., Fadlallah, M. M., Salman, F. E., Kamal, B. M., (2015). Transmission and Temperature Sensing Characteristics of a Binary and Ternary Photonic Band Gap. J. Nanoelectron. Optoelectron., 10, 9-14.
- [59] Natesan, A., Govindasamy, K. P., Gopal, T. R., Dhasarathan, V., Aly, A. H., (2019). Tricore photonic crystal fibre based refractive index sensor for glucose detection. *IET Optoelectronics*, 13, 118-123.
- [60] Amiri, I. S., Paul, B. K., Ahmed, K., Aly, A. H., Zakaria, R., Yupapin, P., Vigneswaran, D., (2019). Tri-core photonic crystal fiber based refractive index dual sensor for salinity and temperature detection. *Microw. Opt. Techn. Let.*, 61, 847-852.
- [61] Yasa, U. G., Turduev, M., Giden, I. H., Kurt, H., (2017). High Extinction Ratio Polarization Beam Splitter Design by Low-Symmetric Photonic Crystals," *J. Light. Tech.*, vol. 35, no. 9, pp. 1677-1683, May 2017.
- [62] **Yannopapas, V.**, (2015). Unidirectional Wave Propagation in Low-Symmetric Colloidal Photonic-Crystal Heterostructures. *Nanomaterials*, 5, 376-385.

- [63] Johnson, S., Joannopoulos, J., (2001). Block-iterative frequency-domain methods for Maxwell's equations in a planewave basis. Opt. Express, 8, 173–190.
- [64] Lumerical Solutions, Inc. http://www.lumerical.com/tcad-products/fdtd/
- [65] Jágerská, J., Zhang, H., Diao, Z., Thomas, N., Houdré, R., (2010). Refractive index sensing with an air-slot photonic crystal nanocavity. *Opt. Lett.*, 5, 2523-2525.
- [66] Jiang, L., Zhao, L., Wang, S., Yang, J., Xiao, H., (2011). Femtosecond laser fabricated all-optical fiber sensors with ultrahigh refractive index sensitivity: modeling and experiment. *Opt. Express*, 19, 17591-17598.
- [67] Sahu, S., Ali, J., Singh, G., (2017). Refractive index biosensor using sidewall gratings in dual-slot waveguide. *Opt. Commun.*, 402, 408-412.
- [68] TalebiFard, S., Schmidt, S., Shi, W., Wu, W., Jaeger, N. A. F., Kwok, E., Ratner, D. M., Chrostowski, L., (2017). Optimized sensitivity of silicon-oninsulator (SOI) strip waveguide resonator sensor. *Biomed. Opt. Express*, 8, 500-511.
- [69] Koju, V., Robertson, W. M., (2014). Slow light by Bloch surface wave tunneling Opt. Express, 22, 15679-15685.
- [70] Descrovi, E., Sfez, T., Dominici, L., Nakagawa, W., Michelotti, F., Giorgis, F., Herzig, H.-P., (2008). Near-field imaging of Bloch surface waves on silicon nitride one-dimensional photonic crystals. *Opt. Express*, 16, 5453-5464.
- [71] Menotti, M., Liscidini, M., (2015). Optical resonators based on Bloch surface waves. J. Opt. Soc. Am. B, 32, 431-438.
- [72] Kim, M. S., Lahijani, B. V., Descharmes, N., Straubel, J., Negredo, F., Rockstuhl, C., Häyrinen, M., Kuittinen, M., Roussey, M., Herzig, H. P., (2017). Subwavelength Focusing of Bloch Surface Waves. ACS Photonics, 4, 1477-1483.
- [73] Sinibaldi, A., Danz, N., Descrovi, E., Munzert, P., Schulz, U., Sonntag, F., Dominici, L., Michelotti, F., (2012). Direct comparison of the performance of Bloch surface wave and surface plasmon polariton sensors. *Sens. Actuators B Chem.*, 174, 292-298.
- [74] Monzón-Hernández, D., Minkovich, V. P., Villatoro, J., Kreuzer, M. P., Badenes, G., (2008). Photonic crystal fiber microtaper supporting two selective higher-order modes with high sensitivity to gas molecules. *Appl. Phys. Lett.*, 93, 081106.
- [75] Li, Y., Yang, T., Song, S., Pang, Z., Du, G., Han, S., (2013). Phase properties of Bloch surface waves and their sensing applications. *Appl. Phys. Lett.*, 103, 041116.

- [76] Zhang, Y., Lin, B., Tjin, S. C., Zhang, H., Wang, G., Shum, P., Zhang, X., (2010). Refractive index sensing based on higher-order mode reflection of a microfiber Bragg grating. *Opt. Express*, 18, 26345-26350.
- [77] Peng, W., Chen, Y., Ai, W., (2017). Higher-order mode photonic crystal based nanofluidic sensor. Opt. Commun., 382, 105-112.
- [78] Prasad, P. N., Introduction to Biophotonics, Wiley, New Jersey, (2003).
- [79] Kang, C., Weiss, S. M., (2008). Photonic crystal with multiple-hole defect for sensor applications. Opt. Express, 16, 18188-18193.
- [80] Huang, M., Yanik, A. A., Chang, T. Y., Altug, H., (2009). Sub-wavelength nanofluidics in photonic crystal sensors. *Opt. Express*, 17, 24224-24233.
- [81] Kang, C., Phare, C. T., Vlasov, Y. A., Assefa, S., Weiss, S. M., (2010). Photonic crystal slab sensor with enhanced surface area. *Opt. Express*, 18, 27930-27937.
- [82] Kurt, H., Citrin, D.S., (2005). Coupled-resonator optical waveguide for biochemical sensing of nanoliter volumes of analyte in the terahertz region. *Appl. Phys. Lett.*, 87, 241119.
- [83] Hsiao, F., Lee, C., (2010). Computational study of photonic crystals nano-ring resonator for biochemical sensing. *IEEE Sens. J.*, 10, 1185–1191.
- [84] Lu, T., Hsiao, Y., Ho, W., Lee, P-T., (2010). High-index sensitivity of surface mode in photonic crystal hetero-slab-edge microcavity. Opt. Lett., 35, 1452-1454.
- [85] Shi, L., Kabashin, A., Skorobogatiy, M., (2009). Spectral, amplitude and phase sensitivity of a plasmonic gas sensor in a metallic photonic crystal slab geometry: Comparison of the near and far field phase detection properties," *Sens. Actuators B*, 143, 76-86.
- [86] Kabashin, A.V., Nikitin, P.I., (1998). Surface plasmon resonance interferometer for bio- and chemical-sensors. *Opt. Communications*, 150, 5-8.
- [87] Ran, B., Lipson, S., (2006). Comparison between sensitivities of phase and intensity detection in surface plasmon resonance. *Opt. Express*, 14, 5641-5650.
- [88] Wu, C.M., Jian, Z.C., Joe, S.F., Chang, L.B., (2003). High-sensitivity sensor based on surface plasmon resonance and heterodyne interferometry. *Sens. Actuators B.*, 92, 133–136.
- [89] Sheridan, A. K., Harris, R.D., Bartlett, P.N., Wilkinson, J.S., (2004). Phase interrogation of an integrated optical SPR sensor. Sens. Actuators B, 97, 114–121.
- [90] Xinglong, Y., Dingxin, W., Xing, W., Xiang, D., Wei, L., Xinsheng, Z., (2005). A surface plasmon resonance imaging interferometry for protein micro-array detection. *Sens. Actuators B*, 108, 765–771.

- [91] Kabashin, A., Patskovsky, S., Grigorenko, A., (2009). Phase and amplitude sensitivities in surface plasmon resonance bio and chemical sensing. *Opt. Express*, 17, 21191-21204.
- [92] Grande, M., Marani, R., Portincasa, F., Morea, G., Petruzzelli, V., D'Orazio, A., Marrocco, V., de Ceglia, D., Vincenti, M.A., (2011). Asymmetric plasmonic grating for optical sensing of thin layers of organic materials. *Sens. Actuators B*, 160, 1056-1062.
- [93] He, Z., Peng, S., Ye, Y., Dai, Z., Qiu, C., Ke, M., Liu, Z., (2011). Asymmetric acoustic gratings. *Appl. Phys. Lett.*, 98, 083505.
- [94] Zhang, F., Wang, C., Ning, T., Jian, S., (2008). Asymmetric dual-side-grating coupler for high power side-pumping. *Opt. Communications*, 281, 2883-2892.
- [95] Lim, D., Lim, H., Choi, J. S., Yoo, J., (2014). Waveguide design at infrared wavelength with asymmetric dielectric surface gratings. *IEEE Trans. On Magnetics*, 50, 721-724.
- [96] Roszkiewicz, A., Nasalski, W., (2010). Unidirectional SPP excitation at asymmetrical two-layered metal gratings. J. Phys. B: At. Mol. Opt. Phys., 43, 185401.
- [97] Karagodsky, V., Sedgwick, F., Chang-Hasnain, C., (2010). Theoretical analysis of subwavelength high contrast grating reflectors. *Opt. Express*, 18, 16973-16988.
- [98] Zhou, Y., Huang, M.C.Y., Chase, C., Karagodsky, V., Moewe, M., Pesala, B., Sedgwick, F.G., Chang-Hasnain, C.J., (2009). High-Index-Contrast Grating (HCG) and Its Applications in Optoelectronic Devices. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 15, 1485-1499.
- [99] Huang, M. C. Y., Zhou, Y., Chang-Hasnain, C. J., (2007). A surface-emitting laser incorporating a high-index-contrast subwavelength grating. *Nat. Photon.*, 1, 119–122.
- [100] Robinson, J. T., Chen, L., Lipson, M., (2008). On-chip gas detection in silicon optical microcavities. Opt. Express, 16, 4296-4301.
- [101] Rodriguez, G. A., Hu, S., Weiss, S. M., (2015). Porous silicon ring resonator for compact, high sensitivity biosensing applications. *Opt. Express*, 23, 7111-7119.
- [102] Erickson, D., Rockwood, T., Emery, T., Scheerer, A., Psaltis, D., (2006). Nanofluidic tuning of photonic crystal circuits. *Opt. Lett.*, 31, 59–61.
- [103] Mortensen, N. A., Xiao, S., Pedersen, J., (2008). Liquid-infiltrated photonic crystals
  enhanced light-matter interactions for lab-on-a-chip applications. *Microfluid. Nanofluid.*, 4, 117-127.

- [104] Xia, Y., Whitesides, G. M., (1998). Soft lithography. *Annu. Rev. Mater. Sci.*, 28, 153–184.
- [105] Oskooi, A.F., Roundy, D., Ibanescu, M., Bermel, P., Joannopoulos, J.D., Johnson, S.G., (2010). MEEP: A flexible free-software package for electromagnetic simulations by the FDTD method. *Comput. Phys. Commun.*, 181, 687–702.
- [106] Ghosh, G., (1999). Dispersion-equation coefficients for the refractive index and birefringence of calcite and quartz crystals. *Opt. Commun.*, 163, 95–102.
- [107] Mandal, S., Erickson, D., (2008). Nanoscale optofluidic sensor arrays. Opt. Express, 16, 1623-1631.
- [108] Kurt, H., Citrin, D. S., (2007). Photonic-crystal heterostructure waveguides. *IEEE J. Quantum Electron.*, 43, 78-84.
- [109] Kurt, H., (2009). Bend free optical power transfer using photonic crystal waveguide arrays. J. Lightw. Technol., 27, 1402-1407.
- [110] Jafarpour, A., Chow, E., Reinke, C.M., Huang, J.D., Adibi, A., Grot, A., Mirkarimi, L.W., Girolami, G., Lee, R.K., Xu, Y., (2004). Largebandwidth ultra-low-loss guiding in bi-periodic photonic crystal waveguides. *Appl. Phys. B*, 79, 409-414.
- [111] Rahachou, A., Zozoulenko, I., (2006). Waveguiding properties of surface states in photonic crystals. J. Opt. Soc. Amer. B, 23, 1679–1683.
- [112] Erim, M. N., Erim, N., Kurt, H., (2013). Optical surface modes of photonic crystals for dual-polarization waveguide. *Photon. Nanostruct.: Fundam. Applic.*, 11, 123-131.
- [113] Ustun, K., Kurt, H., (2010). Ultra slow light achievement in photonic crystals by merging coupled cavities with waveguides. Opt. Express, 18, 21155-21161.
- [114] Mingaleev S. F., Kivshar, Y. S., (2002). Nonlinear transmission and light localization in photonic-crystal waveguides. J. Opt. Soc. Amer. B, 19, 2241-2249.
- [115] Kurt, H., Erim, N., Üstün, K., (2012). Slow light based on optical surface modes of two-dimensional photonic crystals. J. Opt. Soc. Am. B, 29, 1187-1193, 2012.
- [116] Krauss, T. F., (2008). Why do we need slow light. Nat. Photon., 2, 448–450.
- [117] Toccafondo, V., García-Rupérez, J., Bañuls, M., Griol, A., Castelló, J., Peransi-Llopis, S., Maquieira, A., (2010). Single-strand DNA detection using a planar photonic-crystal-waveguide-based sensor. *Opt. Lett.*, 35, 3673-3675.
- [118] Park, H. G., Kim, S.H., Kwon, S.H., Ju, Y.G., Yang, J.K., Baek, J.H., Kim, S.B., Lee, Y.H., (2004). Electrically Driven Single-Cell Photonic Crystal Laser. *Science*, 305, 1444-1447.

- [119] Altug, H., Vučković, J., (2005). Photonic crystal nanocavity array laser. Opt. Express, 13, 22, 8819-8828.
- [120] Vardeny, Z. V., Nahata, A., Agrawal, A., (2013). Optics of photonic quasicrystals. *Nat. Photon.*, 7, 177-187.
- [121] Zito, P. T. G., Di Gennaro, E., Abbate, G., Andreone, A., (2012). Control of the light transmission through a quasiperiodic waveguide. *Opt. Express*, 20, 26056-26061.
- [122] Beggs, D. M., Kaliteevski, M. A., Abram, R. A., (2007). Properties of microcavities in two-dimensional photonic quasicrystals with octagonal rotational symmetry. J. Modern Opt., 54, 881-893.
- [123] Yin, J., Huang, X., Liu, S., Hu, S., (2007). Photonic bandgap properties of 8-fold symmetric photonic quasicrystals. *Opt. Commun.*, 269, 385-388.
- [124] Ricciardi, A., Gallina, I., Campopiano, S., Castaldi, G., Pisco, M., Galdi, V., Cusano, A., (2009). Guided resonances in photonic quasicrystals. Opt. Express, 17, 6335-6346.
- [125] Fan, Z., Liu, J., Chen, S., Chang, H., Guan, C., Yuan, L., (2012). Comparative study of photonic band gaps of germanium-based two-dimensional triangular-lattice and square-lattice and decagonal quasi-periodic photonic crystals. *Microelectron. Eng.*, 96, 11-17.
- [126] Da, H.X., Xu, C., Li, Z.Y., (2005). Omnidirectional reflection from one-dimensional quasi-periodic photonic crystal containing left-handed material. *Physics Letters A*, 345, 459-468.
- [127] Villa, A. D., Galdi, V., Capolino, F., Pierro, V., Enoch, S., Tayeb, G., (2006). A comparative study of representative categories of EBG dielectric quasicrystals. *IEEE Antennas Wireless Propag. Lett.*, 5, 331–334.
- [128] Kurt, H., Citrin, D. S., (2007). Graded index photonic crystals. Opt. Express, 15, 1240-1253.
- [129] Dyachenko, P., Pavelyev, V., Soifer, V., (2012). Graded photonic quasicrystals. Opt. Lett., 37, 2178-2180.
- [130] Sun, X.H., Wang, S., Liu, W., Jiang, L.D., (2016). A simple configuration for fabrication of 2D and 3D photonic quasicrystals with complex structures. *Opt. Commun.*, 369, 138-144.
- [131] Senechal, M., *Quasicrystals and Geometry*, Cambridge Univ. Press, Cambridge, (1995).

# ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad		: Nur ERİM		
Uyruğu		<b>:</b> T.C.		
Doğum Tarihi ve Yeri		eri : 11.02.1988 - Şefaatli		
E-posta		: nerim@etu.edu.tr		
ÖĞRENİM DURUMU:				
Lisans		:2011, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği		
Yüksek Lisans :20 Ens		:2013, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği		
MESLEKİ DENEYİM:				
Yıl	Yer	Görev		
2011-2013 TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Burslu YL Öğrencisi				
2014- Türk Patent ve Marka Kurumu Sınai Mülkiyet Uzm. Yrd.				
YABANCI DİL: İngilizce				
TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:				
• Erim, N., Erim, M. N., Yılmaz, D., Kurt, H., (2016). Biosensing With Asymmetric High Refractive Index Contrast Gratings. <i>IEEE Sensors Journal</i> , 16, 7494-7499.				
• Erim, N., Erim, M. N., Kurt, H., (2019). An Optical Sensor Design Using Surface Modes of Low-Symmetric Photonic Crystals. <i>IEEE Sensors Journal</i> , 19, 5566-5571.				

• Erim, N., Erim, M. N., Kurt, H., (2018). Biyosensör Uygulamaları İçin Düşük Simetrili Fotonik Kristaller. SİU, May 2-5, İzmir, Turkey.

- Erim, N., Erim, M. N., Yilmaz, D., Kurt, H., (2019). Bloch Surface Wave Biosensor Design Using Nano-Slot Cavity. NUSOD: 19th International Conference on Numerical Simulation of Optoelectronic Devices, July 8-12, Ottawa, Canada.
- Erim, N., Erim M. N., Kurt, H., (2019). Design of a Biosensor Based on Bloch Surface Wave with Nano-slot Cavity. IEEE Photonics Technology Letter, (Hakem değerlendirmesinde).

# DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- Yasa, U. G., Erim, M. N., Erim, N., Girgin, M. O., Kurt, H., (2017). Design of anti-reflective graded height nanogratings for photovoltaic applications. NUSOD, July 24-28, Kopenhagen, Denmark.
- Erim, M. N., Erim, N., Kurt, H., (2019). Spectral splitting for InGaP/GaAs parallel junction solar cell. *Appl. Opt.*, 58, 4265-4270.
- Erim, M. N., Erim, N., Kurt, H., (2019). Spectral Splitting for Parallel Junction Solar Cells. ICEEE, April 16-17, İstanbul, Turkey.
- Kurt, H., Erim, M. N., Erim, N., (2012). Various photonic crystal bio-sensor configurations based on optical surface modes. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 165, 68-75.
- Erim, M. N., Erim, N., Kurt, H., (2013). Optical surface modes of photonic crystals for dual-polarization waveguide. *Photonics and Nanostructures: Fundamentals and Applications*, 11, 123–131.
- Erim, N., Erim, M. N., Kurt, H., (2012). Polarization-Insensitive Waveguide with Optical Surface States. MMS, September 2-5, İstanbul, Turkey.
- Kurt, H., Erim, M. N., Erim, N., (2011). A novel surface mode photonic crystal bio-sensor. NanoTR 7, June 27-July 1, İstanbul, Turkey.
- Erim, N., Giden, I. H., Turduev, M., Kurt, H., (2013). Efficient mode-order conversion using a photonic crystal structure with low symmetry. *J. Opt. Soc. Am. B*, 30, 3086-3094 (2013).
- Erim, N., Erim, M. N., Kurt, H., (2017). Slow light with surface modes of photonic quasi-crystals. ICTON, July 2-6, Girona, Spain.
- Kurt, H., Erim, N., Üstün, K., (2012). Slow light based on optical surface modes of two-dimensional photonic crystals. J. Opt. Soc. Am. B, 29, 1187-1193, 2012.