

UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS
FAKULTETI I INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE

DISERTACION

**Zhvillimi i biosensorëve shumëkanalësh dhe të
integruar të bazuar në interferencën e shumë
modave në një qark të integruar**

(për marrjen e gradës shkencore “Doktor”)

Disertanti: Moisi XHOXHI

Udhëheqës shkencor: Dr. Aurel YMETI

Tiranë 2016



UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS
FAKULTETI INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE

DISERTACION

Paraqitur nga:
Moisi XHOXHI

për marrjen e gradës
"DOKTOR I SHKENCAVE"

TEMA:

**ZHVILLIMI I BIOSENSORËVE SHUMËKANALËSH DHE TË INTEGRUAR TË BAZUAR NË
INTERFERENCËN E SHUMË MODAVE NË NJË QARK TË INTEGRUAR**

Mbrohet më datë: ____/____/2016, para Komisionit të përbërë nga:

- | | | |
|------------------------------|-------|------------------|
| 1. Prof. Dr. Partizan MALKAJ | _____ | Kryetar |
| 2. Prof. Dr. Pëllumb BERBERI | _____ | Anëtar / Oponent |
| 3. Prof. Dr. Dritan SPAHIU | _____ | Anëtar / Oponent |
| 4. Prof. Asoc. Luigj GJOKA | _____ | Anëtar |
| 5. Prof. Dr. Fatos KLOSI | _____ | Anëtar |

Tiranë, 2016

Dedikuar Familjes

Përmbajtja

Abstrakt.....	iv
Abstract.....	v
Lista e Figurave.....	vii
Lista e Tabelave	xi
Lista e shkurtimeve	xiii
KAPITULLI 1	1
Hyrje	1
1.1 Një këndvështrim i përgjithshëm	1
1.2 Biosensorët optik	2
1.3 Një këndvështrim historik i fotonikës dhe standardizimit të proçeseve të prodhimit	5
1.4 Modelimi i pajisjeve optike dhe metodat e simulimit	6
1.5 Qëllimi i tezës	7
1.6 Përmbajtja e tezës	8
Referencat	10
KAPITULLI 2	11
Principi i përhapjes së valëve optike në një mjedis dielektrik	11
2.1 Kufizimi i dritës	11
2.2 Ekuacionet e Maxwellit në një mjedis dielektrik homogjen	12
2.3 Ekuacionet e valës në valëdrejtuesit planar dielektrik	15
2.4 Modat në një valëdrejtues plan me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes	18
2.4.1 Modat e kufizuara TE	18
2.4.2 Modat e kufizuara TM	22
2.4.3 Vlera minimale e trashësisë së filmit të valëdrejtuesit për përhapjen e modave	23
Referencat	24
KAPITULLI 3	25
Valëdrejtuesit e bazuar në interferencën e shumë modave (MMI)	25
3.1 Valëdrejtuesit MMI.....	25
3.1.1 Konstantet e përhapjes	25
3.1.2 Analiza e përhapjes së modave të kufizuara në valëdrejtuesit MMI.....	27
3.2 Interferenca e Përgjithshme	28
3.2.1 Shëmbëllimet e vetme	29
3.2.2 Shëmbëllimet e shumëfishta	29

3.3	Interferenca e Kufizuar	31
3.3.1	Interferenca Çift	32
3.3.2	Interferenca Simetrike.....	32
	Referencat	35
	KAPITULLI 4	36
	Biosensorët interferometrik me valëdrejtues planar optik	36
4.1	Teoria e biosensorëve me valëdrejtues të cilët përdorin fushën tranzitore për detektim	36
4.1.1	Interferometri i Youngut dhe Mach-Zehnder.....	37
4.1.2	Ndijimi nëpërmjet fushës tranzitore.....	39
4.1.3	Teknikat e çiftimit të dritës tek valëdrejtuesit optik.....	41
4.2	Interferometrat me valëdrejtues planar optik të integruar.....	43
4.2.1	Interferometrat me kanal të përbashkët.....	43
4.2.2	Interferometrat me kanale të ndarë	48
4.3	Përfundimet.....	58
	Referencat	59
	KAPITULLI 5	63
	Struktura e parë e biosensorit me valëdrejtues MMI	63
5.1	Hyrje	63
5.2	Struktura e biosensorit me valëdrejtues MMI.....	64
5.3	Përshkrimi teorik i principit të punës	67
5.4	Punimi në disa gjatësi valore dhe dy polarizime i valëdrejtuesve MMI	68
5.4.1	Analiza e fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TE	69
5.4.2	Analiza e fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TM	71
5.4.3	Vlerësimi i Humbjeve dhe i Çballancimit të fuqisë në valëdrejtuesin MMI 1×5 për dy polarizimet TE dhe TM.....	73
5.4.4	Vlerësimi i Humbjeve për gjatësi të ndryshme valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në valëdrejtuesin MMI 1×5.....	75
5.4.5	Vlerësimi i humbjeve për valëdrejtuesin MMI 1×10	76
5.4.6	Krahasimi i humbjeve midis valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe valëdrejtuesit MMI 1×10 për polarizimet TE dhe TM.....	78
5.5	Përfundimet.....	79
	Referencat	80
	KAPITULLI 6	81
	Projektimi i strukturës së dytë të biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI.....	81
6.1	Projektimi i strukturës së biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI	81

6.1.1	Testimi i konvergjencës	84
6.1.2	Analiza e trashësisë së bërthamës së valëdrejtuesit MMI për të punuar në një modë të vetme	86
6.1.3	Analiza e gjerësisë së kanaleve për të punuar në një modë të vetme	87
6.2	Analiza e humbjeve.....	88
6.2.1	Humbja nga çiftimi i burimit të dritës me kanalin në hyrje	89
6.2.2	Humbja dhe Çballancimi i valëdrejtuesve MMI	90
6.2.3	Analiza e humbjeve për kanalet e përkulur në formë S-je	96
6.3	Analiza e humbjeve totale të strukturës	98
6.4	Përfundimet.....	98
Referencat		100
KAPITULLI 7		101
Analiza e Gabimit në Fazë dhe Ndikimit Reciprok për strukturën e dytë të biosensorit me valëdrejtues MMI		101
7.1	Analiza teorike e Gabimit në Fazë dhe Ndikimit Reciprok	101
7.2	Simulimi i tablosë finale të interferencës dhe llogaritja e GF dhe NR për biosensorin me valëdrejtues MMI.....	103
7.3	Implementimi i teknikave të ndryshme për zvogëlimin e GF dhe NR.....	105
7.3.1	Përdorimi i funksioneve dritare në zvogëlimin e rrjedhjes spektrale.....	105
7.3.2	Varësia e GF dhe NR nga rezolucioni i kamerës CCD	108
7.4	Përfundimet.....	112
Referencat		114
KAPITULLI 8		115
Diskutime dhe Konkluzione		115
8.1	Konkluzionet e arritura në këtë tezë	115
8.2	Diskutime	121
8.3	Synimet për të ardhmen	123
8.4	Përfundimet.....	124
Referencat		125
Përmbledhje		126
Summary		128
Falënderime.....		130
Publikimet dhe Konferencat.....		131

Abstrakt

Interesi i komunitetit shkencor për zhvillimin e pajisjeve ndijore të cilat mund të kryejnë testime në kohë reale, me kosto të ulët dhe përmes një analize të thjeshtë është rritur ndjeshëm vitet e fundit për shkak se metodat diagnostikuese tradicionale konsiderohen shumë të ngadalta për t'u përdorur në ditët e sotme. Biosensorët optik, dhe në veçanti biosensorët interferometrik, kanë treguar se janë të shpejtë dhe me ndjeshmëri të lartë si edhe ofrojnë mundësi të mira për t'u shndërruar në pajisje të mbartshme. Në këtë tezë është prezantuar zhvillimi i strukturës së një biosensori interferometrik me valëdrejtues MMI, principi i punës së të cilit bazohet në atë të interferometrit të Youngut (IY) me katër kanale optik të integruar. Në konfigurimin e ri të biosensorit ndarësi në formë Y-ni i përdorur në interferometrin e Youngut është zëvendësuar me valëdrejtuesin MMI 1×5 me interferencë simetrike, i cili bën ndarjen e sinjalit në hyrje në një distancë më të shkurtër se ndarësi në formë Y-ni dhe me vlera të pranueshme të humbjeve dhe të çballancimit të tij. Në këtë tezë janë prezantuar dy struktura për këtë biosensor të cilat ndryshojnë vetëm për nga përmasat e tyre, ndërsa principi i punës është i njëjtë. Struktura e dytë është më kompakte se struktura e parë sepse në të janë përdorur valëdrejtues MMI me përmasa më të vogla. Këto struktura janë projektuar duke konsideruar përdorimin e materialeve Si_3N_4 për bërthamën dhe SiO_2 për mbështjellën dhe nënshtresën si tek IY. Pas një analize të plotë teorike të projektimit të këtyre strukturave është bërë simulimi i tyre duke përdorur dy nga programet më të njohur në këtë fushë: OptiBPM dhe Lumerical MODE Solutions. Përmes programit OptiBPM është analizuar performanca e valëdrejtuesit të parë MMI 1×5 të strukturës së parë dhe valëdrejtuesit MMI 1×10 për disa gjatësi vale dhe dy polarizimet TE dhe TM, duke treguar vlera të ulëta të humbjeve dhe të çballancimit të fuqisë veçanërisht për polarizimin TE. Struktura e dytë e biosensorit interferometrik është analizuar duke përdorur programin Lumerical MODE Solutions. Përmes simulimeve janë llogaritur parametra të rëndësishëm të kësaj strukture si indeksi i thyerjes, trashësia e bërthamës dhe gjerësia e kanaleve për të punuar në një modë të vetme. Kjo strukturë u projektua që të punojë në gjatësinë e valës $0.647 \mu\text{m}$ me polarizim TE dhe u vlerësua në veçanti performanca e elementëve përbërës të saj, që nga çiftimi i burimit të dritës deri tek kanalet në formë S-je. Për valëdrejtuesin MMI 1×5 të strukturës së dytë është studiuar toleranca ndaj luhatjeve të gjatësisë së valës dhe të gjatësisë së zonës MMI. Gjithashtu është analizuar performanca e valëdrejtuesve MMI të kësaj strukture përmes përdorimit të pjesëve konike në kanalet hyrës/dalës. Në fund, për strukturën e dytë të biosensorit interferometrik u studiuan përdorimi e funksioneve dritare dhe rritja e rezolucionit të kamerës CCD, të cilat rezultuan të suksesshme në zvogëlimin e efekteve të rrjedhjes spektrale, dhe si rrjedhojë edhe të vlerave të Gabimi në Fazë (GF) dhe Ndikimit Reciprok (NR) për këtë strukturë.

Abstract

The interest of the scientific community to develop sensing devices which can perform real-time tests, with low cost and through a simple analysis has grown significantly in recent years due to the fact that traditional diagnostic methods nowadays are considered too slow to be used. Optical biosensors, in particular the interferometric ones, have shown that can test independently several samples in parallel with high sensitivity, and as well offer good opportunities to transform into portable devices. In this thesis is presented the development of an interferometric biosensor with MMI waveguides, whose working principle is similar to that of the Young interferometer (YI) with four integrated optical channels. In the new configuration of the biosensor the Y-junction used in YI is replaced with an MMI 1×5 waveguide with symmetric interference, which splits the input signal in a shorter distance compared to the Y-junction and with acceptable values of loss and imbalance. In this thesis are presented two structures for the biosensor which differ only by their size, while the working principle is the same. The second structure is more compact than the first one because it uses smaller MMI waveguides. These structures are designed considering the use of Si_3N_4 material for the core and SiO_2 material for the cladding and substrate. After a thorough theoretical analysis on the design of these structures we simulated them by using two of the most recognized programs in this field: OptiBPM and Lumerical MODE Solutions. Through the use of OptiBPM program we have analyzed the performance of the MMI 1×5 waveguide in the first structure and MMI 1×10 for several wavelengths with TE and TM polarization, showing low levels for the losses and power imbalance especially for the TE polarization. The second structure of the interferometric biosensor is analyzed using Lumerical MODE Solutions program. Through the simulations we have defined the most important parameters for this structure, such as the refractive index, the core thickness of the MMI waveguide, and the width of the channels, in order for it to work in a single mode. This structure was designed to work at wavelength $0.647 \mu\text{m}$ with TE polarization and we have analyzed the performance of its constituent elements, from the light source to the S-channels. For the MMI 1×5 waveguide in the second structure we have studied the tolerance due to the fluctuations of the wavelength and the length of the MMI area. We have also analyzed the performance of the MMI waveguides of this structure when using tapered sections in the input and output channels. Lastly, for the second structure of the interferometric biosensor we studied the use of the window functions and the increase of the CCD camera resolution, which proved successful in reducing the effects of spectral leakage, and as a consequence in reducing also the values of Phase Error (PE) and Cross Talk (CT).

Lista e Figurave

Figura 1.1	Principi i funksionimit të një biosensori optik..	3
Figura 1.2	Paraqitje skematike e lidhjeve midis receptorëve dhe mikroorganizmave të cilat ndodhin në zonën e fushës tranzitore të valës	5
Figura 2.1	Pasqyrimi i rrezeve të dritës në ndërfaqen midis dy mjediseve me densitetete të ndryshme..	12
Figura 2.2	Valëdrejtuesi planar me tre shtresa.....	14
Figura 2.3	Polarizimi TM (majtas) dhe polarizimi TE (djathtas) i fushës elektromagnetike në një valëdrejtues planar	16
Figura 2.4	Komponentja e fushës elektrike në një zonë të caktuar në varësi të indeksit efektiv të thyerjes së modës, N	17
Figura 2.5	Grafiku i dispersionit për një valëdrejtues planar simetrik dhe për një valëdrejtues planar asimetrik	21
Figura 2.6	Modat TE në një valëdrejtues planar asimetrik me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes. Parametrat e valëdrejtuesit janë: $n_c = 1.0$, $n_f = 1.43$, $d = 3.0 \mu\text{m}$ dhe $\lambda = 633 \text{ nm}$	21
Figura 2.7	Pozicioni i indeksit efektiv të thyerjes, N , kundrejt indekseve të thyerjes për tre shtresat e valëdrejtuesit, për një modë afër vlerës së ndërprerjes (<i>cut off</i>)	23
Figura 3.1	Paraqitje dy-dimensionale e profileve të indekseve të thyerjes dhe pamje nga sipër e një valëdrejtuesi MMI	26
Figura 3.2	Profilet e fushës me amplitudë të normalizuar të 9 modave gjatësore që përhapen në një valëdrejtues MMI me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes	26
Figura 3.3	Valëdrejtuesi MMI ku tregohet fusha në hyrje, shëmbëllimi i pasqyruar, shëmbëllimi i drejtë, dhe shëmbëllime të dyfishta	28
Figura 3.4	Skema e një valëdrejtuesi MMI $N \times N$ për N tek.	31
Figura 3.5	Skema e një valëdrejtuesi MMI $1 \times N$	33
Figura 4.1	Principi i punës së një biosensori interferometrik me valëdrejtues optik.....	37
Figura 4.2	a) Interferometri tipik Mach-Zehnder dhe b) Interferometri i Youngut.....	38

Figura 4.3	Paraqitje skematike e formimit të modës dhe thellësisë së depërtimit δe të fushës tranzitore në një valëdrejtues optik.....	39
Figura 4.4	Teknikat e çiftimit të dritës në valëdrejtuesit optik a) çiftimi end-fire, b) çiftimi butt-end, c) çiftimi me prizëm, d) çiftimi me rrjetë difraksioni dhe e) çiftimi me bashkues.....	41
Figura 4.5	Tre interferometrat e bazuar në diferencën e fazave.	46
Figura 4.6	Interferometri me valëdrejtues bimodal.	47
Figura 4.7	Çiftuesi bidifraktiv me rrjetë difraksioni.	47
Figura 4.8	Paraqitje skematike e interferometrave Mach-Zehnder me kanale të ndarë..	50
Figura 4.9	Interferometri Mach-Zehnder me modulim elektro-optik të fazës.....	52
Figura 4.10	Dy versionet e interferometrit me rrjetë difraksioni.....	53
Figura 4.11	Interferometri me polarizim të dyfishtë.....	55
Figura 4.12	Interferometri i Youngut nga Schmitt et al.	57
Figura 5.1	Paraqitja skematike e Interferometrit të Youngut (IY) me katër kanale optik	64
Figura 5.2	Paraqitja skematike e a) IY me katër kanale të integruar dhe b) strukturës së re të biosensorit me dy valëdrejtues MMI.....	65
Figura 5.3	a) Paraqitja e prejes tërthore AA' të biosensorit me valëdrejtues MMI. b) Paraqitja 2D e valëdrejtuesit të parë MMI 1×5, c) Paraqitja 3D e valëdrejtuesit të parë MMI 1×5	65
Figura 5.4	Varësia e fuqisë në dalje kundrejt gjatësisë së valës a) Për kanalin 1 të valëdrejtuesit MMI 1×5 b) Për të gjithë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5.....	71
Figura 5.5	Varësia fuqisë në dalje nga gjatësia e valës për të gjithë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TM	72
Figura 5.6	Krahasimi i fuqisë në dalje midis polarizimeve TE dhe TM për pesë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5.....	73
Figura 5.7	Varësia e humbjeve të valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TE dhe TM nga gjatësia e valës	74
Figura 5.8	Çballancimi i fuqisë për gjatësinë e valës $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$ për të gjithë çiftet e kanaleve të valëdrejtuesit MMI 1×5.....	76
Figura 5.9	Varësia e humbjeve nga gjatësia valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5	77

Figura 5.10 Varësia e humbjeve nga gjatësia valore për periodën e parë të shëmbëllimeve për valëdrejtuesin MMI 1×10	77
Figura 5.11 Humbjet për valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe MMI 1×10 për a) polarizimin TE dhe b) polarizimin TM.....	78
Figura 6.1 Paraqitja skematike e strukturës së biosensorit me dy valëdrejtues MMI për $W_{MMI} = 25 \mu m$	83
Figura 6.2 a) Struktura e valëdrejtuesit MMI 1×5 , b) Prerja e tërthortë sipas vijës BB'	84
Figura 6.3 Paraqitje skematike 2D e dritares së simulimit të përcaktuar në prerjen e tërthortë të kanalit në hyrje të valëdrejtuesit MMI 1×5	85
Figura 6.4 Konvergjenca e indeksit efektiv të thyerjes së modës themelore TE për vlera të ndryshme të rrjetës së zbërthimit	86
Figura 6.5 Varësia e indeksit efektiv të modave të valëdrejtuesit plan kundrejt trashësisë së bërthamës.....	87
Figura 6.6 Varësia e indeksit efektiv të modave kundrejt gjerësisë së kanalit.	88
Figura 6.7 Moda themelore TE e mbivendosur me konturin e një mode Gausiane me të njëjtën rreze $r = 0.565 \mu m$	90
Figura 6.8 Profilet e fushave për a) modën themelore TE të kanalit në hyrje të valëdrejtuesit MMI, b) modën themelore TE të fibrës optike Corning SMF-28.	90
Figura 6.9 a) Çiftimi i fibrës me pjesë konike me kanal në hyrje të valëdrejtuesit MMI, b) Çiftimi i burimit lazer me anë të një lenteje me kanal në hyrje të valëdrejtuesit MMI.....	91
Figura 6.10 Varësia e Humbjeve dhe Çballancimit të fuqisë kundrejt gjatësisë së valëdrejtuesit MMI	93
Figura 6.11 Varësia e a) Humbjeve dhe b) Çballancimit kundrejt gjatësisë L_{MMI} për tre gjatësi të ndryshme valore 657 nm, 647 nm dhe 637 nm.	94
Figura 6.12 Paraqitje skematike e valëdrejtuesit MMI me pjesë konike në kanalet në hyrje/dalje	95
Figura 6.13 Krahësimi i Humbjeve dhe Çballancimit midis strukturës së thjeshtë dhe asaj me pjesë konike për gjerësi $W_{MMI} = 25 \mu m$	96
Figura 6.14 Pamje e zmadhuar e zonës ku ndodhen kanalet e përkulur në formë S-je në strukturën e re të biosensorit.	97

Figura 6.15	Varësia e humbjeve nga rrezja e kanalit në formë S-je	97
Figura 6.16	Bllok diagram e cila tregon humbjet e elementëve të strukturës së re të biosensorit që janë marrë në shqyrtim.....	98
Figura 7.1	Paraqitja skematike e a) IY me katër kanale të integruar dhe b) strukturës së re të biosensorit me valëdrejtues MMI.	102
Figura 7.2	a)Tabloja finale e interferencës për biosensorin me valëdrejtues MMI, b)Amplituda dhe Faza e frekuencave pas aplikimit të FFT-së në tablonë finale të interferencës.	104
Figura 7.3	a) Gabimi në Fazë (GF_{1i} , $i = 2,3,4$), dhe b) Ndikimi Recipork (NR_{ij} , $i,j \neq 1$) në biosensorin me valëdrejtues MMI.....	105
Figura 7.4	Karakteristika e spektrit të frekuencave të sinjalit që merret nga konvolucioni i spektrit të sinjalit origjinal me spektrin e dritares	107
Figura 7.5	a)Funksionet dritare ne rrafshin e kohës, b) Spektri i normalizuar i frekuencave të funksioneve dritare.	108
Figura 7.6	Vlerat e a) GF (GF_{1i} $i = 2,3,4,5$) dhe b) NR (NR_{ij} , $i \neq j$) për gjashtë funksionet dritare kur kemi futur një ndryshim faze $0.3 \times 2\pi$ në kanalën 1	109
Figura 7.7	Varësia e GF dhe NR nga rezolucioni i kamerës CCD për të gjithë çiftet e kanaleve të biosensorit me valëdrejtues MMI për një ndryshim faze $0.3 \times 2\pi$ në kanalën 1.	111

Lista e Tabelave

Tabela 3.1	Përmbledhje e karakteristikave për tre mekanizmat e interferencës.....	34
Tabela 5.1	Parametrat e biosensorit me valëdrejtues MMI	66
Tabela 5.2	Perioda e shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe gjatësitë valore respektive.....	70
Tabela 5.3	Parametrat a , b dhe vlera e koficientit të korrelacionit R për funksionet përafrues eksponencial për pesë kanalet e valëdrejtuesit MMI për fushën me polarizimi TE	71
Tabela 5.4	Parametrat a , b dhe vlera e koficientit të korrelacionit R për funksionet përafrues eksponencial për pesë kanalet e valëdrejtuesit MMI për fushën me polarizim TM	72
Tabela 5.5	Humbjet e valëdrejtuesit MMI 1×5 për polarizimet TE dhe TM.....	74
Tabela 5.6	Çballancimi i fuqisë për gjatësinë e valës $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$ për valëdrejtuesin MMI1×5	75
Tabela 5.7	Humbjet për katër gjatësi valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në valëdrejtuesin MMI 1×5	76
Tabela 5.8	Humbjet për tre gjatësi valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në valëdrejtuesin MMI 1×10	77
Tabela 5.9	Humbjet për polarizimet TE dhe TM për dy valëdrejtuesit MMI	78
Tabela 6.1	Parametrat e strukturës së re të biosensorit.....	83
Tabela 6.2	Vlera minimale e Humbjeve, Çballancimit dhe gjatësia optimale L_{MMI} për strukturën e thjeshtë të valëdrejtuesit MMI.....	93
Tabela 6.3	Humbja dhe Çballancimi për gjatësi të ndryshme valore për valëdrejtuesin me gjerësi $W_{\text{MMI}} = 25\mu\text{m}$ dhe gjatësi optimale $L_{\text{MMI}} = 323.2 \mu\text{m}$	94
Tabela 6.4	Humbja dhe Çballancimi për gjatësi të ndryshme të zonës MMI për valëdrejtuesin me gjerësi $W_{\text{MMI}} = 25\mu\text{m}$ dhe gjatësi valore $\lambda = 647 \text{ nm}$	94
Tabela 6.5	Parametrat e valëdrejtuesit MMI me pjesë konike	95
Tabela 6.6	Parametrat e kanaleve në formë S-je dhe humbjet përkatëse	98
Tabela 7.1	Karakteristikat e funksioneve dritare	108
Tabela 7.2	Vlerat e GF dhe NR pas përdorimit të funksioneve dritare	110

Tabela 7.3	Koefiçentët e përmirësimit për GF dhe NR të marra nga raporti e vlerave të marra kur nuk përdorim asnjë funksion dritare me vlerat e marra kur përdorim funksionin dritare përkatës	110
Tabela 7.4	Rezultatet e GF dhe NR për rezolucione të ndryshme të kamerës CCD si edhe koefiçentët e përafrimit me funksione të formës $y=ax^{-b}$	112
Tabela 8.1	Parametrat e dy strukturave të biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI të prezantuar në këtë tezë	116
Tabela 8.2	Përmasat e disa prej biosensorëve interferometrik	122

Lista e shkurtimeve

PCR	Polymerase Chain Reaction
ELISA	Enzyme-Linked Immunosorbent Assay
LOC	Lab-On-Chip
SPR	Surface Plasmon Resonance
MMI	MultiMode Interference
IMZ	Interferometri Mach-Zehnder
IY	Interferometri i Young-ut
MOSIS	Metal Oxide Semiconductor Implementation Service
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
FDTD	Finite Difference Time Domain
EIM	Effective Index Method
EME	Eigenmode Expansion Method
BPM	Beam Propagation Method
LD	Limi i Detektimit
MKL	Modulatori me Kristale të Lëngshëm
TE	Transverse Electric
TM	Transverse Magnetic
FFT	Fast Fourier Transform
GF	Gabimi në Fazë
NR	Ndikimi Reciprok
CCD	Charge-Coupled Device

KAPITULLI 1

Hyrje

Në këtë kapitull është bërë një prezantim i shkurtër i nevojave që ekzistojnë sot në zhvillimin e pajisjeve ndijore të njohura me një emër të përgjithshëm si biosensor. Pas përshkrimit të principit të tyre të ndijimit është vazhduar me një shqyrtim të shkurtër të proceseve standarde teknologjike të prodhimit, nevojës për modelimin e tyre dhe metodat kryesore të simulimit që përdoren në ditët e sotme. Në fund ky kapitull mbyllet me qëllimin e kësaj teze dhe me një përshkrim të shkurtër të përmbajtjes së saj.

1.1 Një këndvështrim i përgjithshëm

Metodat tradicionale diagnostikuese, si PCR dhe ELISA, të përdorura në mjediset klinike përveç besueshmërisë dhe aftësisë diferencuese që ofrojnë kanë edhe disa kufizime. Për shembull, ato zakonisht kanë nevojë për një kohë relativisht të gjatë në nxjerrjen e rezultateve, kërkojnë etiketimin e mostrës apo të reagentit, kanë nevojë për pajisje specifike për të punuar dhe personel të trajnuar. Ato gradualisht janë duke u konsideruar shumë të ngadalta për t'u përdorur në ditët e sotme ku gjithmonë e më shumë rriten kërkesat për një analizë të shpejtë dhe të saktë të informacionit. Duke qenë se një diagnostikim i shpejtë i sëmundjes është thelbësor për trajtimin e saj në fazat e hershme, ekziston nevoja për zhvillimin e mjeteve të reja klinike të cilat mund të testojnë kampionet në kohë reale, të kenë kosto të ulët, të zbulojnë praninë e një substance specifike përmes një analize të lehtë dhe të jenë të mbartshme. Nevoja për pajisje ndijore me kosto të ulët dhe të mbartshme është veçanërisht e dobishme për vendet në zhvillim ose vendet e botës së tretë, veçanërisht në Afrikë dhe Azinë Jug-Lindore, për shkak të natyrës së decentralizuar të kujdesit shëndetësor në këto vende, mungesës së klinikave dhe pajisjeve të përshtatshme shëndetësore në një pjesë të madhe të popullatës dhe nevoja për monitorimin e sëmundjes tek pacientë që mund të ndodhen larg qendrave klinike [1].

Në këtë kontekst, interesi i komunitetit shkencor për zhvillimin e pajisjeve të reja ndijore ndaj kimikateve apo mikroorganizmave biologjik, të njohura me një emër të përgjithshëm si *biosensor*, është rritur ndjeshëm në 20 vitet e fundit. Biosensorët ofrojnë cilësitë e duhura për të zëvendësuar metodat aktuale të detektimit duke mundësuar ndijimin e shpejtë dhe në kohë reale të sëmundjeshkaktuesve (patogjeneve). Midis tyre, biosensorët interferometrik kanë treguar ndjeshmëri më të lartë dhe mundësi për t'u zvogëluar më tej përmes teknikave standarte të mikro-fabrikimit duke u bërë të përshtatshme për t'u integruar në platforma më komplekse të quajtura pajisjet *lab-on-a-chip* (LOC) [2]. Risitë në fushën e biosensorëve janë të përvitshme duke bërë që tregjet e mundshme të tyre të jenë të shumtë. Fushat kryesore të përdorimit të biosensorëve

përfshijnë kujdesin shëndetësor, sigurinë, mbrojtjen nga armët kimike dhe biologjike, monitorimin e mjedisit, analizën e ushqimit, farmaceutikë, etj. Është vlerësuar që të ardhurat globale nga tregu i biosensorëve do të vazhdojë të ketë rritje të forta dhe do të kalojë vlerën 14 billion \$ në shtatë vitet e ardhshme [3].

Pavarësisht nga risitë e vazhdueshme në fushën e biosensorëve ata kanë nevojë akoma për shumë punë për t'u shndërruar në pajisje të mbartshme dhe të integruara me mikroqarqet elektronikë, të kenë ndërveprim të plotë midis tyre, apo të shndërrohen në platforma lab-on-chip. Pajisjet aktuale ndijore interferometrike përdorin struktura komplekse për të ndarë apo për të ribashkuar dritën që përhapet në to në mënyrë që të kenë koherencë sa më të lartë. Kjo bën që këto pajisje aktualisht të kenë integrueshmëri të ulët, gjë që e pengon suksesin e tyre komercial. Kjo tezë paraqet përpjekjet kërkimore për zhvillimin dhe karakterizimin e strukturës së një biosensori interferometrik me integrueshmëri të lartë dhe kosto të ulët.

1.2 Biosensorët optik

Biosensorët janë pajisje të vogla ndijore për detektimin e elementëve kimik apo mikroorganizmave në një kampion të caktuar, të cilat në 20 vitet e fundit kanë pësuar një zhvillim të ndjeshëm dhe kanë pasur një ndikim të madh në shumë fusha kërkimore ku më e rëndësishmja është analiza biomjekësore [4]. Pothuajse të gjithë llojet e biosensorëve përmbajnë një shtresë ndijore për bioreaksionet që ndodhin në pjesën matëse të tyre dhe një shndërrues fiziko-kimik i cili e konverton sinjalin biokimik nga bioreaksionet në një sinjal të matshëm elektrik ose optik në dalje, siç tregohet në figurën 1.1. Në diagnozat mjekësore ata përdoren për të zbuluar dhe për të matur me anë të sistemit ndijor praninë e një mikroorganizmi apo substance kimike në një kampion të caktuar (gjak, piqe, ushqim etj). Zhvillimet e fundit në nanoteknologji e kanë përmirësuar cilësinë e elementëve ndijor të përdorur në to, të cilët kryesisht prodhohen në laboratore specifike. Me zhvillimin e *elektrodës enzimatiske* nga Clark dhe Lyons në vitin 1962 [5], e cila është një shndërrues kimik shumë i vogël që kombinon procedurën elektrokimike me aktivitetin enzimatik, u prezantua biosensori i parë i cili tregoi mundësitë e shumta të përdorimit të tyre në mjekësi dhe bioteknologji. Me këtë arritje ata nisën hapat e parë në zhvillimin e biosensorëve, një proces i cili vazhdon edhe sot. Për shkak të përhapjes së diabetit në vendet e zhvilluara tregu botëror është kryesisht i zotëruar nga biosensorët e glukozës [6]. Për pothuajse tre dekada deri tani teknologjia e monitorimit të glukozës është përdorur në kontrollin e diabetit përmes biosensorëve të cilët janë të vegjël, të shpejtë, të lehtë për t'u përdorur dhe të besueshëm [7]. Biosensorët përdoren gjithashtu në kontrollin e shtatzënisë, e infeksioneve bakteriale, kolesterolit, për testimin e shpejtë të Troponinës T, si edhe në mjekësinë ligjore (alkool, drogë, testet e dopingut etj) dhe në industri (farmaceutikë, cilësinë e ujit, të ushqimit etj) [8].

Teknologjia e biosensorëve optik ka avancuar shumë në vitet e fundit duke qenë se ofron të njëjtën besueshmëri në rezultate krahasuar me metodat tradicionale dhe testim në një kohë më të shkurtër. Biosensorët duhet të tregojnë që mund të arrijnë të njëjtat nivele ndijimi si teknikat tradicionale dhe me kosto më të ulët në mënyrë që të jenë tërheqës nga ana komerciale [9]. Teknikat elektrokimike, të cilat në përgjithësi klasifikohen në varësi të parametrit që ato masin:

rrymën (amperometrik), potencialin (potenciometrik) apo rezistencën (impedimetrik), ofrojnë kosto më të ulët. Megjithatë, këto teknika kanë selektivitet dhe ndjeshmëri më të ulët se homologët e tyre [10].

Kërkimet në fushën e biosensorëve historikisht janë mbështetur në vendosjen e një shënuesi apo “etikete” për të përmirësuar cilësinë e matjeve. Këto elementë mund të jenë nanogrimca prej karboni ose ari, substanca fluoreshente radioaktive ose magnetike, enzima, etj. Etiketat lidhen me receptorët (antitруп, antigen, proteina, etj) dhe tregojnë në mënyrë indirekte praninë e mikroorganizmit përmes ngjyrës ose fotoneve që gjenerojnë në një gjatësi të caktuar vale.

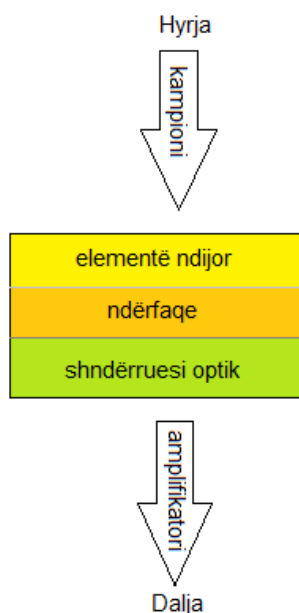


Figura 1.1 Principi i funksionimit të një biosensori optik. Elementët ndijor të vendosur në sipërfaqe lidhen në mënyrë specifike me substancën në studim. Shtresa e depozituar në mjedisin rrethues shkakton ndryshimin e indeksit të thyerjes në sipërfaqen e biosensorit. Ky ndryshim ka një efekt të drejtpërdrejtë në karakteristikat fizike të valës elektromagnetike, e cila amplifikohet nga shndërruesi optik për në dalje.

Megjithëse përdorimi i etiketave ofron ndjeshmëri të lartë, përdorimi i tyre shkakton edhe shumë efekte të tjera anësore. Në përgjithësi përdorimi i tyre çon në vdekjen e mikroorganizmit duke penguar në këtë mënyrë studimin e një popullatë mikroorganizmash për një kohë të gjatë. Gjithashtu, përdorimi i tyre kërkon laboratorë dhe pajisje speciale të cilat e rrisin koston e kësaj metode. Nanogrimcat e përdorura si etiketa, pavarësisht se e kanë diametrin në rendin nanometrik, janë të mëdha kur krahasohen me molekulat biologjike dhe nuk mund të depërtojnë lehtë në membranën e qelizës, prandaj përdorimi i tyre kërkon një nivel të lartë përgatitje për t'u siguruar që nuk do të bllokoj apo modifikoj strukturën e mikroorganizmit apo substancës në studim [9]. Natyra hidrofobe e përbërjeve fluoreshente që përdoren si etiketa bën që ato të kenë një tendencë të grupohen me njëra-tjetrën, duke krijuar në këtë mënyrë lidhje të rreme në sfond të cilat çojnë në gabime në vlerësimin e lidhjeve të vërteta receptor-mikroorganizëm [11]. Për shkak të këtyre problemeve u zhvilluan metoda të reja detektimi të cilat nuk përdorin etiketat,

dhe e bëjnë detektimin e mikroorganizmave në formën e tyre natyrale duke mënjanuar pasigurinë e shkaktuar nga përdorimi i tyre. Këto metoda matin në përgjithësi ndryshimin e indeksit të thyerjes për shkak të bashkëveprimeve receptor-mikroorganizëm dhe çojnë në uljen e kostos dhe kompleksitetit të analizave dhe japin më tepër informacion.

Ndijimi tek biosensorët optik realizohet pa përdorimin e etiketeve por duke analizuar ndryshimet e dritës pasi depërton në kampionin në studim. Pjesa e valës së dritës të kufizuar nga struktura e biosensorit e cila depërton në mjedisin e jashtëm dhe bashkëvepron me kampionin në studim quhet *pjesa dalëse e fushës ose fusha tranzitore (evanescent field)*. Fusha tranzitore është përdorur që në vitin 1970 për studimin e shtresave metalike dhe mbështjellave shumë të holla. Më pas në 1980-ën teknika e *rezonancës plazmonike në sipërfaqe*, e njohur si teknika *SPR (Surface Plasmon Resonance)*, si edhe teknika të tjera e përdorën fushën tranzitore për detektimin e bashkëveprimeve biologjike dhe kimike [11]. Në detektimet e bazuar në fushën tranzitore bashkëveprimet receptor-mikroorganizëm ndikojnë në përhapjen e dritës në valëdrejtues për shkak të ndryshimit të indeksit të thyerjes në të. Ndryshimi i indeksit të thyerjes më pas vlerësohet nga karakteristikat optike të valës si intensiteti, faza, polarizimi, etj, të cilat lidhen me përqëndrimin e mikroorganizmave duke bërë një vlerësim sasior të bashkëveprimit të tyre [12]. Thellësia e depërtimit të fushës tranzitore në kampionin në studim është rreth $\sim 100 - 150$ nm dhe intensiteti i saj zvogëlohet në mënyrë eksponenciale me distancën nga sipërfaqja e zonës matëse [9]. Kur vlerësimi bazohet në ndryshimet që ndodhin në tablonë e interferencës së valëve që dalin nga kanalet e biosensorit kemi të bëjmë me *biosensorët interferometrik*. Biosensorët interferometrik me valëdrejtues optik, siç janë p.sh Interferometri Mach-Zehnder (MZI) [13] dhe Interferometri i Young-ut (IY) [14], mund të monitorojnë bashkëveprimet receptor-mikroorganizëm duke përdorur ndjeshmërinë e fushës tranzitore të valës që përhapet në valëdrejtuesin e tij. Ndërfaqja bërthamë-mbështjellë e valëdrejtuesit optik vishet me një shtresë receptorësh, të cilët shërbejnë si shndërrues kimiko-optik, të cilët në mënyrë selektive mund të lidhen me një mikroorganizëm të caktuar të pranishëm në kampion, siç tregohet në figurën 1.2. Kur ndodh lidhja e mikroorganizmave me receptorët do të shkaktohet një rritje e indeksit të thyerjes në ndërfaqen bërthamë-mbështjellë. Si rrjedhojë, indeksi efektiv i fushës që përhapet në valëdrejtuesin e biosensorit do të ndryshojë dhe kjo do të çojë në një ndryshim të fazës në dalje të zonës së bashkëveprimit. Ndryshimi i fazës që shkaktohet si rezultat i lidhjeve receptor-mikroorganizëm mund të matet me saktësi të lartë duke përdorur biosensorët interferometrik [15]. Në grupin e pajisjeve interferometrike ato që kanë një kanal referencë për të balancuar efektet e zakonshme si ndryshimet e temperaturës, trysnia, luhatjet në fuqinë e dritës, etj., janë më të preferuarat.

Në këtë tezë kërkimi është fokusuar në ndërtimin e strukturës së një biosensori interferometrik të bazuar në valëdrejtuesit MMI me të njëjtin princip pune si ai IY. Për këtë janë përdorur valëdrejtuesit MMI $1 \times N$ me interferencë simetrike për të bërë ndarjen e dritës në një distancë më të shkurtë duke rezultuar në këtë mënyrë në një pajisje më kompakte se IY.

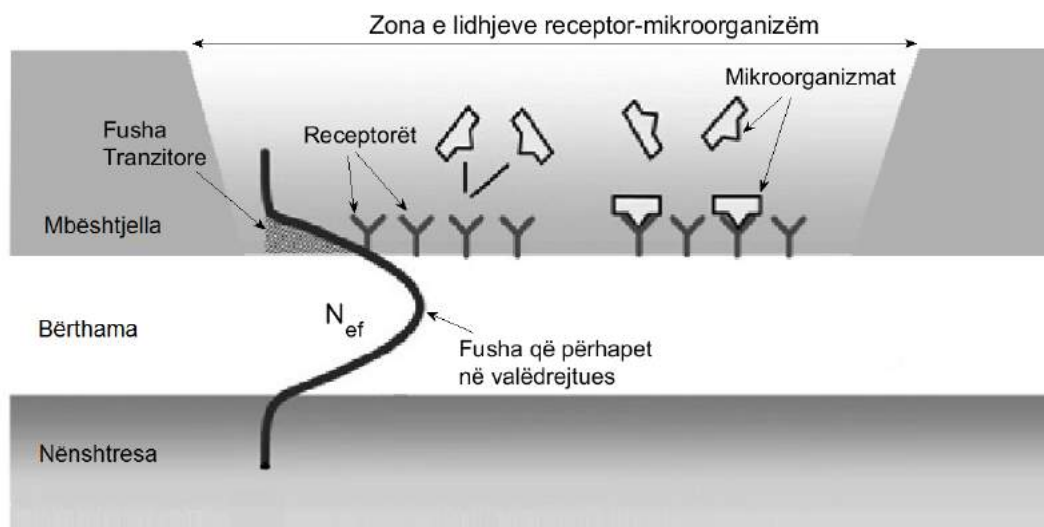


Figura 1.2 Paraqitje skematike e lidhjeve midis receptorëve dhe mikroorganizmave të cilat ndodhin në zonën e fushës tranzitore të valës që përhapet në strukturën e valëdrejtuesit të një biosensori. N_{ef} tregon indeksin efektiv të fushës që përhapet në valëdrejtues. Përshtatur nga [15]. © SPIE 2008.

1.3 Një këndvështrim historik i fotonikës dhe standardizimit të proceseve të prodhimit

Në kohët e sotme po ndodhin ndryshime shumë të rëndësishme në fushën e teknologjisë përmes bashkimit të fotonikës dhe elektronikës në një platformë të vetme. Duke bashkuar integrimin fotonik me atë elektronik kanë filluar të lindin lloje të rinj sitemesh hibrid elektronik-fotonik, të cilët kanë pasur një ndikim të madh kryesisht në bioteknologji dhe telekomunikacion [16]. Fotonika në ditët e sotme është në fillimet e zhillimit të saj, siç ishte elektronika në vitet '70, dhe është duke e zëvendësuar ngadalë integrimin elektronik me atë fotonik duke shkaktuar një revolucion në fushën optike. Në fillim qarqet fotonike filluan të përdoren në telekomunikacion dhe qendra të dhënash, ndërsa tani janë shpërndarë në shumë sektorë të tjerë si në pajisjet ndijore, hapësirën ajrore, automobilistike, kujdesin shëndetësor, etj. Metodot dhe standartet për ndërtimin e qarqeve të integruar elektronikë u zhvilluan që në fillim të viteve '70 dhe më pas u përdorën nga kompanitë e njohura ndërkombëtare si Intel dhe HP në ndërtimin e qarqeve të integruara [17]. Këto përpjekje çuan në themelimin e një organizate të quajtur MOSIS (Metal Oxide Semiconductor Implementation Service) në vitin 1981, e cila e bëri të aksesueshëm publikisht procesin e prodhimit të qarqeve të integruara. Mundësia e aksesimit të këtij standarti ishte edhe një nga arsyet kryesore të suksesit të mikroelettronikës, dhe në veçanti të teknologjisë CMOS (Complementary Metal–Oxide–Semiconductor), pasi duke i bërë publike këto procese çdo person mund të ndërtonte prototipin e qarkut të tij, dhe më pas nëse ai prototip ishte i suksesshëm dhe i dobishëm mund të prodhohej në shkallë të gjerë. E njëjta gjë po ndodh sot edhe me fotonikën.

Fotonika ka një avantazh të madh përse i përket prodhimit të qarqeve sepse fabrikat e prodhimit të silicit, të përdorura nga teknologjia e mikroqarqeve elektronikë, mund të përdoren edhe në ndërtimin e qarqeve fotonik, duke qenë se përmes silicit mund të ndërtojmë qarqe fotonik me performancë të mirë dhe me kosto të ulët [18]. Megjithatë, fabrikat për ndërtimin e tranzistorëve nuk mund të përdoren drejtpërdrejt në ndërtimin e qarqeve fotonike. Provat e bëra për të integruar qarqet fotonik në vaferat CMOS, pa bërë më parë disa ndryshime në procesin e prodhimit, kanë rezultuar në ndërtimin e pajisjeve me performancë të dobët [19]. Megjithatë, si rezultat i kërkimeve të kryera vitet e fundit janë zbuluar disa metoda të cilat bëjnë të mundur ripërdorimin e infrastrukturës CMOS për ndërtimin e qarqeve fotonike, ku informacioni transferohet në mënyrë të ngjashme nga zona elektronike në atë fotonike dhe anasjelltas [20]. Problemi kryesor me këto qarqe qëndron në integrimin e burimit të dritës në hyrje të qarkut, megjithatë kohët e fundit janë zhvilluar lazera me grimca kuantike dhe germanium të integruar në mënyrë monolitike në silic [21]. Teknologjitë e çiftimit të burimit në hyrje të qarkut, të trashëguara nga elektronika, vazhdojnë të përdoren edhe sot për çiftimin me kosto të ulët të lazerave në qarqet fotonik, por duhet thënë se këto përjasje janë akoma në zhvillim e sipër. Disa produkte komerciale të cilat integrojnë elementët elektronikë dhe fotonik në një qark kanë filluar të dalin në treg dhe shumë kompani të njohura si Intel, Samsung, IBM, ST, etj, kanë filluar të investojnë në këtë fushë.

1.4 Modelimi i pajisjeve optike dhe metodat e simulimit

Ashtu si në shumë fusha të teknologjisë edhe në fotonikë është e nevojshme që pajisjet optike të modelohen dhe analizohen përpara se ato të kalojnë në procesin e prodhimit. Ndërtimi i pajisjeve të reja optike ka kosto të lartë dhe në një mjedis me konkurrencë të lartë ekonomike kompanitë prodhuese janë të kujdesshme në investimet e tyre dhe kërkojnë besimin që produkti i planifikuar të funksionojë siç duhet në realitet. Disponueshmëria e programeve të avancuar të simulimit, modelimit dhe projektimit kompjuterik i ka zvogëluar shumë këto rreziqe sot, duke i lejuar prodhuesit të bëjnë një testim të plotë paraprak të modelit të pajisjes përpara se të investojnë në prodhimin e saj. Gjithashtu, ndërtimi i modeleve të sakta për pajisjet zvogëlon koston e prodhimit duke ulur numrin e inspektimeve të nevojshme dhe duke përmirësuar efikasitetin e përgjithshëm të procesit të prodhimit. Këto procese në fillim kryheshin manualisht dhe në përgjithësi përsëriteshin disa herë për shkak të gabimeve që bëheshin gjatë procesit të projektimit të pajisjeve të cila zbuloheshin me vonësë. Punimi me programe të ndryshëm të cilët lejojnë modelimin 3-D të pajisjeve optike kërkonte kompjutera me fuqi të larta grafike dhe përpunimi të cilat fillimisht ishin të disponueshme vetëm nga kompanitë e mëdha. Por zhvillimet e shpejta që ndodhën në teknologji bëjnë të mundur sot ekzekutimin e këtyre programeve edhe në kompjutera personalë apo laptop, duke e sjellë mundësinë e modelimit, simulimit dhe analizës numerike të pajisjeve optike të përdorshme nga të gjithë.

Kur qarqet optike përbëhen nga disa elementë përdoren metoda dhe mjete të ndryshme për krijimin e modeleve të thjeshtë dhe të saktë për këto elementë. Kjo mund të bëhet duke simuluar përgjigjen e qarkut në gjendjen e qëndrueshme në rrafshin e kohës me programe si Advanced

Simulator for Photonic Integrated Circuits (ASPIC), Photon Design PICWave dhe Optiwave OptiSystem, ose duke përdorur programe të cilët simulojnë përgjigjen e qarkut si në rrafshin e kohës edhe në rrafshin e frekuencës, ku përfshihen Synopsys, OptSim, VPIsystems, Lumerical Solutions, etj [22]. Në modelimin e elementëve të një qarku optik janë shumë të përdorura edhe metodat numerike, siç është metoda e diferencave të fundme në rrafshin e kohës (Finite Difference Time Domain (FDTD)), metoda e indeksit efektiv (Effective Index Method (EIM)), metodat e përhapjes së vlerave të veta (Eigenmode Expansion Method (EME)), etj [23]. Për fat të keq performanca e këtyre metodave bie me rritjen e numrit të elementëve në një pajisje optike (p.sh., dyfishimi i vëllimit të pajisjes në një simulim FDTD në përgjithësi e rrit 4-herë kohën e nevojshme të simulimit). Prandaj, në këto simulime duhen përdorur modele të thjeshtë të cilët i përfaqësojnë saktë elementët e përdorur në këto pajisje. Këto metoda janë përdorur më parë në teknologjinë CMOS të elektronikës, dhe tani po përdoren edhe në fotonikë për modelimin e sistemetve optike [19].

Në ditët e sotme, një numër i madh pajisjesh optike si modulator, çelësa, filtra, ndarës fuqie, etj, ndërtohen përmes integritetit të valëdrejtuesve optik [24]. Ata ekzistojnë në një shumëllojshmëri gjeometrish por vetëm disa prej tyre përputhen me teknologjinë dhe sistemin CMOS të prodhimit. Më të zakonshmit janë valëdrejtuesit me kufizim të lartë të dritës në të cilët kemi një diferencë të lartë midis indekseve të thyerjes të shtresave përbërëse të tij. Por si rezultat i bashkëveprimit të fortë të dritës me muret anësorë të valëdrejtuesit, këto pajisje në fillim kishin humbje të larta. U deshën disa vite punë kërkimore për të reduktuar këto humbje në nivele të pranueshme përmes përmirësimit të materialeve përbërës apo optimizimit të parametrave gjeometrikë të tyre. Vlera të ulëta të humbjeve për valëdrejtuesit me kufizim të lartë të dritës të prodhuar me metodat moderne janë 2 dB/cm [25]. Në përgjithësi projektimi i valëdrejtuesve optik kalon në këto hapa:

- Së pari, kryhen llogaritjet një-dimensionale (1D) për të përcaktuar modat e lejuara në valëdrejtues, duke marrë parasysh nënshtresën dhe mbështjellën e duhur okside. Kjo mund të bëhet në mënyrë analitike ose numerike. Trashësia e valëdrejtuesit përcaktohet në bazë të kërkesave ndaj tij, p.sh., të lejojë përhapjen e një mode të vetme me një polarizim të caktuar, TE ose TM. Kryesisht zgjedhja mbi trashësinë e valëdrejtuesit kufizohet nga ajo që ofrohet nga fabrika apo prodhuesi i tyre.
- Pasi përcaktohet trashësia, gjendet gjerësia e duhur e valëdrejtuesit në mënyrë që përsëri të kënaq kërkesat ndaj tij. Kjo mund të bëhet duke përdorur metodën e indeksit efektiv ose metodën e plotë vektoriale 2D.

1.5 Qëllimi i tezës

Pamundësia për të diagnostikuar shpejt sëmundjet është një faktor i rëndësishëm i vdekshmërisë së lartë kryesisht në vendet e botës së tretë. Diagnozot e shpejta dhe të sakta të sëmundjes luajnë një rol të rëndësishëm në vendimet që merren në trajtimin e sëmundjes dhe mbijetesën e pacientit. Edhe në vendet e zhvilluara ka një kërkesë në rritje për pajisje ndijore diagnostikuese

të lehta në përdorim, të mbartshme dhe me kosto të ulët të cilat mund të përdoren në fushën e kujdesit shëndetësor, sigurisë, monitorimit të mjedisit, analizën e ushqimit, farmaceutikë, etj. Gjithashtu, zbulimi i hershëm i sëmundjeshkaktuesve (patogjeneve) të jep mundësinë të ndërhysh herët (ose në kohën e duhur) për të shëruar sëmundjen, duke zvogëluar efektet anësore të saj dhe duke sjellë dobi afatgjata. Avancimet në nanoteknologji kanë hapur horizonte të reja në fushën e biosensorëve të cilët janë në gjendje të plotësojnë këto kërkesa përmes miniaturizimit dhe automatizimit të procedurave diagnostikuese në pajisje të mbartshme duke i bërë të përdorshme në vendet ku mungojnë laboratorët klinikë [1].

Veçanërisht, biosensorët interferometrik me disa kanale mund të monitorojnë paralelisht disa bashkëveprime biomolekulare dhe në mënyrë të pavarur duke vendosur receptor të ndryshëm në kanalet e tyre matës. Megjithatë, kërkimet në këtë fushë akoma nuk kanë çuar në komercializimin e këtyre pajisjeve në shkallë të gjerë dhe me kosto të ulët. Shumica e kërkimeve të kryera në këtë fushë deri tani ka qenë e fokusuar në përmirësimin e ndjeshmërisë së tyre, selektivitetit dhe stabilitetit, ndërsa shumë pak hulumtime janë bërë për të ulur koston e lartë të prodhimit dhe për të rritur kapacitetin e tyre matës. Kohët e fundit ka pasur një interes në rritje në zbatimin e interferencës së shumë modave (MMI) në optikën e integruar për shkak të përmasave kompakte, humbjeve të vogla dhe tolerancave të mëdha në fabrikim që ato ofrojnë [26]. Materiale të ndryshme si silici (Si), indium fosfidi (InP), dhe dioksidi silicit (SiO_2) janë përdorur për ndërtimin e valëdrejtuesve MMI si rezultat i karakteristikave të mira optike që ofrojnë dhe mundësinë për t'u përshtatur me teknologjinë CMOS të qarqeve të integruara e cila tashmë ka arritur një zhvillim të qëndrueshëm [27]. Kjo tezë synon zhvillimin përmes simulimit të një strukture funksionale të një biosensori interferometrik me valëdrejtues MMI, e cila ofron kapacitet të lartë matës dhe kosto të ulët. Analiza e kësaj strukture është bërë e mundur përmes programeve të simulimit OptiBPM, i cili përdor metodën BPM, dhe Lumerical MODE Solutions, i cili përdor metodën EME.

1.6 Përmbajtja e tezës

Kjo tezë fillon me një prezantim të përgjithshëm të fushës së biosensorëve dhe të proceseve standarde teknologjike të përdorura në fotonikë për prodhimin e tyre.

Në kapitullin 2 bëhet një përshkrim i detajuar me anë të funksioneve analitike i përhapjes së kufizuar të dritës në valëdrejtuesit optik me kontrast të lartë të indeksit të thyerjes.

Në kapitullin 3 bëhet një shpjegim i detajuar i principeve themelore të punës së valëdrejtuesve të bazuar në interferencën e shumë modave, ose valëdrejtuesve MMI (MultiMode Interference), duke qenë se pjesa më e madhe e punës në këtë tezë i është dedikuar studimit të tyre për t'u përdorur në strukturën e re të biosensorit interferometrik.

Në kapitullin 4 është bërë një studim i literaturës dhe është paraqitur një përmbledhje e zhvillimeve kryesore që kanë ndodhur në 20 vitet e fundit në fushën e biosensorëve interferometrik. Duke ruajtur një rend historik të këtyre zhvillimeve është bërë e mundur të krahasohen strukturat e biosensorëve të ndryshëm për të treguar jo vetëm zhvillimet në këtë fushë, por edhe për të krahasuar avantazhet dhe disavantazhet e secilit.

Në kapitullin 5 është paraqitur struktura e parë e biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI dhe janë përcaktuar parametrat e tij. Më pas, është bërë një analizë e humbjeve dhe çballancimit të fuqisë për valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe MMI 1×10 për disa gjatësi vale dhe dy polarizimet TE dhe TM, duke u siguruar për përshtatshmërinë e tyre në strukturën e biosensorit interferometrik.

Në kapitullin 6 është prezantuar një strukturë e dytë më kompakte për biosensorin interferometrik me valëdrejtues MMI. Për këtë strukturë është studiuar performanca duke simuluar dhe analizuar elementët përbërës të saj dhe duke vlerësuar në fund mundësinë e aplikimit praktik të kësaj strukture.

Në kapitullin 7 është bërë një përshkrim i plotë teorik i gabimeve në matje që lindin nga principi i punës së biosensorit me valëdrejtues MMI, përkatësisht Gabimi në Fazë (GF) dhe Ndikimi Reciprok (NR). Më pas janë analizuar dy teknika për zvogëlimin e gabimeve që vijnë si rezultat i rrjedhjes spektrale për shkak të përdorimit të Transformimit të Shpejtë Fourier (FFT). Përkatësisht janë analizuar teknika e funksioneve dritare dhe rritja e rezolucionit të kamerës CCD.

Së fundmi, një përmbledhje e përgjithshme, synimet për të ardhmen e kësaj pune dhe shënimet përfundimtare janë paraqitur në kapitullin 8.

Referencat

- [1] Yager, P., et al., *Microfluidic diagnostic technologies for global public health*. Nature, 2006. **442**(7101): p. 412-418.
- [2] Duval, D., et al., *Nanophotonic lab-on-a-chip platforms including novel bimodal interferometers, microfluidics and grating couplers*. Lab on a Chip, 2012. **12**(11): p. 1987-1994.
- [3] Dr. Rajender Thusu, P., Frost & Sullivan, *Strong Growth Predicted for Biosensors Market*. 2010.
- [4] Vo-Dinh, T., *Biomedical Photonics Handbook: Biomedical Diagnostics*. 2014: CRC press.
- [5] Clark, L.C. and C. Lyons, *Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery*. Annals of the New York Academy of sciences, 1962. **102**(1): p. 29-45.
- [6] Chambers, J.P., et al., *Biosensor recognition elements*. 2008, DTIC Document.
- [7] Oliver, N., et al., *Glucose sensors: a review of current and emerging technology*. Diabetic Medicine, 2009. **26**(3): p. 197-210.
- [8] Lazcka, O., F.J. Del Campo, and F.X. Munoz, *Pathogen detection: a perspective of traditional methods and biosensors*. Biosensors and bioelectronics, 2007. **22**(7): p. 1205-1217.
- [9] Cunningham, B.T., *Label-free optical biosensors: An introduction*. Label-Free Biosensors: Techniques and Applications, 2009: p. 1.
- [10] Justino, C.I., T.A. Rocha-Santos, and A.C. Duarte, *Review of analytical figures of merit of sensors and biosensors in clinical applications*. TrAC Trends in Analytical Chemistry, 2010. **29**(10): p. 1172-1183.
- [11] Cooper, M.A., *Optical biosensors in drug discovery*. Nature Reviews Drug Discovery, 2002. **1**(7): p. 515-528.
- [12] Estevez, M.-C., M. Alvarez, and L.M. Lechuga, *Integrated optical devices for lab-on-a-chip biosensing applications*. Laser & Photonics Reviews, 2012. **6**(4): p. 463-487.
- [13] Heideman, R., R. Kooyman, and J. Greve, *Performance of a highly sensitive optical waveguide Mach-Zehnder interferometer immunosensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1993. **10**(3): p. 209-217.
- [14] Ymeti, A., et al., *Fast, ultrasensitive virus detection using a Young interferometer sensor*. Nano letters, 2007. **7**(2): p. 394-397.
- [15] Lechuga, L.M., et al. *Biosensing microsystems: fast, label-free, real-time clinical testing*. 2008. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers.
- [16] Arakawa, Y., et al., *Silicon photonics for next generation system integration platform*. Communications Magazine, IEEE, 2013. **51**(3): p. 72-77.
- [17] Conway, L., *Reminiscences of the VLSI revolution: how a series of failures triggered a paradigm shift in digital design*. IEEE Solid-State Circuits Magazine, 2012. **4**(4): p. 8-31.
- [18] Mekis, A., et al. *A CMOS photonics platform for high-speed optical interconnects*. in *IEEE Photonics Conference 2012*. 2012.
- [19] Hochberg, M., et al., *Silicon photonics: the next fabless semiconductor industry*. Solid-State Circuits Magazine, IEEE, 2013. **5**(1): p. 48-58.
- [20] Baehr-Jones, T., et al., *Myths and rumours of silicon photonics*. Nature Photonics, 2012. **6**(4): p. 206-208.
- [21] Liu, A.Y., et al., *High performance continuous wave 1.3 μm quantum dot lasers on silicon*. Applied Physics Letters, 2014. **104**(4): p. 041104.
- [22] RSoft, C., *User Guide*, Synopsys. Inc., RSoft Products, 2014.
- [23] Elsherbeni, A.Z. and V. Demir, *The Finite-difference Time-domain Method for Electromagnetics with MATLAB® Simulations*. 2009: SciTech Pub.
- [24] Breglio, G., et al. *Temperature optical sensor based on a silicon bimodal Y branch*. in *Symposium on Integrated Optics*. 2001. International Society for Optics and Photonics.
- [25] Lim, A.E.-J., et al., *Review of silicon photonics foundry efforts*. Selected Topics in Quantum Electronics, IEEE Journal of, 2014. **20**(4): p. 405-416.
- [26] Soldano, L.B. and E. Pennings, *Optical multi-mode interference devices based on self-imaging: principles and applications*. Lightwave Technology, Journal of, 1995. **13**(4): p. 615-627.
- [27] Shi, Y., *Design, Simulation and Characterization of Some Planar Lightwave Circuits*. 2008.

KAPITULLI 2

Principi i përhapjes së valëve optike në një mjedis dielektrik

Në këtë kapitull pas kufizimit të dritës në mjediset dielektrike janë paraqitur ekuacionet e Maxwellit në mjedisin dielektrik, për të vazhduar më pas me zgjidhjen e tyre në valëdrejtuesin më të thjeshtë, valëdrejtuesin plan, i përbërë nga tre shtresa mbi njëra tjetrën. Më pas janë analizuar valët që përhapen në këtë strukturë, ose me fjalë të tjera, është treguar se pasi kemi përcaktuar një trashësi të shtresës qëndrore, indeksin e thyerjes dhe gjatësinë e valës së dritës, ekzistojnë vetëm disa konstante diskrete të përhapjes së valës që pranohen nga valëdrejtuesi.

2.1 Kufizimi i dritës

Në ditët e sotme ideja që drita mund të kufizohet dhe të transmetojë informacion është bërë një koncept i njohur. Njerëzit e përdorin çdo ditë internetin dhe edhe pa ndonjë njohuri për fizikën e përhapjes së dritës në një mjedis dielektrik ata janë në dijeni të faktit që është më mirë të transmetohet informacioni dhe të dhënat me fibra optike, duke qenë se ato janë më të shpejta; ofrojnë kapacitet më të lartë për mbartjen e informacionit; janë të mbrojtura ndaj zhurmave elektromagnetike dhe mund të përdoren për shumë kilometra pa ndonjë shuarje domethënëse të sinjalit. Përhapja e drejtuar e dritës në një strukturë dielektrike ndodh sepse kur një rreze drite bie në sipërfaqen ndarëse midis dy mjediseve me indekse thyerje të ndryshëm (pra me densitete të ndryshme), ekziston një kënd kritik, θ_c , ku për të gjithë këndet më të mëdhenj se ai, rrezja nuk hyn në mjedisin tjetër, por pasqyrohet brenda mjedisit fillestar, pra mbetet e bllokuar në atë mjedis.

Ky fenomen quhet *pasqyrimi i plotë i brendshëm* dhe u vëzhgua për herë të parë në 1841 në mënyrë aksidentale nga fizikani zvicerian Daniel Colladon gjatë një konference në një sallë të errët në Universitetin e Gjenevës [1]. Me synimin për të ndriçuar strukturën e një eksperimenti rreth rrjedhjes dhe shpërhapjes së ujit nga një vrimë e vogël në fund të një strukture, ai përdori një tub metalik për të përçuar dritën e djellit [2]. Fatmirësisht, drita e djellit ra me një kënd të përshatshëm rënie dhe në errësirë rrjedha e ujit duke dalë u bë e shndritshme: drita kishte mbetur e bllokuar në rrjedhën e ujit si rezultat i pasqyrimin të plotë të brendshëm. Në të njëjtin vit një fizikan tjetër, francezi Jacques Babinet, vuri re të njëjtin fenomen duke ndriçuar fundin e një shisheje përmes një qiriu duke derdhur në të njëjtën kohë lëngun që mbante brenda [3]. Në atë kohë ky fenomen nuk kishte aplikime të rëndësishme, megjithatë fizikani Babinet sugjeroi një aplikim interesant mjekësor në përdorimin e beretave prej xhami për të ndriçuar kavietin oral. Ky aparat u përdor në fund të shekullit të 18-t nga dy mjekë Vinezë, Roth dhe Reuss, dhe një mjek Amerikan, David Smith, për të marrë patentën e disa instrumentave stomatologjik, por që nuk patën shumë sukses. Vetëm në gjysmën e dytë të shekullit të njëzet filloi të rritet interesi në përdorimin e dritës për aplikime të ndryshme, gjë që lidhej edhe me zbulimin e lazerit.

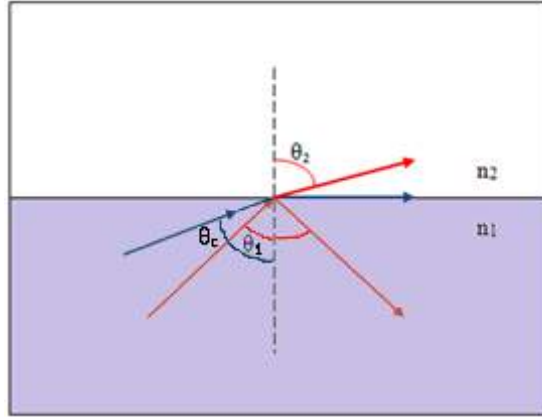


Figura 2.1 Pasqyrimi i rrezeve të dritës në ndërfaqen midis dy mjediseve me densitetete të ndryshme. Rrezet që vijnë nga një mjedis më i dendur me kënd rënie θ_1 , pasqyrohen pjesërisht në të njëjtin mjedis me të njëjtin kënd dhe pjesërisht përthyerhet në mjedisin e dytë me një kënd përthyerje $\theta_2 > \theta_1$. Me rritjen e këndit të rënies, këndi i përthyerjes i afrohet këndit $\pi/2$.

Pra, eksperimentet e kësaj periudhe treguan se në mënyrë që drita të kufizohet në një mjedis duhet që indeksi i tij i thyerjes të jetë më i madh se indeksi i thyerjes së mjedisit rrethues. Këndi kritik mund të nxirret lehtë nga ligji i Snellit [4]:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (2.1)$$

Duke qenë se $n_1 > n_2$ kjo sjell $\theta_1 < \theta_2$. Ndërkohë që këndi θ_1 rritet, këndi θ_2 i afrohet këndit 90° , që do të thotë se nuk do të kemi më valë të përthyer por vetëm valë të pasqyruar. Duke vendosur në ekuacionin (2.1) kushtin $\theta_2 = \pi$, mund të përcaktojmë këndin kritik:

$$\theta_c = \arcsin \frac{n_1}{n_2} \quad (2.2)$$

Nga ekuacioni i mësipërm duket sikur drita mund të përhapet në valëdrejtues për të gjitha këndet më të mëdhenj se këndi kritik, por kjo nuk është e vërtetë. Drita do të përhapet në valëdrejtues vetëm për disa kënde të caktuar të cilët varen nga gjatësia e valës së saj dhe parametrat gjeometrikë të valëdrejtuesit. Për të treguar këtë është e nevojshme të njihen ekuacionet e Maxwellit.

2.2 Ekuacionet e Maxwellit në një mjedis dielektrik homogjen

Në rastin e përgjithshëm të përhapjes së fushës elektromagnetike në një mjedis, përveç intensitetit të *fushës elektrike* $\mathbf{E}$ dhe *fushës magnetike* $\mathbf{H}$, ekuacionet e Maxwellit përmbajnë dy fusha të tjera, *vektorin e induksionit të fushës elektrike* $\mathbf{D}$, dhe *vektorin e induksionit të fushës magnetike* $\mathbf{B}$, të cilët kënaqin ekuacionet më poshtë [5]:

$$\nabla \cdot \mathbf{D}(\mathbf{r}, t) = \rho \quad (2.3a)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = 0 \quad (2.3b)$$

$$\nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = -\frac{\partial \mathbf{B}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (2.3c)$$

$$\nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (2.3d)$$

ku ρ është *dendësia e ngarkesave* në mjedis, $\mathbf{J}$ është *densiteti i rrymës* dhe $\mathbf{r}$ është koordinata e pikës në shqyrtim.

Në mënyrë që të përcaktojmë në mënyrë të qartë vektorët e fushës të përcaktuar nga shpërndarja e rrymave dhe ngarkesave në mjedis, duhet të tregojmë lidhjen e vektorëve $\mathbf{D}$ dhe $\mathbf{J}$ me fushën $\mathbf{E}$ dhe lidhjen e fushës $\mathbf{B}$ me $\mathbf{H}$. Në rastin e një mjedisi *linear* dhe *izotropik* këto lidhje mund të shkruhen si [5]:

$$\mathbf{D} = \varepsilon \mathbf{E} \quad (2.4a)$$

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad (2.4b)$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (2.4c)$$

ku ε është *përshkueshmëria elektrike*, ose (*konstantia dielektrike* për materialet lineare), μ është *depërtueshmëria magnetike* dhe σ është *përcjellshmëria elektrike* karakteristike për materialin.

Pjesa më e madhe e materialeve që përdoren në optoelektronikë për të ndërtuar valëdrejtuesit, apo pajisje të tjera, janë dielektrikë shumë të mirë, prandaj përcjellshmëria e tyre është $\sigma \approx 0$. Për këto materiale në të cilat nuk kemi ngarkesa dhe rrymë, ($\mathbf{J} = 0$ dhe $\rho = 0$), duke përdorur ekuacionet (2.4), ekuacionet e Maxwellit (2.3) bëhen [5]:

$$\nabla \cdot \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = 0 \quad (2.5a)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = 0 \quad (2.5b)$$

$$\nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = -\frac{\partial \mu \mathbf{H}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (2.5c)$$

$$\nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{J} + \frac{\partial \varepsilon \mathbf{E}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (2.5d)$$

dhe pas disa veprimeve matematike ato reduktohen në një sistem me vetëm dy ekuacione për fushën elektrike dhe magnetike:

$$\nabla^2 \mathbf{E} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial t^2} + (\nabla \ln \mu) \times (\nabla \times \mathbf{E}) + \nabla(\mathbf{E} \cdot \nabla \ln \varepsilon) = 0 \quad (2.6a)$$

$$\nabla^2 \mathbf{H} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \mathbf{H}}{\partial t^2} + (\nabla \ln \varepsilon) \times (\nabla \times \mathbf{H}) + \nabla(\mathbf{H} \cdot \nabla \ln \mu) = 0 \quad (2.6b)$$

Për materialet *homogjene*, në të cilat përshkueshmëria elektrike dhe depërtueshmëria magnetike janë të pavarura nga koordinatat e pikës, në mënyrë që $\nabla \ln \epsilon = \nabla \ln \mu = 0$, sistemi i mëparshëm merr formën e një sistemi më të thjeshtë me dy ekuacione diferencialë të pjesshëm, të palidhur me njëri-tjetrin, për fushat $\mathbf{E}$ dhe $\mathbf{H}$ [5]:

$$\nabla^2 \mathbf{E} = \mu \epsilon \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial t^2} \quad (2.7a)$$

$$\nabla^2 \mathbf{H} = \mu \epsilon \frac{\partial^2 \mathbf{H}}{\partial t^2} \quad (2.7b)$$

Ekuacionet e mësipërme në formën e tyre skalare i korrespondojnë një grupi prej gjashtë ekuacionesh, të njohura si *ekuacionet e valës*, për secilën përbërëse të boshtit kartezian, $A_j = E_j, H_j$, ku $j = x, y, z$:

$$\nabla^2 A_j = \mu \epsilon \frac{\partial^2 A_j}{\partial t^2} \quad (2.8)$$

Ky ekuacion tregon që fusha elektromagnetike përhapet në një mjedis dielektrik si një valë me shpejtësi:

$$v = \frac{1}{\sqrt{\epsilon \mu}} \quad (2.9)$$

Nëse përcaktojmë *përshkueshmërinë elektrike relative* si $\epsilon_{rel} = \epsilon/\epsilon_0$ dhe *depërtueshmërinë magnetike relative* si $\mu_{rel} = \mu/\mu_0$, atëherë ekuacionin (2.9) mund ta shkruajmë:

$$v = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0 \epsilon_{rel} \mu_{rel}}} = \frac{c}{n} \quad (2.10)$$

ku $c = 1/\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}$ është shpejtësia e dritës në vakum (ϵ_0 është *përshkueshmëria në vakum* dhe μ_0 është *depërtueshmëria në vakum*) dhe $n = \sqrt{\epsilon_{rel} \mu_{rel}}$ është *indeksi i thyerjes së mjedisit dielektrik*.

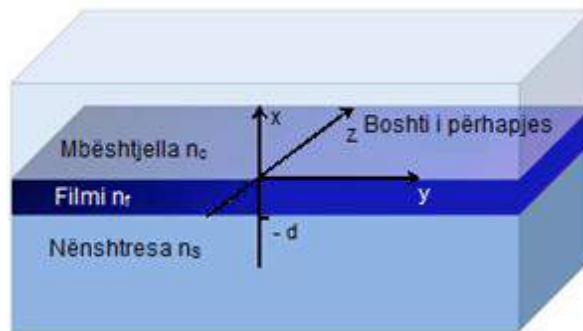


Figura 2.2 Valëdrejtuesi plan me tre shtresa.

2.3 Ekuacionet e valës në valëdrejtuesit planar dielektrik

Për të kuptuar më mirë përhapjen e dritës në një valëdrejtues dhe karakteristikat e saj majfton të zgjidhim ekuacionin e valës në strukturën më të thjeshtë të mundshme, valëdrejtuesin plan, të treguar në figurën 2.2. Kjo strukturë përbëhet nga një bërthamë dielektrike (e quajtur ndryshe *film dielektrik* me depërtueshmëri magnetike $\mu = 0$ dhe përcjellshmëri $\sigma = 0$), me indeks thyerje n_f , e ndodhur midis dy shtresave të tjera dielektrike, *nënshtresa* dhe *mbështjella*, me indekse thyerje n_s dhe n_c , respektivisht. Në secilën prej këtyre shtresave indekset respektiv të thyerjes nuk ndryshojnë:

$$\nabla \ln \varepsilon = \nabla \ln \mu \approx 0 \quad (2.11)$$

Në rastin e kufizimit të dritës në dy drejtime, i cili përfaqëson rastin e përhapjes së dritës tek valëdrejtuesit në formë *kanali*, ekuacionet e valës derivohen nga ato të valëdrejtuesit plan [6]. Megjithëse përgjatë drejtimit x struktura e valëdrejtuesit nuk është homogjene ekuacioni (2.7) i valës mund të përdoret në secilën shtresë homogjene të valëdrejtuesit që plotëson kushtin (2.11). Për valët monokromatike me frekuencë këndore ω intensiteti i të cilës varet vetëm nga koordinata x kemi [7]:

$$A(x, t) = A(x) e^{i(\omega t - \beta z)} \quad (2.12)$$

Nëse dihet shpërndaria e indeksit të thyerjes, $n(x)$, sipas drejtimit pingul me drejtimin e përhapjes problemi reduktohet në zgjidhjen e një sistemi me 6×3 ekuacione, një për çdo përbërëse në boshtet kartezianë të fushave $A_l(x)$ ($A = E, H$ dhe $l = x, y, z$), në secilën prej shtresave:

$$\left[\frac{\partial^2}{\partial x^2} + (k^2 n_j^2 - \beta^2) \right] A_{jl}(x) = 0 \quad (2.13)$$

ku $j = s, f, c$ në nënshtresë, film dhe mbështjellëse, respektivisht, duke imponuar vazhdimësinë e përbërësve tangencialë të fushave në ndërfaqet e dielektrikut. Në ekuacionin e fundit parametri $k = 2\pi/\lambda$ është *numri valor* dhe λ gjatësia e valës së fushës.

Siç duket qartë, ekuacionet e sistemit të mësipërm nuk janë të pavarur pasi ata janë të lidhur me anë të ekuacioneve të Maxwellit. Nëse imagjinojmë se kemi një valë rënëse të polarizuar, psh me fushën elektrike (magnetike) paralel me planin e filmit (boshti y), në mënyrë që fusha tjetër, fusha magnetike (elektrike), ka vetëm dy komponentët sipas x dhe sipas z të ndryshëm nga zero, atëherë sistemi i mësipërm do të reduktohet në tre ekuacione. Ne mund të zgjidhim ekuacionin që përmban E_y (H_y), dhe të nxjerrim komponentët e tjerë të fushës elektromagnetike nga ekuacionet e Maxwellit.

Për të qenë më të qartë, nëse kemi një valë të tillë ku $\mathbf{E}(x) = (0, E_y(x), 0)$, dhe $\mathbf{H}(x) = (H_x(x), 0, H_z(x))$ sistemi që duhet zgjidhur është [8]:

$$\left[\frac{\partial^2}{\partial x^2} + (k^2 n_j^2 - \beta^2) \right] E_{jy}(x) = 0 \quad (2.14a)$$

$$H_{jx} = -(\beta/\omega\mu_0)E_{jy} \quad (2.14b)$$

$$H_{jz} = (i/\omega\mu_0) \partial E_{jy}/\partial x \quad (2.14c)$$

me kushtet e vazhdimësisë së fushave dhe derivateve të para në ndërfaqet dielektrike ($x = 0$, $x = -d$). Nga figura 2.2 shohim që:

$$j = \begin{cases} c & \forall x \geq 0 \\ f & \forall -d < x < 0 \\ s & \forall x < -d \end{cases} \quad (2.15)$$

Në rastin tjetër do të kishim një fushë $\mathbf{H}(x) = (0, H_y(x), 0)$ dhe $\mathbf{E}(x) = (E_x(x), 0, E_z(x))$, prandaj sistemi që duhet zgjidhur është [8]:

$$\left[\frac{\partial^2}{\partial x^2} + (k^2 n_j^2 - \beta^2) \right] H_{jy}(x) = 0 \quad (2.16a)$$

$$E_{jx} = (\beta/\omega\epsilon_0 n_j^2) H_{jy} \quad (2.16b)$$

$$E_{jz} = (1/i\omega\epsilon_0 n_j^2) \partial H_{jy}/\partial x \quad (2.16c)$$

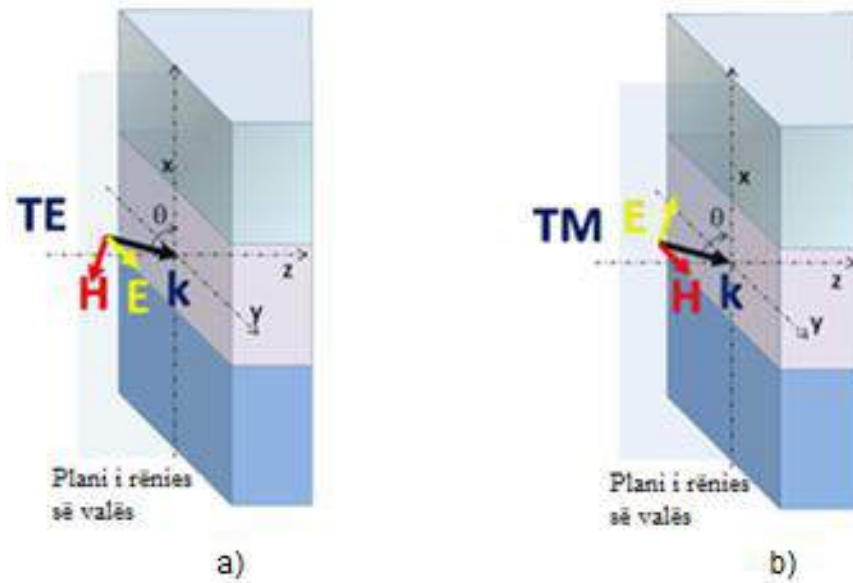


Figura 2.3 a) Polarizimi TE dhe b) Polarizimi TM i fushës elektromagnetike në një valëdrejtues planar. Përshtatur nga [10]. © Elsevier Inc 2006.

Valët e përshkruara nga ekuacionet (2.14), të cilat kanë vetëm komponenten e tërthortë të fushës elektrike, njihen si *modat transvers elektrike* të valëdrejtuesit plan (modat TE), ndërsa valët e përshkruara nga ekuacionet (2.16), të cilat kanë vetëm komponenten e tërthortë të fushës magnetike, njihen si *modat transvers magnetike* (modat TM). Ato përbëjnë një bazë të hapësirës së zgjidhjeve të sistemit të ekuacioneve (2.13) një zgjidhje e përgjithshme e të cilit është [9]:

$$A_j(x) = B_j e^{i\gamma_j x} + C_j e^{-\gamma_j x} \quad (2.17)$$

ku $A_j(x)$ përfaqëson komponenten y të fushës elektrike ose magnetike në shtresën j , ndërsa koeficientët B_j dhe C_j janë dy konstante komplekse. Mund të vërtetohet që shprehja (2.17) e kënaq ekuacionin e valës (2.13) nëse sigurohemi që parametri γ_j kënaq ekuacionin e mëposhtëm [10]:

$$\gamma_j = \sqrt{k_0^2 n_j^2 - \beta^2} \quad (2.18)$$

ku γ_j është i ndryshëm për çdo shtresë, e karakterizuar nga indeksi i saj i thyerjes n_j .

Nëse e përcaktojmë *indeksin efektiv të thyerjes*, N , si një madhësi ku:

$$\beta = k_0 N \quad (2.19)$$

mund të diskutohet për zgjidhjet e përgjithshme të ekuacionit (2.17) në varësi të indeksit efektiv të thyerjes N së modës dhe indeksin e thyerjes n_j të shtresës në shqyrtim:

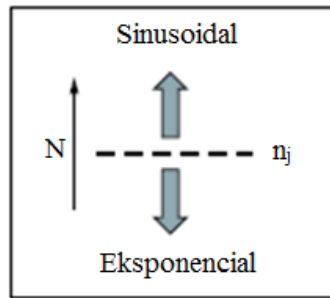


Figura 2.4 Komponentja e fushës elektrike në një zonë të caktuar në varësi të indeksit efektiv të thyerjes së modës, N .

Në varësi të vlerës së konstantes së përhapjes β mund të marrim dy rastet e mëposhtme për parametrin γ_j nga zgjidhja e ekuacionit (2.17) [11]:

- i. Nëse konstantja e përhapjes β është më e vogël se $k_0 n_j$ (ose $N < n_j$) atëherë parametri γ_j është numër real, dhe zgjidhja e përgjithshme e përcaktuar nga ekuacioni (2.17) është një funksion sinusoidal.
- ii. Në të kundërt, nëse konstantja e përhapjes $\beta > k_0 n_j$ (ose $N > n_j$) parametri γ_j është numër imagjinar, prandaj zgjidhja e dhënë nga (2.17) përshkruhet nga funksione eksponenciale.

2.4 Modat në një valëdrejtues plan me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes

Zgjidhja e përgjithshme e diskutuar në paragrafin e mësipërm mund të aplikohet lehtë në rastin e modave që përhapen në një valëdrejtues plan me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes duke marrë parasysh gjeometrinë në figurën 2.2. Tre shtresat përbërëse të valëdrejtuesit

kanë indekse thyerje n_c (mbështjella), n_f (filmi ose *bërthama*) dhe n_s (nënshtresa), dhe janë të ndarë nga kufij planar pingul me boshtin- x . Përhapja e dritës ndodh përgjatë boshtit- z . Duke marrë $n_f > n_s > n_c$ dhe planin $x = 0$ si kufiri mbështjellë – film, atëherë nëse trashësia e filmit është d ndërfaqia film – nënshtresë do të ndodhet në planin $x = -d$.

2.4.1 Modat e kufizuara TE

Megjithëse valëdrejtuesit plan me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes në tërësinë e tyre janë johomogjenë, në brendësi të çdo shtrese indeksi i thyerjes është konstant. Prandaj, duke marrë në konsideratë çdo shtresë në veçanti, ekuacioni i valës për modat TE shprehet si [11]:

$$\frac{d^2 E_y}{dx^2} + [k_0^2 n^2 - \beta^2] E_y = 0 \quad (2.20)$$

Në mënyrë që të kemi moda që përhapen në këtë valëdrejtues, konstantja e përhapjes, β , për një modë të caktuar duhet të plotësoj kushtin:

$$k_0 n_s < \beta < k_0 n_f \quad (2.21)$$

ose në termat e indeksit të thyerjes, indeksi efektiv i thyerjes N i modës që përhapet duhet të jetë midis indeksit të thyerjes së filmit n_f dhe indeksit të thyerjes së nënshtresës n_s , siç tregohet në figurën 2.5.

$$n_s < N < n_f \quad (2.22)$$

Duke pasur parasysh këtë rezultat, ekuacioni i valës (2.14a) në secilën prej shtresave homogjene mund të shkruhet si më poshtë [12]:

$$d^2 E_y / dx^2 - \gamma_c^2 E_y = 0 \quad x \geq 0 \text{ (Mbështjella)} \quad (2.23)$$

$$d^2 E_y / dx^2 + \kappa_f^2 E_y = 0 \quad 0 > x > -d \text{ (Filmi)} \quad (2.24)$$

$$d^2 E_y / dx^2 - \gamma_s^2 E_y = 0 \quad x \leq -d \text{ (Nënshtresa)} \quad (2.25)$$

ku tre parametrat γ_c , κ_f dhe γ_s jepen nga:

$$\gamma_c^2 = \beta^2 - k_0^2 n_c^2 \quad (2.26)$$

$$\kappa_f^2 = k_0^2 n_f^2 - \beta^2 \quad (2.27)$$

$$\gamma_s^2 = \beta^2 - k_0^2 n_s^2 \quad (2.28)$$

Në rastin e modave të kufizuara, pra kur β kënaq ekuacionin (2.21), është e qartë që γ_c , κ_f dhe γ_s janë numra realë.

Duke zgjidhur ekuacionet diferenciale (2.23) – (2.25), fusha elektrike në mbështjellë, film dhe nënshtresë mund të shprehet si më poshtë:

$$E_y = \begin{cases} Ae^{-\gamma_c x} & x \geq 0 \\ Be^{i\kappa_f x} + Ce^{-i\kappa_f x} & -d < x < 0 \\ De^{\gamma_s x} & x \leq -d \end{cases} \quad (2.29)$$

Fusha elektrike në mbështjellë pranon gjithashtu edhe një zgjidhje tjetër të formës $A' \exp(\gamma_c x)$, por duke qenë se është një funksion eksponencial rritës për $x > 0$, nuk ka kuptim fizik për modat e kufizuara, prandaj $A' = 0$. Një arsyetim i ngjashëm është përdorur për të eliminuar termin $D' \exp(-\gamma_s x)$ i cili i korrespondon nënshtresës [11].

Kushtet kufitare kërkojnë që E_y dhe dE_y/dx të jenë të vazhdueshëm në ndërfaqen mbështjellë-film ($x = 0$) dhe në ndërfaqen film-nënshtresë ($x = -d$), duke na dhënë katër ekuacione të cilët lidhin parametrat konstant A , B , C dhe D dhe konstanten e përhapjes β . Si rrjedhim, kemi pesë madhësi të panjohura që duhen përcaktuar nga vetëm katër ekuacione. Në të vërtetë, një nga parametrat konstant nuk mund të përcaktohet dhe duhet të mbetet i lirë (psh, parametri A). Ai do të përcaktohet në momentin kur energjia e mbartur nga moda të njihet. Duke e zgjidhur këtë grup ekuacionesh merren ekuacionet më poshtë [8]:

$$\tan \kappa_f d = \frac{\frac{\gamma_c}{\kappa_f} + \frac{\gamma_s}{\kappa_f}}{1 - \left(\frac{\gamma_c}{\kappa_f}\right) \left(\frac{\gamma_s}{\kappa_f}\right)} \quad (2.30)$$

Ky mund të konsiderohet si *ekuacioni i dispersionit* për valëdrejtuesin plan me ndryshim të menjëhershëm të treguesit të thyerjes, dhe përfshin të gjithë parametrat që përcaktojnë valëdrejtuesin (n_c, n_f, n_s dhe d), gjatësinë e valës së përdorur λ dhe konstanten e përhapjes β të modës së kufizuar, nga e cila ne mund të llogarisim në mënyrë numerike konstanten e përhapjes β . Veç kësaj, meqenëse funksioni tangencial e përmbush ekuacionin:

$$\tan(\kappa_f d) = \tan(\kappa_f d + m\pi) \quad m = 0, 1, 2, \dots \quad (2.31)$$

në përgjithësi ekzistojnë disa zgjidhje për konstanten e përhapjes β në varësi të vlerës së numrit të plotë m . Numri i plotë m quhet *rendi i modës*, dhe konsantja e përhapjes e lidhur me të është β_m .

Është me interes të përcaktohen një grup parametrash, të quajtur *parametrat e normalizuar*, në mënyrë të tillë që ekuacioni (2.31) të mund të përgjithësohet për çdo valëdrejtues me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes. Këto parametra përcaktohen si më poshtë [13]:

$$b = \frac{N^2 - n_s^2}{n_f^2 - n_s^2} \quad \text{Indeksi i normalizuar i modës} \quad (2.32)$$

$$V = k_0 d (n_f^2 - n_s^2)^{\frac{1}{2}} \quad \text{Trashësia e normalizuar e modës} \quad (2.33)$$

$$a = \frac{n_s^2 - n_c^2}{n_f^2 - n_s^2} \quad \text{Vlera e asimetrisë} \quad (2.34)$$

Kur indeksi efektiv i thyerjes që i korrespondon një mode të kufizuar në valëdrejtues është në brezin $n_s < N < n_f$, indeksi i normalizuar i modës, b , është i kufizuar në $0 < b < 1$. Në anën tjetër, trashësia e normalizuar e filmit V është e lidhur drejtpërdrejt me trashësinë relative të bërthamës së valëdrejtuesit (filmi) kundrejt gjatësisë së valës së punës, pra $V \propto d/\lambda$, e cila rrjedh nga ekuacioni (2.33). Së fundmi, vlera e asimetrisë a bëhet zero në rastin e valëdrejtuesit simetrik (vlera e indeksit të thyerjes së mbështjellës dhe nënshtresës janë të barabarta), dhe rritet kur diferenca e indekseve të thyerjes midis mbështjellës dhe nënshtresës rritet.

Ekuacioni (2.30) mund të rishkruhet kundrejt parametrave të normalizuar si:

$$\tan[V\sqrt{1-b}] = \frac{\sqrt{\frac{b}{1-b}} + \sqrt{\frac{b+a}{1-b}}}{1 - \frac{\sqrt{b(b+a)}}{(1-b)}} \quad (2.35)$$

Në përgjithësi ekuacionet (2.30) ose (2.35) kanë një numër të fundëm zgjidhjesh për një vlerë të fundme të numrit të plotë m , dhe si rrjedhojë valëdrejtuesi do të mbaj një numër të fundëm modash të kufizuara. Në këtë rast, kjo strukturë njihet si *valëdrejtuesi me shumë moda* (multi-modal). Në rastin e veçantë kur ekuacioni i dispersionit pranon vetëm një zgjidhje për $m = 0$, valëdrejtuesi quhet *valëdrejtues me një modë të vetme* (monomodal). Gjithashtu, është e mundur që një strukturë e caktuar të mos ketë zgjidhje për ekuacionin (2.30), dhe në këtë rast (për një gjatësi vale të caktuar) valëdrejtuesi nuk mund të përhap asnjë modë.

Figura 2.5 tregon zgjidhjen numerike të ekuacionit (2.35) për një valëdrejtues simetrik ($a = 0$) dhe josimetrik ($a = 50$) si funksion i parametrave të normalizuar b dhe V , ku janë përfshirë zgjidhjet për rendet e modave $m = 0$, $m = 1$ dhe $m = 2$. Për shembull, një valëdrejtues simetrik i karakterizuar nga $V = 4$ do të mbaj dy moda TE ($m = 0, 1$); në kundërshtim me këtë, për të njëjtën trashësi të normalizuar të filmit ($V = 4$) një valëdrejtues josimetrik me $a = 50$ do të pranoj vetëm një modë TE ($m = 0$).

Nëse llogarisim konstanten e përhapjes β (ose b) të një mode atëherë koeficientët γ_c , κ_f dhe γ_s mund të përcaktohen në mënyrë të drejtpërdrejtë, dhe fusha elektrike në secilën prej shtresave mund të përcaktohet plotësisht si më poshtë:

$$E_y(x) = \begin{cases} Ae^{-\gamma_c x} & x \geq 0 \\ A \left(\cos \kappa_f x - \frac{\gamma_c}{\kappa_f} \sin \kappa_f x \right) & -d < x < 0 \\ A \left(\cos \kappa_f d + \frac{\gamma_c}{\kappa_f} \sin \kappa_f d \right) e^{\gamma_s(x+d)} & x \leq -d \end{cases} \quad (2.36)$$

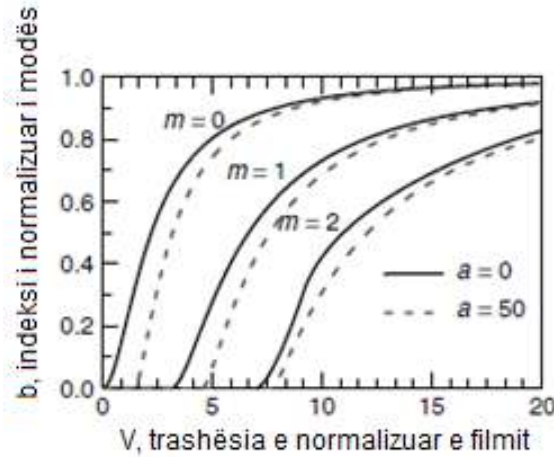


Figura 2.5 Grafiku i dispersionit për një valëdrejtues planar simetrik ($a = 0$) dhe për një valëdrejtues planar asimetrik ($a = 50$), si funksion i parametrave të normalizuar b dhe V . Marrë nga [13]. © Wiley 2003.

Sipas kësaj shprehje, fusha elektrike zvogëlohet në mënyrë eksponenciale në mbështjellë dhe në nënshtresë, ndërsa në film ajo është sinusoidale, ashtu siç pritej për sjelljen e një mode të kufizuar. Figura 2.6 tregon profilet e fushës elektrike për katër modat e kufizuara $m = 0, 1, 2$, dhe 3, të cilat mund të përhapen në valëdrejtuesin planar i përbërë nga një film me trashësi $3 \mu\text{m}$ me indeks thyerje 1.50 , me mbështjellë ajri dhe me nënshtresë me indeks thyerje 1.43 . Këto moda janë llogaritur për gjatësinë e valës $\lambda = 0.633 \mu\text{m}$ [14]. Siç mund të shihet nga figura 2.6, fusha elektrike si edhe derivati i saj janë të vazhdueshëm në të dy ndërfaqet. Zgjidhja për E_y është e përcaktuar plotësisht, përveç vlerës së konstantes A e cila është e lidhur me energjinë e mbartur nga moda. Veç kësaj, numri i plotë m që përcakton rendin e modës përputhet me numrin e vlerave zero të fushës profilin të fushës elektrike.

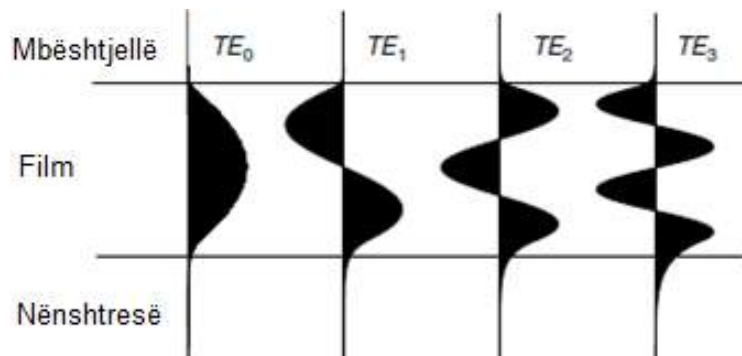


Figura 2.6 Modat TE në një valëdrejtues planar asimetrik me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes. Parametrat e valëdrejtuesit janë: $n_c = 1.0$, $n_f = 1.43$, $d = 3.0 \mu\text{m}$ dhe $\lambda = 633 \text{ nm}$. Marrë nga [13]. © Wiley 2003.

Shprehja (2.36) tregon se fusha elektrike zvogëlohet në mënyrë eksponenciale në mbështjellë dhe në nënshtresë me thellësi depërtimi $|\gamma_c^{-1}|$ dhe $|\gamma_s^{-1}|$, respektivisht. Këto janë valë tranzitore (valë që shuhet shpejt në mënyrë eksponenciale) ku drejtimi i përhapjes dhe ai i shuarjes janë pingul me njëri tjetrin. Siç mund të shihet nga figura 2.6, thellësia e depërtimit të fushës në mbështjellë është më e vogël se ajo në nënshtresë, sepse duke qenë se $n_c < n_s$, nga (2.26) dhe

(2.28) rrjedh që $\gamma_c > \gamma_s$. Një tipar tjetër i rëndësishëm i lidhur me fushën tranzitore është që ndërkohë që rendi i modës m rritet, depërtimi i valës në një shtresë të caktuar rritet. Kjo vjen si rezultat i faktit që ndërkohë që rendi i modës rritet, konstantja e përhapjes së saj zvogëlohet, duke zvogëluar në këtë mënyrë vlerën e γ_c , e cila çon në rritje të thellësisë së depërtimit të fushës.

Pasi përcaktohet komponentja e fushës elektrike E_y e një mode të caktuar, llogaritja e fushës magnetike të lidhur me këtë modë bëhet drejtpërdrejt nga ekuacionet (2.14b) dhe (2.14c), të cilat lidhin komponentët H_x dhe H_z të fushës magnetike me komponenten E_y të fushës elektrike.

2.4.2 Modat e kufizuara TM

Në rastin e polarizimit TM fusha magnetike ka vetëm një komponente përgjatë boshtit y (H_y). Ekuacioni i valës me polarizim TM që përhapet në një mjedis homogjen përcaktohet si:

$$\frac{d^2 H_y}{dx^2} + [k_0^2 n^2 - \beta^2] H_y = 0 \quad (2.37)$$

Duke ndjekur të njëjtën procedurë si në rastin e modave TE marrim ekuacionin e dispersionit për modat TM [11]:

$$\tan[V\sqrt{1-b}] = \frac{\frac{1}{\gamma_1} \sqrt{\frac{b}{1-b}} + \frac{1}{\gamma_2} \sqrt{\frac{b+a}{1-b}}}{1 - \frac{1}{\gamma_1 \gamma_2} \frac{\sqrt{b(b+a)}}{(1-b)}} \quad (2.38)$$

Në këtë ekuacion për arsye thjeshtësie janë përcaktuar parametrat $\gamma_1 \equiv (n_s/n_f)^2$ dhe $\gamma_2 \equiv (n_c/n_f)^2 = \gamma_1 - a(1 - \gamma_1)$. Zgjidhja e plotë e fushës magnetike e lidhur me modat me polarizim TM është [11]:

$$H_y(x) = \begin{cases} Ae^{-\gamma_c x} & x \geq 0 \\ A \left(\cos \kappa_f x - \left(\frac{n_f}{n_c} \right)^2 \frac{\gamma_c}{\kappa_f} \sin \kappa_f x \right) & -d < x < 0 \\ A \left(\cos \kappa_f d + \left(\frac{n_f}{n_c} \right)^2 \frac{\gamma_c}{\kappa_f} \sin \kappa_f d \right) e^{\gamma_s(x+d)} & x \leq -d \end{cases} \quad (2.39)$$

Sjellja e modave TM është e ngjashme me atë të modave TE me përjashtim të faktit që derivati i parë i komponentes së fushës magnetike $H_y(x)$ në $x = 0$ dhe në $x = -d$ nuk është i vazhdueshëm, si rrjedhojë e ndryshimit të menjëhershëm të indeksit të thyerjes. Për këto moda energjia është e kufizuar në film me pjesën e fushës tranzitore në dy shtresat laterale e cila rritet me rritjen e rendit të modës.

2.4.3 Vlera minimale e trashësisë së filmit të valëdrejtuesit për përhapjen e modave

Një aspekt i rëndësishëm në lidhje me valëdrejtuesit është të dihet sa është vlera minimale e trashësisë së filmit që do të lejonte përhapjen e një mode specifike me rend m , në një gjatësi të

caktuar vale. Në këtë situatë indeksi efektiv i thyerjes së modës N do të ishte shumë afër indeksit të thyerjes së nënshtresës n_s , siç tregohet në mënyrë skematike në figurën 2.7. Në këtë rast do të kemi [15]:

$$b = (N^2 - n_s^2)/(n_f^2 - n_s^2) \xrightarrow{N \rightarrow n_s} 0 \quad (2.40)$$

Në këtë rast thuhet se moda është në vlerën e ndërprerjes (cut-off) [16]. Nëse trashësia e filmit zvogëlohet më tej, indeksi efektiv i thyerjes do të zvogëlohet më tej dhe moda nuk do të përhapet më në valëdrejtues. Në këtë rast nuk do të kemi më një modë të kufizuar në bërthamë, por një modë të rrezatuar nga nënshtresa, duke gjeneruar ato që quhen *modat rrjedhëse*.

Trashësia e normalizuar e filmit V për modat TE dhe TM në vlerën e ndërprerjes jepet nga [15]:

$$V_C^{mTE} = \arctan \sqrt{a} + m\pi \quad \text{Modat TE} \quad (2.41)$$

$$V_C^{mTM} = \arctan(\sqrt{a}/\gamma_2) + m\pi \quad \text{Modat TM} \quad (2.42)$$

ku V_C^{mTE} dhe V_C^{mTM} përfaqësojnë trashësinë e filmit të valëdrejtuesit, në varësi të gjatësisë së valës, të nevojshme për të lejuar përhapjen e modës së rendit- m me polarizim TE dhe TM, respektivisht. Nga këto relacione mund të nxjerrim dy përfundime të rëndësishme [15]:

- i. Duke qenë se n_c duhet të jetë më e vogël se n_f , rrjedh që $\gamma_2 = (n_c/n_f)^2 < 1$, dhe si rezultat $V_C^{mTM} > V_C^{mTE}$. Kjo pabarazi le të kuptohet që nëse një valëdrejtues lejon përhapjen e një mode TM të rendit m , ai gjithashtu do të lejojë përhapjen e modës TE të të njëjtit rend. Ndërsa marrëdhënia e anasjelltë nuk është e vërtetë.

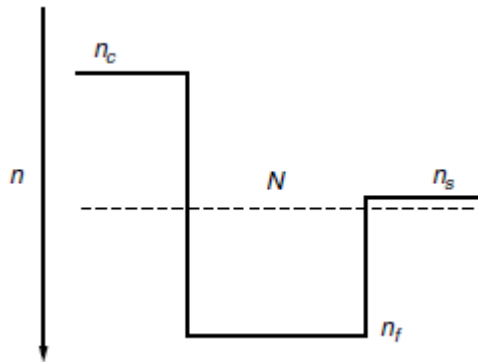


Figura 2.7 Pozicioni i indeksit efektiv të thyerjes, N , kundrejt indeksëve të thyerjes për tre shtresat e valëdrejtuesit, për një modë afër vlerës së ndërprerjes.

- ii. Për një valëdrejtues simetrik ($a = 0$), ekuacionet (2.35) dhe (2.38) japin $V_C^{mTM} = V_C^{mTE} = m\pi$. Kjo tregon që një valëdrejtues planar simetrik gjithmonë e lejon përhapjen e të paktën modës themelore $m = 0$, për të dy polarizimet TE dhe TM, pavarësisht trashësisë së filmit apo indeksit të thyerjes së valëdrejtuesit.

Referencat

- [1] Colladon, D., *La fontaine colladon*. La Nature 2nd half year, 1884: p. 325.
- [2] Jahani, S. and Z. Jacob, *Breakthroughs in photonics 2014: relaxed total internal reflection*. Photonics Journal, IEEE, 2015. **7**(3): p. 1-5.
- [3] Hecht, J., *Illuminating the origin of light guiding*. Optics and Photonics News, 1999. **10**(10): p. 26.
- [4] Shirley, J.W., *An early experimental determination of Snell's law*. American Journal of Physics, 1951. **19**(9): p. 507-508.
- [5] Jackson, J.D., *Classical electrodynamics*. 1999: Wiley.
- [6] Syms, R.R. and J.R. Cozens, *Optical guided waves and devices*. 1992: McGraw-Hill.
- [7] Wang, S., et al., *Guided-mode resonances in planar dielectric-layer diffraction gratings*. JOSA A, 1990. **7**(8): p. 1470-1474.
- [8] Taylor, H.F. and A. Yariv, *Guided wave optics*. Proceedings of the IEEE, 1974. **62**(8): p. 1044-1060.
- [9] Sheppard, C. and S. Saghafi, *Transverse-electric and transverse-magnetic beam modes beyond the paraxial approximation*. Optics letters, 1999. **24**(22): p. 1543-1545.
- [10] Okamoto, K., *Fundamentals of optical waveguides*. pp. 71-76, 2006: Elsevier Academic press.
- [11] Zhang, Z. and S. Satpathy, *Electromagnetic wave propagation in periodic structures: Bloch wave solution of Maxwell's equations*. Physical review letters, 1990. **65**(21): p. 2650.
- [12] Chandler, P. and F. Lama, *A new approach to the determination of planar waveguide profiles by means of a non-stationary mode index calculation*. Journal of Modern Optics, 1986. **33**(2): p. 127-143.
- [13] Agrawal, G.P., *Nonlinear fiber optics*. 2007: Academic press.
- [14] Lifante, G., *Integrated Photonics: Fundamentals*. 2003: John Wiley & Sons.
- [15] Liu, J.-M., *Photonic devices*. 2009: Cambridge University Press.
- [16] Soref, R.A., J. Schmidtchen, and K. Petermann, *Large single-mode rib waveguides in GeSi-Si and Si-on-SiO₂*. Quantum Electronics, IEEE Journal of, 1991. **27**(8): p. 1971-1974.

KAPITULLI 3

Valëdrejtuesit e bazuar në interferencën e shumë modave (MMI)

Në këtë kapitull është bërë një përshkrim i detajuar i principit të interferencës së shumë modave (*Multimode Interference (MMI)*) në valëdrejtuesit plan. Përmes ekuacioneve analitike janë analizuar mënyra e formimit dhe periodiciteti i shëmbëllimeve të vetme dhe të shumëfishta si për mekanizimin e interferencës së përgjithshme edhe për mekanizmin e interferencës së kufizuar.

3.1 Valëdrejtuesit MMI

Struktura e një pajisje MMI është ajo e një valëdrejtuesi në të cilin mund të përhapen më tepër se 3 moda [1]. Në mënyrë që këto moda të eksitohen është e nevojshme që në hyrje dhe në dalje të valëdrejtuesit të përfshijmë kanalet në të cilët mund të përhapet një modë e vetme. Nga pikëpamja analitike një analizë e plotë e përhapjes së modave është me shumë interes pasi përmes saj mund të përcaktojmë shpërndarjen e fushës së secilës modë në valëdrejtues.

3.1.1 Konstantet e përhapjes

Do të marrim në konsideratë një valëdrejtues planar simetrik në të cilin indeksi i thyerjes së mbështjellës dhe të nënshtresës janë të barabartë $n_c = n_s$, dhe më të vogla se indeksi i thyerjes së filmit n_f , siç tregohet në figurën 3.1. Në këtë valëdrejtues mund të përhapen m moda gjatësore me indekse $v = 0, 1, \dots (m-1)$, siç tregohet në figurën 3.2. Konstantet e përhapjes β_v dhe numrat valor gjatësor k_{yv} lidhen me indeksin e filmit me ekuacionin e dispersionit si më poshtë [1]:

$$k_{yv}^2 + \beta_v^2 = k_0^2 n_f^2 \quad (3.1)$$

ku

$$k_0 = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (3.2)$$

$$k_{yv} = \frac{(v+1)\pi}{W_{ev}} \quad (3.3)$$

ku gjerësia “efektive” W_{ev} merr parasysh varësinë nga polarizimi të thellësisë së depërtimit anësor të fushës së secilës modë. Për valëdrejtuesit me kontrast të lartë të indekseve të thyerjes, thellësia e depërtimit është shumë e vogël, prandaj mund të konsiderojmë $W_{ev} \approx W_M$. Në përgjithësi, gjerësitë efektive W_{ev} mund të përafrohen me gjerësinë efektive të modës themelore W_{e0} [2]:

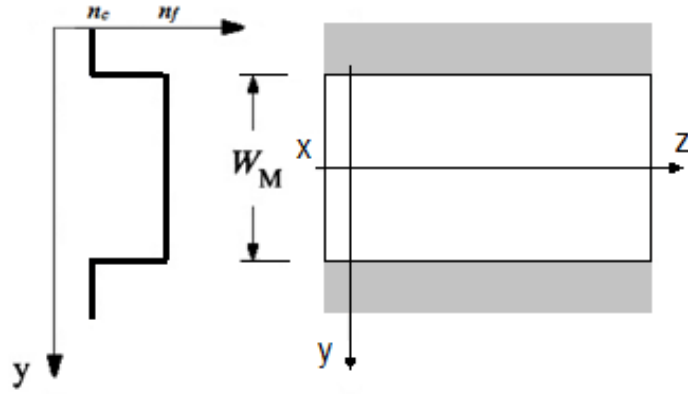


Figura 3.1 Paraqitje dy-dimensionale e profileve të indekseve të thyerjes dhe pamje nga sipër e një valëdrejtuesi MMI.

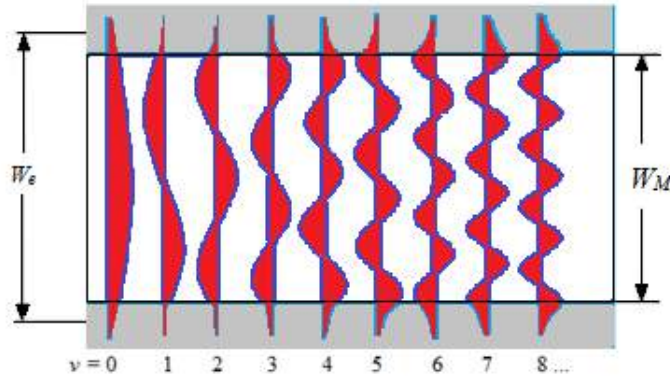


Figura 3.2 Profilet e fushës me amplitudë të normalizuar të 9 modave gjatësore që përhapen në një valëdrejtues MMI me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes. Përshtatur nga [1]. © IEEE 1995.

$$W_{ev} \cong W_e = W_M + \left(\frac{\lambda}{\pi}\right) \left(\frac{n_c}{n_f}\right)^{2\sigma} (n_f^2 - n_c^2)^{-1/2} \quad (3.4)$$

ku $\sigma = 0$ për polarizimin TE, dhe $\sigma = 1$ për polarizimin TM. Duke përdorur zbërthimin binomial me kushtin që $k_{yv}^2 \ll k_0^2 n_f^2$, nga ekuacionet (3.1), (3.2) dhe (3.3) mund të nxjerrim një shprehje për konstantet e përhapjes së modave:

$$\beta_v \cong k_0 n_f - \frac{(v+1)^2 \pi \lambda}{4 n_f W_e^2} \quad (3.5)$$

Si rrjedhojë, konstantet e përhapjes së modave në valëdrejtuesin me ndryshim të menjëhershëm të indeksit të thyerjes shfaqin një varësi pothuajse kuadratike kundrejt numrit të modës v . Duke përcaktuar L_π si gjysmën e distancës në të cilën fazat e dy modave të rendit më të ulët barazohen, e quajtur ndryshe edhe *distanca e pulsimit*, mund të shkruajmë [3]:

$$L_\pi = \frac{\pi}{\beta_0 - \beta_1} \cong \frac{4 n_f W_e^2}{3 \lambda} \quad (3.6)$$

Duke kombinuar ekuacionet (3.5) dhe (3.6) marrim se distanca midis konstanteve të përhapjes mund të shkruhet:

$$\beta_0 - \beta_v \approx \frac{v(v+2)\pi}{3L_\pi} \quad (3.7)$$

3.1.2 Analiza e përhapjes së modave të kufizuara në valëdrejtuesit MMI

Në qoftë se hyrjen e valëdrejtuesi MMI do ta merrnim në $z=0$ dhe do të aplikojmë një fushë me profil $\Psi(y,0)$ e cila do të kufizohet në brendësi të shtresës së filmit me gjerësi efektive W_e , atëherë ajo do të shpërbëhet në të gjitha modat $\psi_v(y)$, në brendësi të valëdrejtuesit, siç tregohet në figurën 3.2 [1]:

$$\Psi(y, 0) = \sum_v c_v \psi_v(y) \quad (3.8)$$

Koeficientët c_v të eksitimit të secilës modë mund të vlerësohen përmes integraleve:

$$c_v = \frac{\int \Psi(y, 0) \psi_v(y) dy}{\sqrt{\int \psi_v^2(y) dy}} \quad (3.9)$$

duke u bazuar në ortogonalitetin e modave. Në qoftë se spektri hapësinor i fushës në hyrje është mjaftueshëm i ngushtë në mënyrë që të mënjanoj eksitimin e modave që nuk lejohen të përhapen në valëdrejtues (modat e rrezatuara), ajo mund të shpërbëhet vetëm në modat e lejuara [1]:

$$\Psi(y, 0) = \sum_{v=0}^{m-1} c_v \psi_v(y) \quad (3.10)$$

Nga ekuacioni më sipër profili i fushës $\Psi(y, z)$ në një distancë z përcaktohet si shumë e fushës së të gjitha modave të lejuara:

$$\Psi(y, z) = \sum_{v=0}^{m-1} c_v \psi_v(y) \exp[j(\omega t - \beta_v z)] \quad (3.11)$$

Duke e marrë të mirëqënë varësinë në kohë $\exp(j\omega t)$, ekuacionin (3.11) mund ta rishkruhet [3]:

$$\Psi(y, z) = \sum_{v=0}^{m-1} c_v \psi_v(y) \exp[j(\beta_0 - \beta_v)z] \quad (3.12)$$

Duke zëvendësuar ekuacionin (3.7) në ekuacionin (3.12) merret një shprehje të vlefshme për të llogaritur fushën në distancën $z = L$:

$$\Psi(y, L) = \sum_{v=0}^{m-1} c_v \psi_v(y) \exp\left[j \frac{v(v+2)\pi}{3L_\pi} L\right] \quad (3.13)$$

Forma e $\Psi(y, L)$, pra forma e shëmbëllimeve të formuara, përcaktohet nga koeficientët c_v të eksitimit të modave, dhe karakteristikat e faktorit të fazës së secilës modë [4]:

$$\exp \left[j \frac{v(v+2)\pi}{3L_\pi} L \right] \quad (3.14)$$

Vihet re se në situata të caktuara, fusha në distancën L , $\Psi(y, L)$ do të jetë një kopje apo shëmbëllim i fushës në hyrje $\Psi(y, 0)$. Efekti i interferencës kur krijmi i shëmbëllimeve nuk varet nga rendi i modave të eksituara është quajtur *interferencë e përgjithshme*; ndërsa kur shëmbëllimet merren vetëm kur eksitohen disa moda të caktuara ky efekt është quajtur *interferencë e kufizuar* [5].

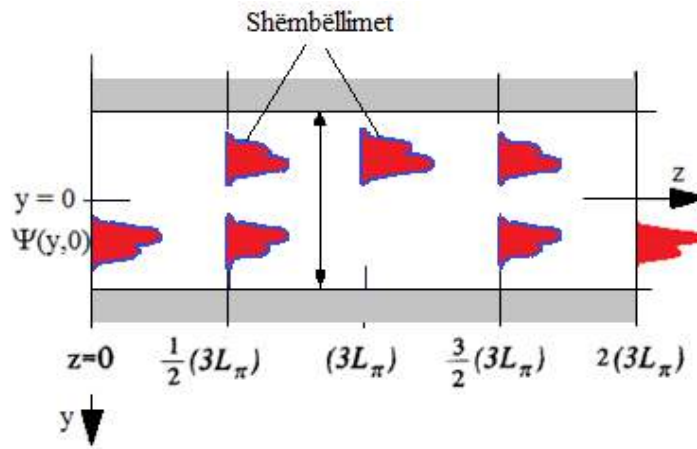


Figura 3.3 Valëdrejtuesi MMI ku tregohet fusha në hyrje $\Psi(y, 0)$, një shëmbëllim i pasqyruar në $(3L_\pi)$, një shëmbëllim i drejtë në $2(3L_\pi)$, dhe shëmbëllime të dyfishta në $\frac{1}{2}(3L_\pi)$ dhe $\frac{3}{2}(3L_\pi)$. Përshtatur nga [4]. © IEEE 1994.

Parametrat e ekuacionit (3.13) kanë karakteristikat e mëposhtme të cilat janë me vlerë të përmenden meqenëse do të përdoren në relacionet e mëvonshme [6]:

$$v(v+2) = \begin{cases} \text{çift} & \text{për } v \text{ çift} \\ \text{tek} & \text{për } v \text{ tek} \end{cases} \quad (3.15)$$

dhe

$$\psi_v(-y) = \begin{cases} \psi_v(y) & \text{për } v \text{ çift} \\ -\psi_v(y) & \text{për } v \text{ tek} \end{cases} \quad (3.16)$$

3.2 Interferenca e Përgjithshme

Në këtë paragraf është analizuar mekanizmi i interferencës së modave në valëdrejtues MMI pa vendosur kufizime në koeficientët c_v të eksitimit të tyre si dhe është studiuar periodiciteti i ekuacionit (3.14).

3.2.1 Shëmbëllimet e vetme

Shëmbëllimet e vetme të fushës në hyrje krijohen në rastin kur vetëm një kopje e fushës në hyrje $\Psi(y, 0)$ krijohet në një distancë të caktuar. Shëmbëllimi i vetëm $\Psi(y, L)$ do të jetë i njëjtë me fushën $\Psi(y, 0)$, nëse plotësohen kushtet:

$$\exp \left[j \frac{v(v+2)\pi}{3L_\pi} L \right] = 1 \text{ ose } (-1)^v \quad (3.17)$$

Kushti i parë tregon që ndryshimi i fazave të të gjitha modave në distancën L duhet të jetë një shumëfish i plotë i 2π . Në këtë rast, të gjitha modat që përhapen në valëdrejtues do të interferojnë me të njëjtën fazë si në $z = 0$; dhe si rezultat shëmbëllimi i krijuar do të jetë një kopje e drejtë e fushës në hyrje. Kushti i dytë tregon që ndryshimi i fazave duhet të jetë një shumëfish çift dhe tek në mënyrë të alternuar i π në mënyrë që të marrim një shëmbëllim të vetëm. Në këtë rast, modat çiftë do të jenë në fazë ndërsa modat teke në antifazë. Për shkak të simetrisë teke të treguar në ekuacionin (3.16), interferenca e modave do të krijojë një shëmbëllim të *pasqyruar* kundrejt planit $y = 0$ në një distancë L të përcaktuar nga ekuacioni (3.18). Duke marrë parasysh ekuacionin (3.15), është e qartë që kushti i parë dhe i dytë i ekuacionit (3.17) do të përmbushen në [1]:

$$L = p(3L_\pi) \text{ ku } p = 0, 1, 2 \dots \quad (3.18)$$

për p çift dhe p tek, respektivisht. Faktori p tregon natyrën periodike të krijimit të shëmbëllimeve në valëdrejtuesin MMI. Ekuacioni (3.18) tregon se shëmbëllimet e drejta dhe të pasqyruara të fushës në hyrje $\Psi(y, 0)$ do të formohen si rezultat i interferencës së përgjithshme në distancën z , e cila është një shumëfish çift ose tek i trefishit të distancës së pulsimit ($3L_\pi$).

3.2.2 Shëmbëllimet e shumëfishta

Përveç shëmbëllimeve të vetme të krijuara në distancat e dhëna nga ekuacioni (3.18), mund të krijohen gjithashtu edhe shëmbëllime të *shumëfishta* të fushës në hyrje në distanca të caktuara ku interferenca e modave që përhapen në valëdrejtues është konstruktive. Nëse do të analizojmë shëmbëllimet e krijuara në gjysmën e distancës midis shëmbëllimit të drejtë dhe atij të pasqyruar, pra në distancat [1]:

$$L = \frac{p}{2}(3L_\pi) \text{ ku } p = 1, 3, 5 \dots \quad (3.19)$$

atëherë mund të përcaktojmë fushën e plotë në këto distanca duke zëvendësuar ekuacionin (3.19) në ekuacionin (3.13):

$$\Psi \left(y, \frac{p}{2} 3L_\pi \right) = \sum_{v=0}^{m-1} c_v \psi_v(y) \exp \left[jv(v+2)p \left(\frac{\pi}{2} \right) \right] \quad (3.20)$$

ku p është një numër i plotë tek. Duke marrë parasysh karakteristikat e ekuacionit (3.15) dhe kushtin e simetrisë së fushës në ekuacionin (3.17), ekuacioni (3.20) mund të shkruhet si [3]:

$$\begin{aligned}\Psi\left(y, \frac{p}{2} 3L_\pi\right) &= \sum_{v=\text{çift}} c_v \psi_v(y) + \sum_{v=\text{tek}} (-j)^p c_v \psi_v(y) \\ &= \frac{1 + (-j)^p}{2} \Psi(y, 0) + \frac{1 - (-j)^p}{2} \Psi(-y, 0)\end{aligned}\quad (3.21)$$

Ekuacioni i fundit tregon se në distancat $z = \frac{1}{2}(3L_\pi), \frac{3}{2}(3L_\pi), \dots$, mund të krijohet një çift shëmbëllimesh të fushës në hyrje, $\Psi(y, 0)$, me amplituda $1/\sqrt{2}$. Krijimi i shëmbëllimeve të shumëfishta të fushës në hyrje ka gjetur përdorim të gjerë në ndërtimin e bashkuesve, ndarësve të fuqisë optike, filtrave, etj [7, 8]. Pozicionet dhe fazat e shëmbëllimeve të shumëfishta në një distancë z mund të llogariten duke përdorur analizën Fourier [9] dhe karakteristikat e shumave Gausiane. Për të realizuar këtë analizë është e nevojshme të paraqesim një fushë $\Psi_h(y)$ si një zgjerim periodik të fushës në hyrje $\Psi(y, 0)$, e cila është simetrike në lidhje me planin $y = 0$ dhe me periodicitet $2W_e$. Për këtë mund të shkruajmë [10, 11]:

$$\Psi_h(y) = \sum_{v=-\infty}^{\infty} [\Psi(y - v2W_e, 0) - \Psi(-y + v2W_e, 0)] \quad (3.22)$$

Amplituda e fushës së modave mund të përafrohet me funksione të ngjashme sinusoidale ose kosinusoikale, si në ekuacionin (3.23).

$$\Psi_v(y) = \begin{cases} \cos(k_{yv}y) & \text{për } v \text{ çift} \\ \sin(k_{yv}y) & \text{për } v \text{ tek} \end{cases} \quad (3.23)$$

Si rrjedhojë, përshkrimi më sipër si periodik në hapësirë i fushës në hyrje dhe i modave të kufizuara justifikohet duke qenë se kufijtë anësorë të valëdrejtuesit MMI shërbejnë si pasqyra paralele, duke dhënë në këtë mënyrë pasqyrime të përsëritura të fushës brenda zonës $y \leq |W_e/2|$. Në këtë mënyrë këtë do të krijohet një shëmbëllim virtual periodik me periodicitet $2W_e$. Duke u bazuar në këtë periodicitet, ekuacioni (3.10) mund të interpretohet si një zgjerim hapësinor Fourier, dhe në distancat [3]:

$$L = \frac{p}{N} (3L_\pi) \quad (3.24)$$

ku $p \geq 0$ dhe $N \geq 1$ janë numra të plotë të cilët nuk kanë plotpjesëtues të përbashkët [9], fusha do të jetë e formës:

$$\Psi(y, L) = \frac{1}{C} \sum_{q=0}^{N-1} \Psi_{in}(y - y_q) \exp(j\varphi_q) \quad (3.25)$$

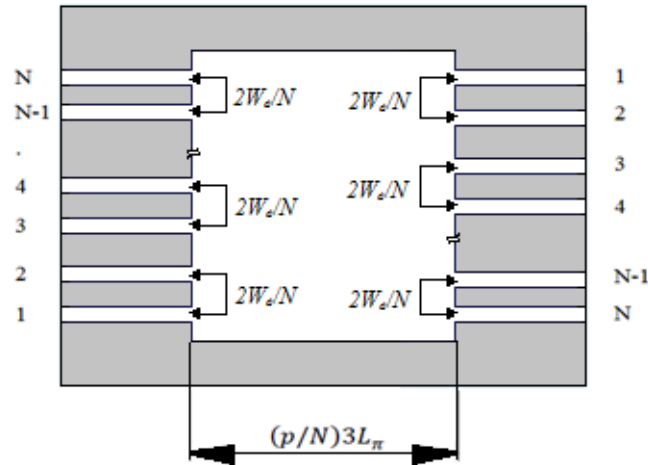


Figura 3.4 Skema e një valëdrejtuesi MMI $N \times N$ për N tek. Përshtatur nga [9]. © The Optical Society 1994.

ku

$$y_q = p(2q - N) \frac{W_e}{N} \quad \text{me} \quad q = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (3.26)$$

$$\varphi_q = p(N - q) \frac{q\pi}{N} \quad (3.27)$$

ku C është një konstante e normalizuar komplekse $|C| = \sqrt{N}$, p tregon periodicitetin e shëmbëllimit përgjatë z , dhe q përfaqëson njërin prej N shëmbëllimeve në drejtimin y .

Ekuacionet e mësipërme tregojnë që në distancat e përcaktuara nga ekuacioni (3.24), formohen N shëmbëllime të fushës $\Psi_h(y)$ në pozicionet y_q , me amplituda $1/\sqrt{N}$ dhe fazë φ_q . Kjo çon në krijimin e N shëmbëllimeve të fushës në hyrje në brendësi të valëdrejtuesi MMI në pozicionet $|y| \leq W_e/2$. Efekti i formimit të shëmbëllimeve të shumëfishta krijon mundësinë e prodhimit të bashkuesve optikë $N \times N$ ose $N \times M$ të cilët përdoren gjerësisht kryesisht në fushën e telekomunikacionit [12-15]. Pajisjet më të shkurtra merren për periodicitetin më të ulët ($p = 1$). Në figurën 3.4 tregohet skema e një valëdrejtuesi MMI $N \times N$ për N tek.

3.3 Interferenca e Kufizuar

Në paragrafet më sipër nuk u vendos asnjë kufizim në lidhje me modat e eksituara në valëdrejtuesin MMI, por këta valëdrejtues në varësi të konfigurimit të tyre japin mundësinë e përzgjedhjes në mënyrë selektive të modave të eksituara nga fusha në hyrje. Këto eksitime selektive krijojnë mekanizma të rinj interference me periodicitete më të shkurtra të faktorit të fazës së modës të dhënë nga ekuacioni (3.14).

3.3.1 Interferenca Çift

Meqenëse shprehja $v(v+2)$ në ekuacionin (3.14) plotpjesëtohet me 3 për vlerat e rendit të modës $v \neq 2, 5, 8, \dots$, ose [3]:

$$\text{mod}_3(v(v+2)) = 0 \quad \text{për } v \neq 2, 5, 8 \dots \quad (3.28)$$

atëherë gjatësia e periodicitetit të faktorit të fazës së modës do të bëhet 3 herë më e vogël se në rastin e interferencës së përgjithshme, kur:

$$c_v = 0 \quad \text{për } v = 2, 5, 8 \dots \quad (3.29)$$

Prandaj, ashtu siç është treguar nga L.B. Soldano në [5] shëmbëllime të vetme të drejta dhe të pasqyruara të fushës në hyrje do të merren në distancat:

$$L = p(L_\pi) \quad \text{për } p = 0, 1, 2 \dots \quad (3.30)$$

me kusht që modat $v = 2, 5, 8, \dots$ të mos eksitohen në valëdrejtuesin MMI. Duke u bazuar në këtë përfundim shëmbëllimet e N -fishta do të formohen në distancat [5]:

$$L = \frac{p}{N}(L_\pi) \quad (3.31)$$

ku p dhe N janë numra të plotë pa plotpjesëtues të përbashkët.

Një mënyrë që të bëhet eksitimi selektiv i modave, të përcaktuar nga ekuacioni (3.29), është të aplikohet fusha në hyrje $\Psi(y, 0)$, në përgjithësi një tufë Gausiane, në pozicionet $y = \pm W_c/6$. Në këto pozicione modat $v = 2, 5, 8, \dots$ kanë vlerën zero dhe shfaqin simetri teke. Integralet e mbivendosjes të ekuacionit (3.9) midis fushës simetrike në hyrje dhe fushës të modave antisimetrike do të eliminohen dhe si rrjedhojë $c_v = 0$ për $v = 2, 5, 8, \dots$.

Kur realizohet ky eksitim selektiv modat që ndikojnë në krijimin e shëmbëllimeve të veta çiftohen sipas çifteve 0-1, 3-4, 6-7 etj. Këto çifte krijojnë funksione simetrik dhe antisimetrik në rendin rritës për formimin e fushës në hyrje, prandaj ky lloj mekanizmi njihet edhe me emrin *interferenca çift* [16]. Një rast shumë i përhapur i përdorimit të interferencës çift është në krijimin e bashkuesve MMI 2×2 , të cilët përdoren gjerësisht në valëdrejtuesit dielektrik me kreshtë [17].

3.3.2 Interferenca Simetrike

Ndarësit optikë të fushës në hyrje në N -kanale në dalje mund të realizohen përmes shëmbëllimeve të N -fishta në distancat e dhëna nga ekuacioni (3.24). Megjithatë, nëse eksitohen vetëm modat çift mund të realizohen ndarësit $1 \times N$ të fushës në distanca 4 herë më të shkurtër [18].

Kjo vjen si rezultat i faktit që për v çift plotësohet kushti:

$$\text{mod}_4(v(v+2)) = 0 \text{ për } v = \text{çift} \quad (3.32)$$

Prandaj distanca e periodicitetit të fazës së modës në ekuacionin (3.14) do të reduktohet 4 herë nëse:

$$c_v = 0 \text{ për } v = 1, 3, 5, \dots \quad (3.33)$$

Si rrjedhojë, shëmbëllimet e vetme të fushës në hyrje $\Psi(y, 0)$ do të merren në distancat [18]:

$$L = p \left(\frac{3L_\pi}{4} \right) \text{ për } p = 0, 1, 2 \dots \quad (3.34)$$

nëse modat teke nuk eksitohen në valëdrejtuesin MMI. Ky kusht mund të arrihet duke aplikuar në qendër të planit të hyrjes të valëdrejtuesit MMI një fushë me profil simetrik. Shëmbëllimet do të merren si rezultat i kombinimit linear të modave çifte dhe prandaj ky mekanizëm njihet si *interferenca simetrike* [19].

Në këtë rast, shëmbëllimet e N -fishta do të merren në distancat [15]:

$$L = \frac{p}{N} \left(\frac{3L_\pi}{4} \right) \text{ për } p = 0, 1, 2 \dots \quad (3.35)$$

ku N shëmbëllimet e fushës në hyrje do të jenë të vendosur në mënyrë simetrike përgjatë boshtit y me distanca të barabarta midis tyre W_e/N , dhe me faza relative sipas ekuacionit (3.36) [18]. Në një valëdrejtues MMI me interferencë simetrike mund të shohim formimin e shëmbëllimeve të dy-fishta në gjysmën e distancës ku merret shëmbëllimi i vetëm. Me zvogëlimin e distancës numri i shëmbëllimeve rritet sipas ekuacionit (3.35), por rezolucioni zvogëlohet, pra ato bëhen gjithmonë e më pak të zërthyeshme apo të ndashme.

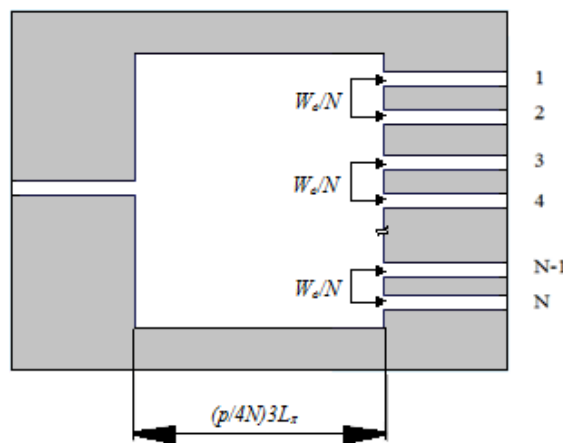


Figura 3.5 Skema e një valëdrejtuesi MMI $1 \times N$. Përshtatur nga [19]. © IEEE 2005.

$$\phi_s = \phi_0 + \frac{\pi}{N} (s-1)(N-s) \text{ për } s = 1, 2, 3, \dots \quad (3.36)$$

Mund të përgjithësohet që në mënyrë që të marrim një ndarje të balancuar me humbje të vogla të një fushe në hyrje, valëdrejtuesit MMI duhet të lejojnë përhapjen e të paktën $m = N+1$ modave. Në tabelën 3.1 janë paraqitur në mënyrë të përmblëdhur karakteristikat e tre mekanizmave të interferencës: i) e përgjithshme ii) çift dhe iii) simetrike.

Tabela 3.1 Përmblëdhje e karakteristikave për tre mekanizmat e interferencës

Mekanizmi i Interferencës	E Përgjithshme	Çift	Simetrike
Nr i Hyrjeve×Nr i Daljeve	$N \times N$	$2 \times N$	$1 \times N$
Distanca e shëmbëllimit të parë të vetëm	$(3L_\pi)$	(L_π)	$(3L_\pi)/4$
Distanca e shëmbëllimeve të para të N -fishta	$(3L_\pi)/N$	$(L_\pi)/N$	$(3L_\pi)/4N$
Kushti për eksitimin e modave	Asnjë	$c_v = 0$ për $v = 2, 5, 8 \dots$	$c_v = 0$ për $v = 1, 3, 5 \dots$
Vendi i aplikimit të fushës në hyrje	Kudo	$y = \pm W_e/6$	$y = 0$

Referencat

- [1] Soldano, L.B. and E. Pennings, *Optical multi-mode interference devices based on self-imaging: principles and applications*. Lightwave Technology, Journal of, 1995. **13**(4): p. 615-627.
- [2] Kapany, N., *Optical waveguides*. 2012: Elsevier.
- [3] Soldano, L.B., et al., *Planar monomode optical couplers based on multimode interference effects*. Lightwave Technology, Journal of, 1992. **10**(12): p. 1843-1850.
- [4] Besse, P.A., et al., *Optical bandwidth and fabrication tolerances of multimode interference couplers*. Lightwave Technology, Journal of, 1994. **12**(6): p. 1004-1009.
- [5] Soldano, L.B., *Multimode interference couplers: design and applications*. 1994: TU Delft, Delft University of Technology.
- [6] Berry, G. and S. Burke, *Analysis of optical rib self-imaging multimode interference (MMI) waveguide devices using the discrete spectral index method*. Optical and quantum electronics, 1995. **27**(10): p. 921-934.
- [7] Pennings, E., et al. *Ultra-compact, low-loss directional coupler structures on InP for monolithic integration*. in *Proc. Integrated Photonics Research Topical Meeting, Monterey, CA. April, Post-deadline PD2*. 1991.
- [8] Pennings, E., et al., *Ultracompact, low-loss directional couplers on InP based on self-imaging by multimode interference*. Applied physics letters, 1991. **59**(16): p. 1926-1928.
- [9] Bachmann, M., P. Besse, and H. Melchior, *General self-imaging properties in $N \times N$ multimode interference couplers including phase relations*. Applied optics, 1994. **33**(18): p. 3905-3911.
- [10] Ulrich, R. and G. Ankele, *Self-imaging in homogeneous planar optical waveguides*. Applied Physics Letters, 1975. **27**(6): p. 337-339.
- [11] Simon, A. and R. Ulrich, *Fiber-optical interferometer*. Applied Physics Letters, 1977. **31**(2): p. 77-79.
- [12] Niemeier, T. and R. Ulrich, *Quadrature outputs from fiber interferometer with 4×4 coupler*. Optics letters, 1986. **11**(10): p. 677-679.
- [13] Roth, P. *Passive integrated optic mixer providing quadrature outputs*. in *1989 Intl Congress on Optical Science and Engineering*. 1989. International Society for Optics and Photonics.
- [14] Pennings, E.C.M., et al., *Ultracompact, all-passive optical 90 degrees -hybrid on InP using self-imaging*. Photonics Technology Letters, IEEE, 1993. **5**(6): p. 701-703.
- [15] Jenkins, R., et al., *Novel $1 \times N$ and $N \times N$ integrated optical switches using self-imaging multimode GaAs/AlGaAs waveguides*. Applied Physics Letters, 1994. **64**(6): p. 684-686.
- [16] Liu, H., et al., *Low-loss waveguide crossing using a multimode interference structure*. Optics Communications, 2004. **241**(1): p. 99-104.
- [17] Voigt, K., et al. *SOI based 2×2 and 4×4 waveguide couplers-evolution from DPSK to DQPSK*. in *Group IV Photonics, 2008 5th IEEE International Conference on*. 2008. IEEE.
- [18] Jenkins, R., R. Devereux, and J. Heaton, *Waveguide beam splitters and recombiners based on multimode propagation phenomena*. Optics letters, 1992. **17**(14): p. 991-993.
- [19] Hui, C. and D.T.K. Tong, *Two-dimensional symmetric multimode interferences in silicon square waveguides*. IEEE Photonics Technology Letters, 2005. **17**(4): p. 801-803.

KAPITULLI 4

Biosensorët interferometrik me valëdrejtues planar optik

Në këtë kapitull është bërë një shqyrtim të literaturës rreth zhvillimeve më të rëndësishme që kanë ndodhur në 20 vitet e fundit në këtë fushë. Ky kapitull mundohet të ruaj një rend kronologjik të këtyre zhvillimeve dhe të krahasoj strukturat e ndryshme të biosensorëve për të nxjerrë në pah jo vetëm zhvillimin e tyre në kohë, por edhe të krahasoj avantazhet dhe disavantazhet e secilës strukturë.¹

4.1 Teoria e biosensorëve me valëdrejtues të cilët përdorin fushën tranzitore për detektim

Në detektimin e bazuar në fushën tranzitore bashkëveprimet biomolekulare ndikojnë në karakteristikat drejtuese të valëdrejtuesve si rezultat i ndryshimit të indeksit të thyerjes. Ndryshimi i indeksit të thyerjes mund të vlerësohet nga karakteristikat optike të valëdrejtuesit si intensiteti, faza, polarizimi etj, të cilat më pas lidhen me përqëndrimin e mikroorganizmave, duke bërë në këtë mënyrë një vlerësim sasior të bashkëveprimit [1]. Biosensorët e bazuar në fushën tranzitore për detektim kanë treguar se janë kandidatë shumë të mirë për të bërë analiza tek pacientë të cilët ndodhen larg klinikave shëndetësore, për shkak të ndjeshmërisë së tyre shumë të lartë dhe nxjerrjes së rezultateve të shpejta dhe në kohë reale. Ndjeshmëria e tyre arrin një rezolucion afërsisht 10^{-7} - 10^{-8} njësi të indeksit të thyerjes. Biosensorë të tjerë të bazuar në fushën tranzitore janë biosensorët SPR, të cilët bazohen në ndryshimin e pasqyrimin të një sipërfaqe metalike në kontakt me një shtresë dielektrike. Ndjeshmëria e tyre shkon në nivelin 10^{-5} – 10^{-7} njësi të indeksit të thyerjes, e cila e konvertuar në densitet të sipërfaqes do të ishte 1-5 pg/mm². Gjithashtu, biosensorët SPR kanë përmasa relativisht të mëdha duke e bërë të vështirë integrimin e tyre në pajisjet Lab-on-chip (LOC). Sot, biosensorët e pakët të komercializuar që ekzistojnë në treg janë të shtrenjtë dhe jo shumë të mbartshëm. Në këtë drejtim është bërë shumë progres kohët e fundit si rezultat i zhvillimeve në teknologjinë e silicit, por përsëri ekzistojnë kufizime në integrimin e të gjithë elementëve në një sistem të vetëm [2].

Avantazhi më domethënës i teknikës së bazuar në fushën tranzitore është fakti që nuk është e nevojshme të ndahen paraprakisht elementët jo specifik, duke qenë se ndryshimet në pjesën më të madhe të solucionit e cila nuk depërtohet nga vala tranzitore, nuk do të ndikojnë në përgjigjen e biosensorit.

¹ Pjesë të këtij kapitulli janë publikuar në:

M.Xhoxhi, A.Dudia, A.Ymeti, *Interferometric Evanescent Wave Biosensor Principles and Parameters*. IOSR-Journal of Applied Physics, 2015. **7**(6): p. 84-96.

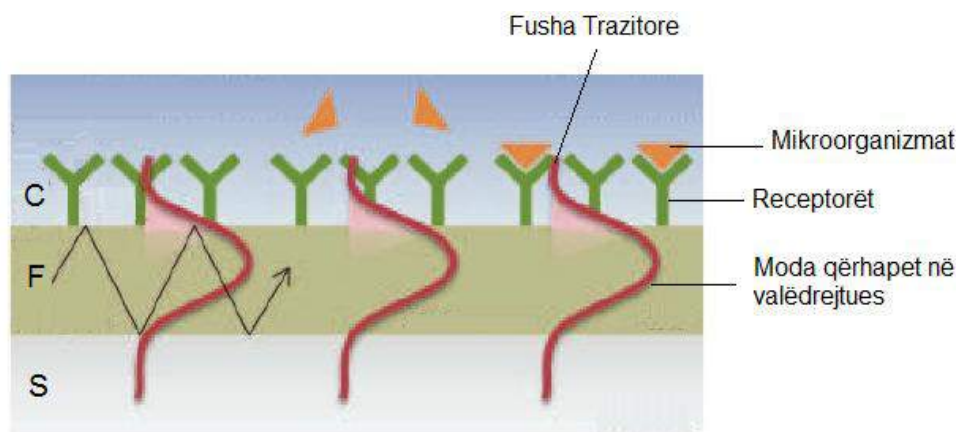


Figura 4.1 Principi i punës së një biosensori interferometrik me valëdrejtues optik. Lidhja e substancave me receptorët shkakton ndryshime të indeksit të thyerjes, Δn të sipërfaqes ndijore mbi bërthamën F të valëdrejtuesit. Ky ndryshim shkakton një ndryshim faze $\Delta\phi$ të modës që përhapet nën të, duke qenë se kjo zonë depërtohet nga fusha tranzitore. Diferenca përfundimtare e fazës midis kësaj mode dhe një mode referencë përcaktohet nga interferenca e tyre. Përshtatur nga [1]. © Wiley 2011.

Për këtë arsye, mekanizmi i valës tranzitore ofron ndjeshmëri të lartë dhe detektim shumë specifik të substancave apo reaksioneve biokimike në kohë reale, e cila e bën atë shumë të dobishëm në detektimin e një substance specifike në solutione shumë komplekse.

Forca e bashkëveprimit dritë-lëndë është faktori kryesor që kontribuon në ndjeshmërinë e sistemit. Kjo forcë përcakton edhe një parametër shumë të rëndësishëm në fushën e biosensorëve që është *Limiti i Detektimit (LD)*, i cili do të shpjegohet më në detaje më poshtë. Ai mund të përcaktohet në dy mënyra kryesore: a) në varësi të ndjeshmërisë së solucionit (e shprehur në njësi të indeksit të thyerjes), e cila lidhet me ndryshimet e indeksit të thyerjes mbi sipërfaqen ndijore të biosensorit; b) në varësi të ndjeshmërisë së sipërfaqes, e cila lidhet me grumbullimin e një mase të caktuar në sipërfaqen ndijore [1].

4.1.1 Interferometri i Youngut dhe Mach-Zehnder

Kur Thomas Young tregoi fenomenin e interferencës në vitin 1804 përmes eksperimentit të tij me dy çarje [3], ky ishte një fakt i pakundërshtueshëm dhe shumë i rëndësishëm në pranimin e teorisë valore të dritës në atë kohë. Fenomeni i interferencës më vonë u shfrytëzua për të ndërtuar biosensorë të bazuar në interferometrinë, siç janë Interferometri i Youngut (IY) dhe Interferometri Mach-Zehnder (IMZ). Të dy interferometrat përdorin natyrën valore të dritës për të detektuar ndryshimet e karakteristikave optike të një kampioni dhe janë të ngjashëm përsa i përket principit të punës. Në këto interferometra rrezja monokromatike e polarizuar në hyrje ndahet në dy rreze të cilat përhapen në mënyrë të pavarur në dy kanale të ndryshëm. Në kanalën e pajisur me elementë ndijor, i cili quhet edhe kanali ndijor, rrezja bashkëvepron me kampionin në studim. Çdo ndryshim që ndodh mbi kampionin në studim e zhvendos fazën e rrezes në kanalën ndijor kundrejt asaj në kanalën referencë, i cili ose është i izoluar nga ambjenti ose bashkëvepron me një kampion referencë. Diferenca midis këtyre interferometrave qëndron në mënyrën se si krijohet interferenca e dy rrezeve. Në interferometrin Mach-Zehnder rrezet interferojnë duke u bashkuar në të njëjtin kanal pas të cilit ndodhet një fotodetektor, siç tregohet në figurën 4.2a. Për shkak të natyrës valore të

dritës intensiteti i matur I do të jetë një funksion periodik i diferencës së fazave $\Delta\Phi$ midis dy rrezeve që kalojnë në dy kanalet e ndryshëm [4]

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\Delta\Phi) \quad (4.1)$$

Ekuacioni (4.1) bazohet në faktin që intensiteti është në përpjestim të drejtë me katrorin e amplitudës përfundimtare të dy valëve interferuese. Diferenca e fazave midis dy rrezeve që kalojnë në dy rrugë të ndryshme L_1 dhe L_2 , llogaritet:

$$\Delta\Phi = k_0 \left(\int_{L_1} n(r) dr - \int_{L_2} n(r) dr \right) \quad (4.2)$$

ku $k_0 = 2\pi/\lambda_0$ dhe λ_0 janë numri valor dhe gjatësia valore në hapësirën e lirë, respektivisht, ndërsa $n(r)$ është indeksi i thyerjes së mjedisit në pikën r . Në interferometrin e Youngut rrezet projektohen nga dy kanale afër njëri-tjetrit (të cilat përfaqësojnë dy çarjet në eksperimentin e Youngut) mbi detektorin, në të cilin formohet jo një njollë e vetme, por një tablo interference, e quajtur ndryshe *interferogram*, siç tregohet në figurën 4.2b. Diferenca e rrugëve optike të rrezeve që dalin nga dy kanalet ndryshon përgjatë boshtit të detektorit, i cili zgjidhet të jetë paralel me boshtin e përcaktuar nga dy kanalet. Në këtë rast, ekuacioni (4.1) mund të rishkruhet [4]:

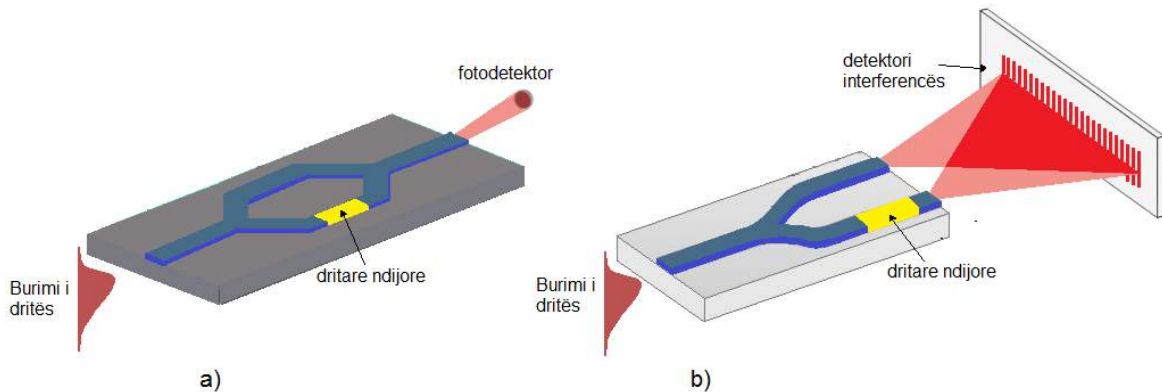


Figura 4.2 a) Interferometri tipik Mach-Zehnder dhe b) Interferometri i Youngut. Drita në hyrje të valëdrejtuesit ndahet në dy rreze, të cilat kalojnë në kanalën ndijore dhe në kanalën referencë, respektivisht. Në rastin e interferometrit Mach-Zehnder, dy rrezet ribashkohen në të njëjtin kanal në dalje duke interferuar me njëra-tjetrën. Në interferometrin e Youngut rrezet projektohen nga dy kanale afër njëri-tjetrit në një detektor (kamerë CCD ose sensor imazhi), ku formohet tabloja e interferencës. Përshtatur nga [79]. © The Optical Society 2012.

$$I(y) = \gamma(y) [I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\Lambda y + \Delta\Phi)] \quad (4.3)$$

ku $\Lambda = l/kd$ është perioda hapësinore e shiritave të interferencës, $k = k_0 n = 2\pi/\lambda$ është numri valor në mjedisin me indeks thyerje n , d dhe l janë distanca midis kanaleve në dalje dhe distanca e pjesës fundore të tyre nga sipërfaqja e detektorit, respektivisht, dhe λ është gjatësia e valës në mjedis. Veç kësaj, faktori $\gamma(y) = \sin^2(\chi)/\chi^2$, i cili përfaqëson difraksionin e rrezes në dalje të njërit prej kanaleve me gjerësi b , modulon intensitetin e shiritave të interferencës, ku $\chi = kby/2l$.

Diferenca midis këtyre dy biosensorëve qëndron në faktin se në interferometrën Mach-Zehnder është intensiteti ai që është i lidhur me diferencën e fazës midis dy rrezeve, ndërsa në interferometrën e Youngut është pozicioni i shiritave të interferencës ai që është në përpjestim të drejtë me diferencën e fazave midis rrezeve.

4.1.2 Ndiçimi nëpërmjet fushës tranzitore

Problemi kryesor i pajisjeve ndijore sot është bashkëveprimi i ulët midis fushës tranzitore dhe substancës në studim. Ky bashkëveprim është në përpjestim të drejtë me thellësinë e depërtimit të fushës tranzitore në mbështjellën e valëdrejtuesit, e cila ka një limit të sipërm prej 100-150 nm. Për një biosensor në të cilin sipërfaqja ndijore ndodhet në mbështjellë, ne mund të llogarisim thellësinë e depërtimit me formulën më poshtë [5]:

$$\delta_e = \frac{\lambda}{2\pi \sqrt{N^2 - n_c^2}} \quad (4.4)$$

ku N është indeksi efektiv i thyerjes së mjedisit ndërsa n_c është indeksi i thyerjes së mbështjellës.

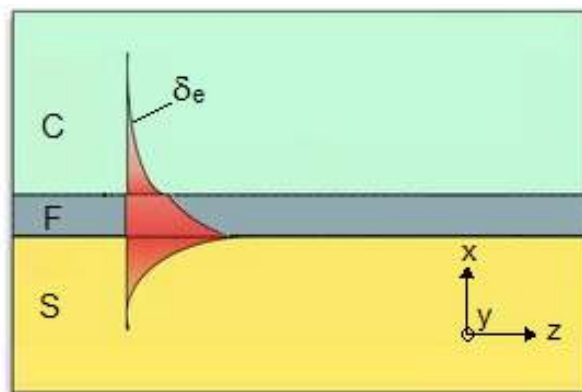


Figura 4.3 Paraqitje skematike e formimit të modës dhe thellësisë së depërtimit δ_e të fushës tranzitore në një valëdrejtues optik.

Kjo është distanca në të cilën intensiteti i fushës bie me $1/e$ krahasuar me vlerën që ka në sipërfaqe. Për këtë arsye, monitorimi i lidhjeve biomolekulare është fokusuar kryesisht në zonën afër sipërfaqes ndijore dhe nuk e kalon këtë distancë. Për të kapërcyer këtë limit u propozua një konfigurim tjetër i quajtur *konfigurimi me simetri të anasjelltë* [6]. Ky konfigurim ofron depërtim më të thellë të fushës tranzitore në mbështjellë, duke e rritur teorikisht ndjeshmërinë ndaj bashkëveprimeve biomolekulare krahasuar me konfigurimet tradicionale të valëdrejtuesve. Duke futur një shtresë me indeks të ulët thyerje midis nënshtresës dhe filmit, distanca monitoruese e fushës tranzitore mund të rritet afërsisht në vlerën 1 μm . Kjo e rrit sipërfaqen efektive të shqyrtimit dhe mund të detektojë ndryshime të indeksit të thyerjes në thellësi të qelizave dhe larg nga sipërfaqja. Kjo ndikon drejtpërdrejtë në rritjen e ndjeshmërisë por në anën tjetër është pengesë ndaj specificitetit sepse në këtë rast do të detektohen edhe grimca të tjera të pranishme në kampion [7]. Një thellësi e lartë

penetrimi mund të merret edhe për valëdrejtuesit ku nënshtresa ka indeks të ulët thyerje dhe shtresë të hollë filmike me indeks të lartë thyerje [8]. Në rastin e biosensorëve SPR mundësia e ndryshimit të thellësisë së depërtimit është e kufizuar dhe shkon në rreth 180 – 230 nm.

Në biosensorët të cilët përdorin fushën tranzitore për detektim, diferenca e fazës e shkaktuar në modën që përhapet në kanalën ndijor si rezultat i ndryshimit të indeksit të thyerjes së sipërfaqes ndijore me gjatësi L , mund të matet nga ekuacioni më poshtë [9]:

$$\Delta\Phi = \frac{\partial\Phi}{\partial N} \frac{\partial N}{\partial n_c} \Delta n_c + \frac{\partial\Phi}{\partial N} \frac{\partial N}{\partial d_A} \Delta d_A = k_0 L S_c \Delta n_c + k_0 L S_A \Delta d_A \quad (4.5)$$

ku $S_c = \partial N / \partial n_c$ është ndjeshmëria ndaj ndryshimeve të indeksit të thyerjes së mbështjellës, dhe $S_A = \partial N / \partial d_A$ është ndjeshmëria ndaj ndryshimeve të trashësisë së shtresës të krijuar nga bashkëveprimet e receptorëve me substancën në studim [10]. Duke optimizuar parametrat opto-gjeometrik të valëdrejtuesit vlerat e S_c dhe S_A mund të arrijnë vlerën maksimale. Përdorimi i valëdrejtuesve optik në fushën e biosensorëve sjell një avantazh të madh për shkak të fleksibilitetit që ofrojnë në përzgjedhjen e materialeve të ndryshme në projektimin e strukturave të tyre.

Një parametër i rëndësishëm i përdorur në aplikimet e biosensorëve është ai që mat sasinë e depozituar të substancës në studim mbi sipërfaqen ndijore. Ky parametër është shumë i rëndësishëm për të karakterizuar nga ana sasiore një eksperiment dhe matet në përgjithësi në masë për njësi të sipërfaqes. Ai quhet *densiteti i masës në sipërfaqe*, Γ , ose shkurt *densiteti i sipërfaqes* dhe mund të llogaritet nga formula e De Feijter [11]:

$$\Gamma = d_A \frac{n_A - n_c}{\partial n / \partial c} \quad (4.6)$$

ku n_A është indeksi i thyerjes së shtresës së krijuar, $\partial n / \partial c$ është shpejtësia e ndryshimit të indeksit të thyerjes së solucionit kundrejt përqëndrimit të substancës në studim, ndërsa d_A është trashësia e shtresës së krijuar si rezultat i bioreaksioneve që ndodhin në sipërfaqen ndijore.

Një parametër tjetër i rëndësishëm në fushën e biosensorëve i cili krijon mundësinë që të krahasohen në mënyrë të thjeshtë dhe objektive konfigurimet e ndryshme të biosensorëve është *Limiti i Detektimit*. Ai përkufizohet si ndryshimi më i vogël i parametratit që mund të detektohet me një siguri të pranueshme në një konfigurim të caktuar. Në varësi të nivelit të sigurisë që nevojitet, përcaktohet një faktor sigurie k . Një formulë e përgjithshme për të llogaritur LD është [12]:

$$LD = k \frac{\sigma}{S} \quad (4.7)$$

ku σ është devijimi standart i sinjalit dhe S është ndjeshmëria. Në fushën e biosensorëve vlera e faktorit k zgjidhet në përgjithësi 3 sepse për këtë vlerë mundësia që sinjali i matur në limitin e detektimit të vijë si rezultat i luhatjeve rastësore të sinjalit është shumë e vogël $\sim 0.13\%$ [13].

4.1.3 Teknikat e çiftimit të dritës tek valëdrejtuesit optik

Në mënyrë që drita të përhapet në brendësi të valëdrejtuesit në fillim duhet të çiftohet në brendësi të tyre nga një burim i jashtëm. Pesë teknikat kryesore që përdoren në valëdrejtuesit planar për këtë qëllim janë: a) çiftimi *end-fire*, b) çiftimi *butt-end*, c) çiftimi me prizëm, d) çiftimi me rrjetë difraksioni dhe e) çiftimi me bashkues, siç tregohet në figurën 4.4 [14]. Në çiftimin *end-fire* drita fokusohet me anë të një lenteje drejtpërdrejt në pjesën fundore të valëdrejtuesit. Kjo është mënyra më e thjeshtë për të çiftuar një burim drite, por në anën tjetër kjo teknikë ka disa disavantazhe sepse kërkon një linearizim shumë të saktë të dritës rënëse me valëdrejtuesin për shkak të përmasave të vogla të shtresës filmike. Fokusimi dhe linearizimi në këtë rast janë në përgjithësi të vështirë dhe efienca e çiftimit është e ulët veçanërisht në valëdrejtuesit ku përhapet një modë e vetme. Për një çiftim eficient shpërndarja e tërthortë dhe polarizimi i dritës rënëse duhet të përputhen me atë të modës që përhapet. Gjithashtu, hapja numerike e lentes fokusuese duhet të përputhet me konstanten e përhapjes së modës së eksituar në valëdrejtues.

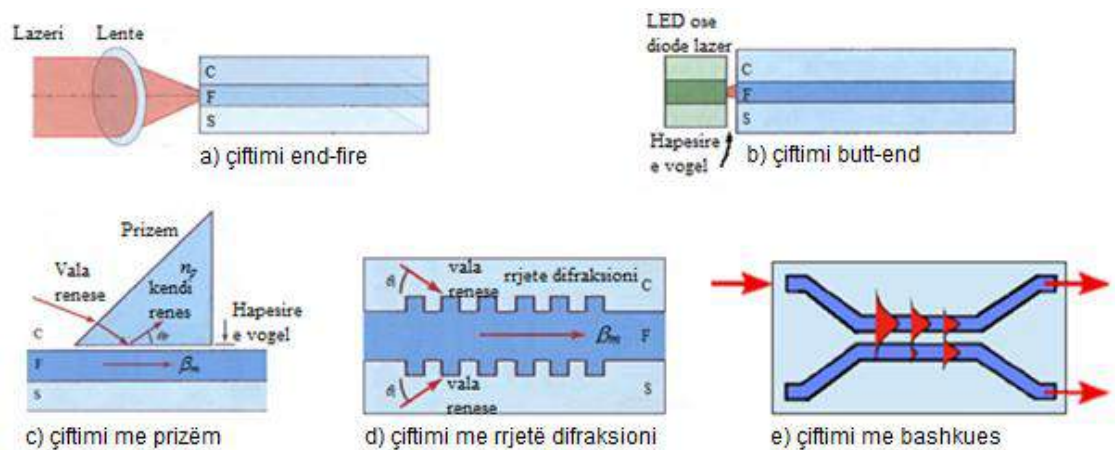


Figura 4.4 Teknikat e çiftimit të dritës në valëdrejtuesit optik a) çiftimi *end-fire*, b) çiftimi *butt-end*, c) çiftimi me prizëm, d) çiftimi me rrjetë difraksioni dhe e) çiftimi me bashkues. Përshtatur nga [14]. © Wiley 2007.

Çiftimi *butt-end* është shumë i ngjashëm me teknikën *end-fire*. Ai e çifton dritën nga një burim gjysëmpërcjellës siç mund të jetë një diodë lazer, ose duke sjellë në kontakt të afërt një fibër optike me pjesën fundore të një valëdrejtuesi, duke lënë një hapësirë të vogël midis tyre për të rritur eficientë e çiftimit. Ashtu si tek çiftimi *end-fire* linearizimi dhe përputhja e modës janë të rëndësishëm për rritjen e eficientës dhe në përgjithësi është më e lehtë se linearizimi i konit të dritës në çiftimin *end-fire* (veçanërisht për gjatësitë e valës përtej spektrit të dukshëm) [15]. Kur një prizëm përdoret për të çiftuar dritën në një valëdrejtues teknika quhet *çiftimi me prizëm*. Prizmi ose vendoset në një distancë të afërt me valëdrejtuesin ose vendoset në kontakt të drejtpërdrejtë me të duke aplikuar mbi të një forcë mekanike dhe duke përdorur një shtresë vajore në ndërfaqen midis tyre. Vala rënëse përthyeret nga prizmi dhe i nënshtrohet pasqyrit të plotë të brendshëm në një kënd të përshtatshëm θ_p . Vala rënëse dhe ajo e pasqyruar krijojnë një valë të qëndrueshme që përhapet në drejtimin z me konstante përhapje $\beta_p = n_p k_0 \cos \theta_p$, ku n_p është indeksi i thyerjes së prizmit. Në hapësirën midis prizmit dhe valëdrejtuesit shtrihet fusha tranzitore e valës që

përhapet në prizëm. Në qoftë se distanca midis prizmit dhe valëdrejtuesit është mjaftueshëm e vogël, kjo fushë do të çiftohet në valëdrejtues në formën e një mode me konstante përhapjeje $\beta_m \approx \beta_p = n_p k_C \cos \theta_p$, ku k_C është numri valor në mbështjellë. Kjo metodë ofron efikasitet të lartë jo vetëm për çiftimin e dritës në valëdrejtues por edhe për ta nxjerrë atë prej saj. Për shkak të presionit mekanik apo të vajit të përdorur kur prizmi vendoset në kontakt të drejtpërdrejt me valëdrejtuesin, kjo metodë nuk është shumë e përshtatshme për tu përdorur në pajisjet ndijore sepse presioni i aplikuar mund të çojë në deformime të valëdrejtuesit, ndërsa vaji mund të ndotë sipërfaqen ndijore [16].

Çiftuesit me rrjetë difraksioni kanë një ndryshim periodik të indeksit të thyerjes, në përgjithësi në rendin e gjatësisë së valës [17, 18]. Ai përbëhet nga një sipërfaqe e valëzuar, e cila realizohet përmes stampimeve apo proceseve fotolitografike ose nga një modifikim periodik i indeksit të thyerjes së valëdrejtuesit. Ky modifikim mund të arrihet përmes shkëmbimit të joneve ose modulimit të indeksit me rreze ultraviolette [19]. Kushti i përputhjes në fazë tek çiftuesit me rrjetë difraksioni arrihet si rezultat i modulimit në fazë të valës rënëse nga struktura e modifikuar periodikisht e rrjetës së difraksionit. Një rrjetë me period Λ modulon valën rënëse me një faktor $2\pi q/\Lambda z$, ku $q = \pm 1, \pm 2, \dots$. Kjo është ekuivalente me ndryshimin e komponentes z të numrit valor me një faktor $2\pi q/\Lambda$. Kushti i përputhjes në fazë tani mund të shkruhet $\beta_m = n_C k_C \cos \theta_i + 2\pi q/\Lambda$, ku θ_i është këndi rënës, ndërsa n_C dhe k_C janë indeksi i thyerjes dhe numri valor i mbështjellës, respektivisht [20]. Kjo teknikë ka disa avantazhe kundrejt teknikave të tjera: a) Fakti që vetëm këndi i çiftimit të rrezes rënëse duhet rregulluar në mënyrë që të arrihet kushti i përputhjes në fazë e bën këtë teknikë më të lehtë për t'u implementuar. b) Në ndryshim nga çiftuesi me prizëm drita mund të çiftohet edhe nga nënshtresa, përveç se nga mbështjella. Gjithashtu, në këtë teknikë nuk është e nevojshme përdorimi i vajit. Disavantazhet kryesore janë sepse prodhimi i rrjetave të difraksionit tek valëdrejtuesit kërkon shumë punë nga ana teknologjike, dhe ata janë shumë të ndjeshëm kundrejt vibrimeve mekanike duke qenë se efikasiteti e çiftimit është shumë e ndjeshme ndaj këndit të rënies [21].

Në *çiftimin me bashkues* një modë eksitohet në kanalën e një valëdrejtuesi përmes fushës tranzitore të një valëdrejtuesi tjetër në afërsi me të parin [22]. Me fjalë të tjera, njëri prej valëdrejtuesve shërben si burim për tjetrin, dhe sasia e fuqisë optike që mund të transferohet midis tyre varet nga disa parametra gjeometrike siç janë gjatësia e bashkëveprimit dhe distanca midis kanaleve. Në përgjithësi, gjatësia e valëdrejtuesve në afërsi të nevojshme për të transferuar fuqinë plotësisht nga një valëdrejtues tek tjetri, quhet *gjatësia e çiftimit* ose *distanca e transferimit* e shënuar me L_0 . Në gjysmën e kësaj distance, $L_0/2$, do të jetë transferuar gjysma e fuqisë, dhe në këtë rast pajisja quhet *bashkues 3-dB*, ose ndarësi i rrezes 50/50. Çiftimi me bashkues përdoret kryesisht në multipleksimin e sinjaleve ose për të çiftuar dritën në rezonatorët në formë unaze, ku ky mekanizëm është i nevojshëm. E ngjashme me metodën e çiftimit me rrjetë difraksioni, kjo metodë ka disavantazhin që kërkon shumë punë nga ana teknologjike, dhe njësoj si tek çiftimi *butt-end* drita duhet paraprakisht të ketë qenë e çiftuar në një valëdrejtues tjetër.

4.2 Interferometrat me valëdrejtues planar optik të integruar

Në përgjithësi, biosensorët interferometrik me valëdrejtues planar të integruar janë klasifikuar në bazë të konfigurimeve të tyre në disa grupe, si interferometri Mach-Zehnder, i Young-ut, me dy polarizime, dymodal etj, por pa shpjeguar lidhjen midis tyre [9]. Në interferometrat me dy kanale modat e të njëjtit rend dhe me të njëjtin polarizim përhapen në dy kanale të ndarë, ndërkohë që ata bashkëveprojnë me kampione të ndryshëm në zona të ndryshme ndijore duke pësuar secili zhvendosjen e tij fazore (kanali referencë mund edhe të izohet nga mjedisi rrethues). Në të njëjtën kohë, ky princip pune mund të shtrihet në interferometrat me kanal të përbashkët për modat të përhapen në të njëjtin kanal. Ato ose kanë polarizim pingul kundrejt njëra-tjetrës ose përfaqësojnë rende të ndryshme të modave. Duke kaluar përmes zonave ndijore, dy modat pësojnë zhvendosje të ndryshme fazore për shkak të ndjeshmërive të ndryshme që kanë polarizimet e ndryshme.

4.2.1 Interferometrat me kanal të përbashkët

Interferometri i parë me kanal të përbashkët u publikua nga Hartman dhe Campbell [23]. Më vonë, Lukosz dhe Stamm në vitin 1990, pasi e përpunuan këtë teknikë, prezantuan *interferometrin optik me diferencë* të tipit Mach-Zehnder i cili maste lagështinë relative [24]. Në konfigurimin e tyre burimi lazer çiftohet në pjesën fundore të një valëdrejtuesi ku përhapen vetëm polarizimet TE_0 dhe TM_0 . Të dy këto polarizime përhapen në të njëjtin kanal dhe bashkëveprojnë me të njëjtin kampion, por zhvendosjet e fazave për dy polarizimet nuk janë të njëjta përderisa ndjeshmëritë e tyre janë të ndryshme për të njëjtin ndryshim të indeksit të thyerjes në zonën ndijore [25]. Të dy polarizimet bashkëveprojnë me kampionin në sipërfaqen ndijore me gjatësi L , e cila në përgjithësi është 10-20 mm. Ky bashkëveprim shkakton ndryshime në kohë të indeksit efektiv të thyerjes për të dy modat $\Delta N_{TE_0}(t)$ dhe $\Delta N_{TM_0}(t)$, respektivisht. Si rrjedhojë, në fund të valëdrejtuesit lind një diferencë faze $\Delta \Phi(t)$ e varur nga koha, e cila matet si më poshtë:

$$\Delta \Phi(t) = \Delta \Phi_{TE_0}(t) - \Delta \Phi_{TM_0}(t) = 2\pi(L/\lambda)[\Delta N_{TE_0}(t) - \Delta N_{TM_0}(t)] \quad (4.8)$$

Për të matur përgjigjen e këtij interferometri janë raportuar tre metoda [26, 27]. Metoda e parë e cila përfaqëson edhe konfigurimin origjinal përbëhet në hyrje nga një lente për të reduktuar divergjencën e rrezes që del nga pjesa fundore e valëdrejtuesit, nga një ndarës rrezesh dhe dy prizma Wollaston për të krijuar interferencën e dy polarizimeve në sipërfaqen e katër detektorëve, siç tregohet në figurën 4.5. Përpara ndarësit të rrezeve ndodhet një pllakë gjysëm-valore ($\lambda/2$), ndërsa pas tij një pllakë çerek-valore ($\lambda/4$) në mënyrë që të rregjistrohet intensiteti i katër sinjaleve ($i=1 \dots 4$), të cilët pësojnë zhvendosje të ndryshme fazore prej 0, $\pi/2$, dhe $3\pi/2$, paralelisht. Intensiteti i këtyre rrezeve i bindet ekuacionit të mëposhtëm:

$$I_i(t) = \frac{I_{A,i}}{2} \left\{ 1 + \cos [\Delta \Phi(t) + (i-1)\frac{\pi}{2} + \Delta \Phi_0] \right\} + I_{B,i} \quad (4.9)$$

ku $I_{A,i}$ and $I_{B,i}$ janë amplituda e intensitetit të sinjalit (sinjal AC) dhe intensiteti konstant në sfond (sinjali DC), respektivisht, të matur në detektorin e i -të, ndërsa $\Delta \Phi_0$ është diferenca konstante e fazës në $t = 0$. Përcaktimi i fazës duke u bazuar në matjet e bëra në katër pika ka

një avantazh kundrejt matjeve të bëra në një pikë të vetme. Nëse ndjeshmëria ndaj diferencës së fazës zhduket në pikat ku kemi interferencë konstruktive ose destruktive, dy sinjalet e rregjistruar me dy detektorët e tjerë (1, 3 ose 2, 4) e kompensonë këtë problem, duke qenë se kanë një diferencë faze prej $\pi/2$ kundrejt dy të tjerëve dhe si rrjedhojë janë në pikën ku kanë ndjeshmërinë maksimale. Megjithatë, ndërkohë që faza rrotullohet ndjeshmëria lëkundet midis një vlere minimale dhe maksimale. Diferenca e fazës $\Delta\Phi(t)$ matet nga vlerat e matura në katër detektorët nga relacioni më poshtë:

$$\Delta\Phi(t) + \Delta\Phi_0 = \arctan \left\{ \frac{[I_1(t) + I_2(t)][I_3(t) - I_4(t)]}{[I_1(t) - I_2(t)][I_3(t) + I_4(t)]} \right\} \quad (4.10)$$

Në varësi të shenjës së $[I_1(t) - I_2(t)]$ ose $[I_3(t) - I_4(t)]$ përcaktohet një diferencë faze në varësi të kohës në intervalin $[-\pi, \pi]$. Nëse sinjalin e kampionimit Δt e marrim më të madh se një vlerë minimale $\Delta t_{min} = 80 \mu s$, efekti i luhatjeve të fuqisë së lazerit dhe ndryshimet e shuarjeve të modave që përhapen mund të minimizohen, duke marrë në këtë mënyrë një vlerë më të mirë të raportit sinjal/zhurmë. Rezolucioni i fazës i marrë nga eksperimentet dhe i raportuar nga Stamm dhe Lukosz është $\Delta\Phi_{min} = 5 \times 10^{-4} \times 2\pi \text{ rad}$ [28, 29]. Gjithashtu, ata kanë përcaktuar një limit detektimi prej 2×10^{-7} ndryshimi të indeksit të thyerjes dhe 0.13 pg/mm^2 ndryshimi të dendësisë së sipërfaqes.

Në përpjekje për të përmirësuar rezolucionin e $\Delta\Phi(t)$ dhe ΔN , grupi i Lukosz propozuan në vitin 1997 dy metoda të tjera për matjen në kohë të diferencës së fazës, të cilat e zgjidhin problemin e uljes së ndjeshmërisë dhe kalibrimit të intensitetit [27]. Këto dy metoda tregohen në figurën 4.5b-c, ndërsa principi i tyre i punës mund të përmbledhet si në vazhdim: modat TE_0 dhe TM_0 kombinohen në një interferogram hapësinore, e cila rregjistrohet me anë të një grupi detektorësh linearë. Këto interferograma vlerësohen duke përdorur transformimin e shpejtë fourier, me anë të të cilit përcaktohet diferenca totale e fazës, $\Delta\Phi(t)$, si rrjedhojë edhe zhvendosja totale gjatësore $\Delta u(t)$ e shiritave të interferencës dhe ndryshimi i indekseve efektive të thyerjes në zonën ndijore:

$$\Delta N_{TE_0}(t) - \Delta N_{TM_0}(t) = \left(\frac{\lambda}{L\lambda} \right) \Delta u(t) = \left(\frac{\lambda}{2\pi L} \right) \Delta\Phi(t) \quad (4.11)$$

Këto dy metoda janë projektuar për teknika të ndryshme çiftimi. Në rastin e çiftimit *end-fire*, një prizëm Wollaston merr pjesë në formimin e interferogramës ndërsa në rastin e një çiftuesi me rrjetë difraksioni vendoset një lente përpara polarizuesit. Megjithëse këto metoda nuk janë më të ndjeshme se metoda origjinale, ato përbëhen nga më pak elementë optikë dhe si rrjedhojë mund të ndërtohen me kosto më të ulët dhe përmasa më të vogla. Veç kësaj, sistemi i matjeve me katër pika në konfigurimin origjinal nuk siguron informacion të mjaftueshëm që sistemi të vetë kalibrohet, dhe kjo mund të çojë në paqartësi në matjen e fazës në rastin kur sistemi nuk është i kalibruar mirë ose parametrat e tij ndryshojnë. Interferograma hapësinore në versionin e dytë dhe të tretë ndihmon në kapërcimin e këtij problemi.

Në lidhje me përdorimin e interferometrit me diferencë në aplikimet për matjen e lagështisë ai është përdorur gjithashtu si refraktometër dhe sensor biokimik. Huber et al. në vitin (1992) publikuan matjet e para imunosensore në një studim krahasues të limitit të detektimit të biosensorëve SPR, biosensorëve me rrjetë difraksioni dhe interferometrit me

diferencë [30]. Në 1993, Schlatter et al., treguan përdorimin e interferometrit me diferencë për matjen e afinitetit apo tendencës për tu lidhur të dy substancave [31]. Në të njëjtën kohë, Stamm dhe Lukosz treguan mundësinë për të bërë matje në refraktometri me anë të këtij interferometri [28]. Një punë e rëndësishme gjithashtu është kryer nga Stamm et al. në interferometrin i cili punon njëkohësisht në dy gjatësi vale ($\lambda_1=632.8$ nm, $\lambda_2 = 488$ ose 491 nm). Punimi në dy gjatësi vale bën të mundur të dallohet rasti kur ndryshimi i indeksit të thyerjes ndodh si rezultat i luhatjeve të temperaturës apo si rezultat i bashkëveprimeve receptor-substancë.

Konfigurimi i interferometrit me diferencë është i një rëndësie të veçantë, jo vetëm se ai përcakton ndoshta biosensorin e parë interferometrik me valëdrejtues optik, por aftësitë e tij ndijore janë të krahasueshme edhe me biosensorët e sotëm.

Nëse do të përmendnim disavantazhet duhet thënë se interferometri me diferencë sakrifikon informacionin që mund të nxirret nga modat e pavarura TE dhe TM, në mënyrë që të arrij një limit më të ulët detektimi të ndryshimeve në sipërfaqen ndijore. Për më tepër, një interferometër me diferencë plotësisht i integruar është vështirë të realizohet për shkak të pjesëve të mëdha dhe jo shumë të integrueshme në konfigurimin e tij. Nevoja për të përdorur çiftimin *end-fire* për të eksituar modat dhe detektimi i bazuar në tablonë e interferencës e shkëputur nga struktura e pajisjes (në versionin e dytë dhe të tretë të interferometrit me diferencë) kërkon stabilitet të lartë mekanik të pajisjes, dhe kjo e ul mundësinë e përdorimit të tij nga një personel i pa kualifikuar apo në mënyrë individuale nga pacientët.

Megjithëse interferometri me diferencë është një pajisje e mirë dhe origjinale ai asnjëherë nuk ka qenë në qendër të vëmendjes. Zhvillimi i tij ndodhi ngadalë dhe vetëm pak studime janë raportuar mbi këtë interferometër: psh, duke u bazuar në të njëjtën ide u ndërtua një sensor duke përdorur çiftuesit me prizëm [32]. Debackere et al. e implementuan idenë e interferometrit me diferencë në fushën e spektroskopisë me SPR [33], dhe një analizë teorike dhe krahasuese u prezantua gjithashtu nga Levy dhe Ruschin në 2009 [34]. Megjithatë, në vitet e fundit një version i ri i interferometrit me diferencë, i quajtur *interferometri me valëdrejtues bimodal*, u zhvillua nga Zinoviev et al, [35].

Baza e këtij biosensori është gjithashtu interferenca e dy modave që përhapen në të njëjtin kanal. Por në këtë rast rast modat TE_0 dhe TE_1 nuk eksitohen në mënyrë të drejtpërdrejtë. Drita e një burimi koherent çiftohet në një valëdrejtues me kreshtë, i cili lejon përhapjen e vetëm një mode TE. Përmes një ndarësi modash, domethënë përmes një bashkimi vertikal asimetric, kjo modë çiftohet në një valëdrejtues tjetër, i cili lejon përhapjen e dy modave të tërthorta. Rrjedhimisht, moda themelore e valëdrejtuesit të parë eksiton jo vetëm modën TE_0 , por edhe modën TE_1 . Këto moda përhapen në sipërfaqen ndijore drejt faqes fundore të valëdrejtuesit, ku pasi dalin krijojnë një tablo interference të intensitetit në sipërfaqen e një fotodetektorit me dy seksione. Me anë të tij detektohet zhvendosja e vlerës maksimale të intensitetit, e cila më pas lidhet me ndryshimet në indeksin efektiv të thyerjes në zonën ndijore, siç tregohet në figurën 4.6. Aftësitë ndijore të kësaj strukture janë të ngjashme me interferometrin me diferencë; kjo pajisje ka një limit rezolucioni të fazës prej $5 \times 10^{-4} \times 2\pi$ rad dhe një limit detektimi prej 2.5×10^{-7} ndryshimi të indeksit të thyerjes, e cila i korrespondon një limiti detektimi rreth 0.05 pg/mm^2 ndryshim të densitetit të sipërfaqes.

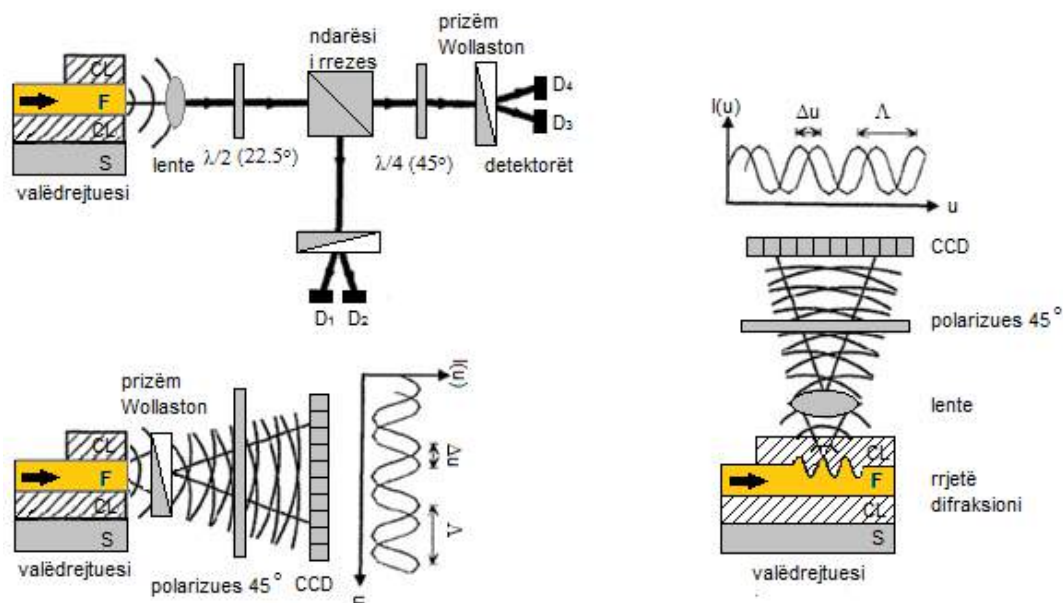
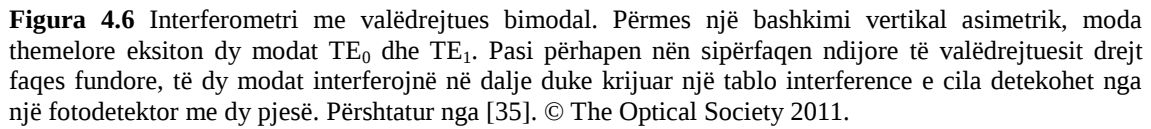


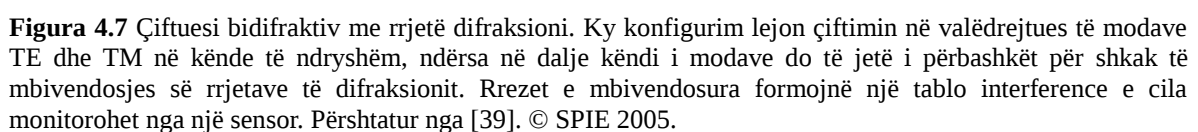
Figura 4.5 Tre interferometrat e bazuar në diferencën e fazave. Konfigurimi dhe principi i punës i a) interferometrit Mach-Zehnder “original” si edhe (b-c) version i dytë dhe i tretë i zhvilluar më vonë i bazuar në principin e interferometrit të Youngut. Përshtatur nga [27]. © Elsevier 1997.

Duval et al., i vazhduan më tej kërkimet në këtë projekt dhe publikuan në vitin 2012 një strukturë më të sofistikuar të interferometrit me valëdrejtues bimodal, i cili bën të mundur ndërtimin e një sensori me 4×4 kanale në një sipërfaqe $30 \times 10 \text{ mm}^2$ dhe ofron të njëjtin rezolucion në matje [36]. Duke lënë mënjanë disavantazhet e përbashkëta që janë karakteristikë e principit të punës, avantazhet e këtij sistemi krahasuar me interferometrin me diferencë janë sepse ky sistem nuk ka nevojë për polarizues apo prizma Wollaston për të krijuar interferencën e dy modave, e cila çon në një konstrukt më kompakt. Për më tepër, teorikisht është e mundur të arrihen nivele më të larta ndijimi kur merret interferenca e modave të të njëjtit tip në vend të modave të të njëjtit rend [37].

Në punën e kryer nga Tiefenthaler and Lukosz në vitin 1988 tregohet qartë që valëdrejtuesit me rrjetë difraksioni nuk përdoren vetëm si elementë optik të integruar për të thjeshtuar çiftimin e dritës në hyrje dhe në dalje të një pajisje, por mund të përdoren edhe në procesin e ndijimit duke ofruar ndjeshmëri shumë të lartë [38]. Në lidhje me këtë, Fattering et al., në vitin 1995 prezantuan *çiftuesin bidifraktiv me rrjetë difraksioni* i cili bazohet në leximin e interferogramës dhe i përket grupit të interferometrave me kanal të përbashkët [39]. Duke u bazuar në ekuacionin (4.8) është e qartë që çdo ndryshim në indeksin efektiv të thyerjes së valëdrejtuesit do të ndryshojë këndin e çiftimit të një gjatësie valore të caktuar. Ky princip është baza e çiftuesit bidifraktiv me rrjetë difraksioni, i cili përbëhet nga një valëdrejtues planar me dy rrjeta difraksioni të mbivendosura të gdhendura në shkallë mikroskopike dhe me periodicitete të ndryshme, siç tregohet në figurën 4.7. Meqenëse spektri i frekuencës së rrjetës bidifraktive përbëhet nga dy harmonika themelore, për një modë të caktuar ekzistojnë paralelisht dy kënde ku arrihet rezonanca.



Përderisa ndjeshmëria dhe si rrjedhojë ndryshimi këndor nga një ndryshim në indeksin efektiv të thyerjes ndryshojnë për dy modat, distanca midis shiritave në tablonë e interferencës ndryshon. Duke kryer transformimin Fourier mbi tablonë e interferencës, zhvendosja e frekuencës hapësinore mund të lidhet drejtpërdrejtë me ndryshimin në përgjigjen e marrë nga shndërruesi mbi indeksin e thyerjes [39].



Aplikimi i parë i çiftuesit bidifraktiv si biosensor, pra për ndijimin e drejtpërdrejtë të imuno-reaksioneve, u publikua nga Spinke et al., në 1997 të cilët treguan një limit detektimi rreth 24 pg/mm^2 ndryshim të densitetit të sipërfaqes [41]. Kjo vlerë u përmirësua më tej në 6 pg/mm^2 nga puna e kryer nga O'Brien et al., në vitin 2000 [42].

Një nga avantazhet kryesore të çiftuesit bidifraktiv është fakti që çiftimi i rrezeve në hyrje është i pandjeshëm ndaj pozicionit, duke e bërë atë një kandidat të mirë për sistemet e bazuar në një grup sensorësh të multipleksuar. Veç kësaj, skema e diferencuar e ndijimit eliminon në radhë të parë efektet e padëshiruara mekanike dhe termo-optike. Nga ana tjetër, nevoja që rrezet në dalje të jenë të mbivendosura i rrit kërkesat për saktësi dhe uniformitet të trashësisë së valëdrejtuesit dhe rrjetave të tij të difraksionit.

4.2.2 Interferometrat me kanale të ndarë

Është e qartë që avantazhi kryesor i interferometrave me kanal të përbashkët kundrejt atyre me kanale të ndarë qëndron në faktin që modat përhapen në të njëjtin kanal. Në përgjithësi ky konfigurim e ka më të ulët ndjeshmërinë ndaj zhurmave të ambjentit, duke qenë se rrugët nuk janë të ndara në hapësirë. Prandaj, zhurmat ndikojnë në njësoj mbi modat që përhapen dhe si rrjedhojë ndikimi rezultant i tyre do të jetë shumë i dobët në sinjalin në dalje. Gjithashtu, konfigurimet e interferometrave me kanal të përbashkët janë në përgjithësi të thjeshtë dhe prodhimi i tyre është me kosto më të ulët, sepse në përgjithësi konfigurimi i tyre nuk është kompleks. Veç kësaj, nëse do të bëjmë matje në disa kanale tek këta sensorë, ata kanë një avantazh më tepër sepse teorikisht mund të vendosen dyfishi i dritareve ndijore mbi të njëjtën sipërfaqe. Sidoqoftë, përdorimi i një rrezeje të vetme e bën këtë konfigurim të ketë gjithashtu disa disavantazhe. Çdo ndryshim që ndodh mbi kampionin në dritaren ndijore i zhvendos fazat e të dy modave paralelisht dhe me amplituda të ndryshme, por në të njëjtin drejtim. Si rrjedhojë, përgjigjia e sensorit do të jetë më e vogël duke qenë se diferenca e fazës së modave do të jetë më e vogël krahasuar me rastin kur përdoret një fazë e palëvizshme si referencë. Një disavantazh tjetër i rëndësishëm është se interferometrat me kanal të përbashkët e humbasin karakteristikën e qenësishme të të paturit një referencë, e cila është tipike tek interferometrat me kanale të ndarë. Si pasojë, diferencimi midis lidhjeve specifike dhe lidhjeve jo specifike është i vështirë tek matjet e kryera në një kanal të vetëm. Për më tepër, ata përdorin pjesë optike shtesë për të kombinuar modat në një tablo interference. Këto arsye pro dhe kundra vënë në dukje arsyen se pse studiuesit kanë krijuar paralelisht konfigurime si të sensorëve me kanal të përbashkët ashtu edhe të sensorëve me kanale të ndarë. Në paragrafët më poshtë është bërë një përmbledhje e zhvillimeve kryesore në interferometrat me kanale të ndarë, të cilët ndahen në tre nëngrupe që janë i) interferometrat tradicional Mach-Zehnder, ii) interferometrat Mach-Zehnder me modulim në fazë dhe iii) interferometrat e Youngut.

Interferometrat Mach-Zehnder me dy kanale janë përshtatur mirë si në sensorët optik të plotë edhe tek sensorët optik hibrid. Një implementim tipik me integrim të plotë përbëhet nga dy kryqëzime në formë ypsiloni (kryqëzime-Y) që shërbejnë si valëdrejtues ku përhapet një modë e vetme. Njëri prej tyre e ndan modën që përhapet në sensor në kanalën ndijore dhe kanalën referencë, ndërsa tjetri i ribashkon kanalet pas një distance të caktuar. Shtresa e filmit mbulohet nga mbështjella, përveç pjesës ku ndodhet dritarja ndijore ku moda bashkëvepron

me kampionin në studim në një distancë L . Drita çiftohet në interferometër kryesisht përmes çiftimit *end-fire* ose me rrjetë difraksioni. Interferometrat Mach-Zehnder hibrid janë sensor pjesërisht të integruar, që do të thotë se ndarja dhe ribashkimi i rrezeve kryhen jashtë sensorit duke aplikuar elementë optik tradicional. Si rrjedhojë, interferometrat Mach-Zehnder hibrid kanë ndjeshmëri më të lartë kundrejt vibrimeve mekanike, dhe gjithashtu kanë kosto relativisht të larta prodhimi për shkak të strukturës komplekse. Përderisa principi i punës së interferometrave Mach-Zehnder bazohet në mbivendosjen e dy modave koherente me faza të ndryshme, ekuacionet (4.8) dhe (4.9) të cilët përshkruajnë sinjalin në dalje të interferometrit me diferencë, mund të rishkruhen në një formë më kompakte si më poshtë:

$$I(t) = \frac{I_A}{2} \left\{ 1 + \left[\cos \frac{2\pi L}{\lambda} (N_N(t) - N_R(t)) + \Delta\Phi_0 \right] \right\} + I_B \quad (4.12)$$

ku $N_N(t)$ dhe $N_R(t)$ janë vlerat e indekseve efektive të thyerjes të matura në kanalin ndijor dhe referencë, respektivisht.

Publikimet e para të interferometrave Mach-Zehnder hibrid dhe plotësisht të integruar të përdorur si biosensor i përkasin fillimit të viteve '90. Heideman et al. paraqitën në vitin 1991 konfigurimin i një interferometri hibrid me dy kanale, siç tregohet në figurën 4.8a, në të cilin ndarja dhe ribashkimi i rrezeve kryhet nga dy ndarës rrezesh në formë kubi, ndërsa çiftimi i rrezeve në hyrje dhe në dalje realizohet nga dy rrjeta difraksioni [43]. Aftësitë e këtij sensori janë treguar nga matjet e kryera për ndijimin e imuno-reaksioneve dhe është treguar që kjo pajisje mund të detektojë me qartësi një ndryshim minimal faze prej $1 \times 10^{-2} \times 2\pi$ rad, e cila i korrespondon një ndryshimi të indeksit të thyerjes prej 4×10^{-6} [44]. Një aplikim i hershëm në fushën e biosensorëve të një interferometri plotësisht të integruar Mach-Zehnder u publikua nga Ingenhoff et al. në vitin 1993 [45]. Principi i punës së konfigurimit të tyre bazohet në përdorimin e dy kryqëzimeve-Y dhe çiftimin *end-fire*, siç është përmendur më sipër dhe tregohet në figurën 4.8b. Kërkimi i tyre u vazhdua nga Prieto et al., në vitin 2003, i cili prezantoi një konstrukt të përmirësuar të sensorit optik të integruar me limit detektimi 7×10^{-6} ndryshim të indeksit të thyerjes [46]. I njëjti grup propozoi gjithashtu një konfigurim të ngjashëm të bazuar në teknologjinë ARROW për biosensorët. Megjithatë strukturat ARROW kanë avantazhe përse i përket trashësisë së bërthamës, humbjeve dhe thjeshtësisë në prodhim, ato shoqërohen kryesisht nga një limit i ulët detektimi. Ky grup tregoi një vlerë të ulët prej 2×10^{-5} ndryshim të indeksit të thyerjes për biosensorin e bazuar në teknologjinë ARROW [47]. Në të njëjtën kohë janë publikuar edhe konfigurime ku janë bërë modifikime të vogla. Duke përdorur një tjetër kryqëzim-Y, Brosinger et al. në vitin 1997 prezantuan një valëdrejtues të tretë për të adresuar luhatjet e intensitetit të dritës së çiftuar [48]. Për më tepër, ata e hapën gjithashtu mbështjellën mbi kanalin referencë, duke formuar një zonë ndijore referencë me elementët ndijor, dhe i bllokuan të dy zonat për të kompensuar lidhjet jo specifike. Ata treguan një limit detektimi prej 2×10^{-5} ndryshim të indeksit të thyerjes. Puna e tyre u vazhdua më vonë nga Weisser et al., në vitin 1999 [49] dhe Busse et al., në vitin 2001 [50]. Një konfigurim i ngjashëm por më pak i ndjeshëm është publikuar nga Schipper et al., [51] dhe Drapp et al., [52] në vitin 1997, të cilët prezantuan një interferometër Mach-Zehnder të modifikuar të përbërë nga një çiftues me tre dalje, si në figurën 4.8c.

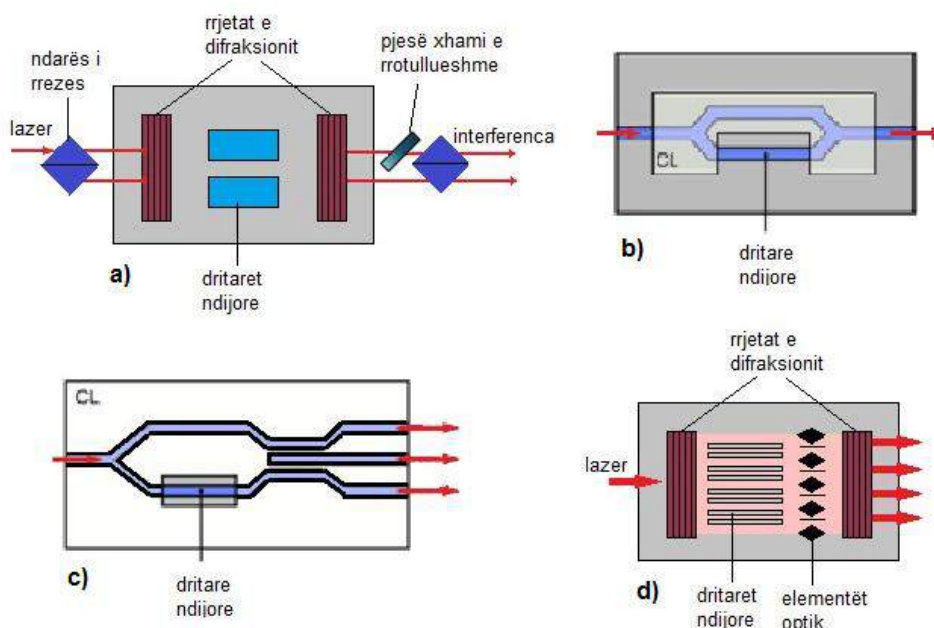


Figura 4.8 Paraqitje skematike e interferometrave Mach-Zehnder me kanale të ndarë. Konfigurimi dhe principi i punës i a) interferomit hibrid të Heideman et al. Përshtatur nga [43]. © Elsevier 1991, b) interferometri plotësisht i integruar i Ingenhoff et al. Përshtatur nga [45]. © Springer 1993. c) interferometri i Drapp et al. Përshtatur nga [52]. © Elsevier 1997. dhe d) interferometri i Hartman et al. Përshtatur nga [55]. © SPIE 1995.

Në vend që të përdoret një tjetër kryqëzim-Y për ribashkimin e rrezeve, në këtë rast është përdorur çiftimi i modave për të shkëmbyer energji nga kanalet referencë dhe ndijor me kanalin e tretë në dalje. Avantazhet kryesore të këtij sistemi të modifikuar bazohen në detektimin paralel të tre sinjaleve në dalje të cilët zhvendosen në fazë me $2\pi/3$. Me këtë konfigurim autorët mund të kryenin detektime të qarta me një limit detektimi 1.5×10^{-6} ndryshim të indeksit të thyerjes [52]. Përshkrimi teorik i mënyrës së punës mund të gjendet në artikullin e publikuar nga Luff et al., në vitin 1998 [53]. Përmirësime të mëtejshme të këtij sensori u kryen nga Hua et al., në vitin 2002 [54].

Një disavantazh tipik i interferometrave Mach-Zehnder plotësisht të integruar është kompleksiteti i sipërfaqes së tyre ndijore, e cila e bën shumë të vështirë prodhimin e qarkut nga ana teknologjike dhe me kosto të lartë krahasuar me atë të sensorëve me valëdrejtues të thjeshtë, siç janë psh interferometrat me diferencë apo interferometrat hibrid Mach-Zehnder. Një përpjekje e hershme për të thjeshtuar sipërfaqen e sensorit është kryer nga Hartman et al., në vitin 1995, të cilët paraqitën një interferometër Mach-Zehnder të integruar të bazuar në valëdrejtues planar [55]. Siç u tregua në të ashtuquajturin *interferometri Hartman*, një rreze e gjerë koherente çiftohet në valëdrejtues përmes një rrjete difraksioni të gjerë, më pas përhapet paralelisht nën zonat e shumta të sipërfaqeve ndijore të valëdrejtuesit. Pas këtij seksioni, elementët optik të integruar vendosen për të kombinuar dritën që kalon në zonat e afërta të cilat formojnë më pas sinjalet e interferencës. Sinjalet e interferencës për çdo çift kanalesh, të cilët përfaqësojnë në mënyrë tipike kanalet ndijor dhe kanalet referencë nxirren me anë të një rrjete të gjerë difraksioni dhe detektohen me fotodioda, siç tregohet në figurën 4.8d. Në matjet me dy kanale, në fillim Hartman et al. (1995) [55] dhe më vonë Schneider et al. (1997)

[56] treguan aftësitë e biosensorit për detektimin e mikroorganizmave, acideve nukleik dhe proteinave. Por ky konfigurim nuk e zgjidhi problemin e kompleksitetit të këtij sensori dhe ndjeshmërinë e ulët, prandaj kjo përqasje nuk u zhvillua më tej.

Disavantazhi më i zakonshëm dhe më i rëndësishëm i interferometrit hibrid Mach-Zehnder, të përmendur në paragrafin më sipër, është ulja e ndjeshmërisë e ngjashme me atë të shpjeguar në rastin e interferometrit origjinal me diferencë. Veç kësaj, në disa konfigurime efekti i luhatjeve të intensitetit për shkak të paqëndrueshmërisë së burimit të dritës dhe të çiftuesit dhe të paqartësisë në ndryshimin që ndodh në sinjalin e matur janë disa probleme të tjera. Për të eliminuar këto probleme Lambeck et al. në vitin 1996 propozuan një interferometër optik Mach-Zehnder me modulim në fazë dhe plotësisht të integrueshëm për t'u përdorur si biosensor [57]. Në këtë konfigurim një modulator elektro-optik është i integruar në secilin prej dy kanaleve të interferometrit, siç tregohet në figurën 4.9. Duke aplikuar në mënyrë të kontrolluar dhe të kalibruar tensionet në elektrodën e modulatorit, një zhvendosje fazore lineare dhe periodike $\Delta\Phi_{mod}$ mund të gjenerohet në brezin $0 - 2\pi$ midis modave që përhapen në dy kanalet e sensorit. Duke supozuar se ndryshimet që ndodhin në kampionin në studim nuk janë shumë të shpejta në krahasim me shpejtësinë e modulimit, për një periudë të caktuar modulimi ekuacioni (4.12) mund të rishkruhet:

$$I(t, \tau) = \frac{I_A}{2} \left\{ 1 + \left[\cos \frac{2\pi L}{\lambda} (N_N(t) - N_R(t)) + \Delta\Phi_0(\tau) + \Delta\Phi_0 \right] \right\} + I_B \quad (4.13)$$

ku τ është periuda e modulimit dhe t është koha që zgjat eksperimenti. Duke mos e marrë parasysh $\Delta\Phi_0$, faza e sinjalit të interferencës gjatë periodës së modulimit do të varet nga diferenca midis indekseve efektiv të thyerjes të zonës ndijore dhe asaj referencë të matur në kohën t . Si rrjedhojë, do të kemi një lidhje midis ndryshimit të diferencës së indekseve efektivë të thyerjes me ndryshimin e pozicionit të pikave të sinjalit të detektuar. Pasi filtrohet komponentia DC, informacioni i marrë nga faza mund të nxirret lehtë duke detektuar vetëm vonesën në kohë të pikave zero në çdo periudë modulimi. Duke optimizuar në mënyrë individuale të gjithë elementët e sensorit, autorët kanë treguar një rezolucion faze prej $1 \times 10^{-4} \times 2\pi$ rad, i cili është ekuivalent me një limit detektimi 5×10^{-8} ndryshim të indeksit efektiv të thyerjes [58]. Në 10 vitet në vazhdim ky konfigurim u zhvillua më tej dhe kjo vlerë u përmirësua në 5×10^{-9} , e cila i korrespondon një rezolucioni 2×10^{-8} dhe 0.01 pg/mm^2 ndryshimi të indeksit të thyerjes dhe densitetit të sipërfaqes, respektivisht [9]. Kohët e fundit autorë të tjerë kanë raportuar konfigurime të ndryshme biosensorësh me interferometër Mach-Zehnder të bazuar në modulimin elektro-optik [59], magneto-optik [60], termo-optik [61] ose komplet optik [62] të fazës.

Një avantazh i madh i këtyre sistemeve me modulim në fazë është fakti se principi i punës lejon një detektim shumë të qartë të ndryshimeve në kampion, nuk ka humbje të ndjeshmërisë së sensorit dhe nuk ka nevojë për kalibrim të intensitetit. Megjithatë, teknikat speciale të prodhimit dhe përdorimi i materialeve jo standarte, elektrodën dhe lidhjet elektrike që mund të ndërthuren me sistemin e mikrofluidikës e rrisin kompleksitetin dhe si rrjedhojë rrisin koston e këtij sensori.

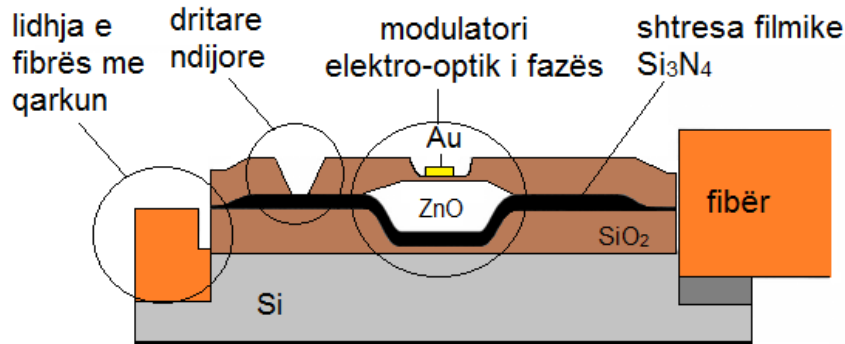


Figura 4.9 Interferometri Mach-Zehnder me modulim elektro-optik të fazës i propozuar nga Lambeck et al (1999). Në këtë konfigurim një modulator elektro-optik ZnO është integruar në dy kanalet e interferometrit për të moduluar diferencën e fazave midis kanalit ndijor dhe atij referencë. Ky modulim lejon detektimin e qartë, pa ulje të ndjeshmërisë dhe pa nevojën për të bërë kalibrimin e intensitetit. Përshtatur nga [58]. © Elsevier 1999.

Për të kapërcyer këtë disavantazh, një interferometër Mach-Zehnder komplet optik u prezantua nga Dante et al., në vitin 2012 [63]. Në këtë konfigurim faza ndryshohet duke moduluar gjatësinë e valës së emetuar nga një diodë lazer thjesht duke ndryshuar fuqinë e saj në dalje në mënyrë periodike. Sinjali në dalje të sensorit analizohet përmes transformimit Fourier. Ky konfigurim, duke mos qenë shumë kompleks dhe pa lidhje elektrike në sensor, mund të kryejë matje me të gjitha avantazhet e interferometrave me modulim në fazë të përmendur më sipër. Për këtë pajisje është raportuar një limit detektimi 1.9×10^{-7} ndryshim të indeksit të thyerjes.

Siç u përmend edhe më sipër, një disavantazh tipik i interferometrave Mach-Zehnder plotësisht të integruar kundrejt atyre hibrid është kompleksiteti i valëdrejtuesve të tyre, gjë që çon në rritjen e vështirësisë në fabrikim dhe rritje të koston. Një interferometër hibrid Mach-Zehnder i zhvilluar kohët e fundit, *interferometri me rrjetë difraksioni* është vazhdim i punës së kryer nga Heideman në 1991 duke përdorur një valëdrejtues planar të thjeshtë. Siç është publikuar nga Kozma et al., në vitin 2009 ky konfigurim është i përbërë nga kombinimi i një njësie jashtë sensorit dhe një njësie optike të integruar në sensor [64]. E para përfshin një burim lazer, dy pasqyra të pjesëshme dhe dy pasqyra të plota në të cilin një modulator faze me kristale të lëngshëm me kosto të ulët por me cilësi të lartë është i futur në njërin prej kanaleve të interferometrit. Përmes kësaj njësie gjenerohen një rreze e moduluar në fazë dhe një tjetër me fazë konstante të ndara nga njëra-tjetra me një distancë prej pak milimetra. Këto rreze paralele çiftohen me rrjetë difraksioni në valëdrejtuesin optik planar në dy zona të ndryshme duke krijuar dy moda të cilat përhapen në drejtim të pjesës fundore ku është vendosur një fotodetektor, siç tregohet në figurën 4.10.

Në pjesën midis dy zonave të çiftimit, poshtë sipërfaqes ndijore, moda e moduluar në fazë përhapet në valëdrejtues. Në njërin anë, ndryshimi i indeksit të thyerjes në kampionin në studim afër zonës së sipërfaqes e zhvendos fazën e modës së kanalit ndijor krahasuar me atë referencë. Në anën tjetër modulatori me kristale të lëngshëm (MKL) i cili punon me anë të një sinjali periodik eksitohet shumë shpejt (në pak milisekonda) dhe relaksohet ngadalë (në disa 10ms) në formë eksponenciale, ndërkohë që është duke prodhuar një zhvendosje të vazhduar të fazës së modës së kanalit ndijor me një amplitudë $\Delta\Phi_{MKL} > 2\pi$. Në zonën e dytë të

çiftimit, tashmë në brendësi të valëdrejtuesit, kombinimi i dy modave rezulton në një sinjal interference i cili ndryshon me kohën.

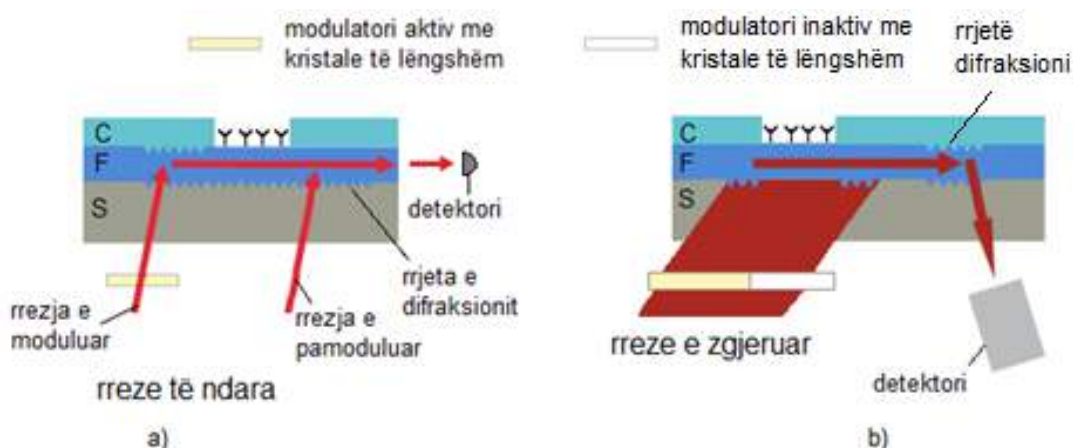


Figura 4.10 Dy versionet e interferometrit me rrjetë difraksioni. a) Një rreze e moduluar dhe një rreze e pa moduluar në fazë çiftohen në valëdrejtuesin planar përmes rrjetës së difraksionit. Përshtatur nga [64]. © Springer 2009. b) Një rreze e zgjeruar gjysma e së cilës është e moduluar në fazë ndërsa gjysma tjetër jo, çiftohen në valëdrejtuesin planar përmes rrjetave të difraksionit. Përshtatur nga [66]. © The Optical Society 2012. Në të dy versionet një ndryshim në indeksin efektiv të thyerjes në zonën ndijore zhvendos vetëm fazën e modës të moduluar në fazë në kanal ndijor. Pasi përhapet disa milimetra, në zonën e dytë të çiftimit, moda e kanalit ndijor kombinohet me modën e kanalit referencë (moda e pa moduluar) duke interferuar me njëra-tjetrën. Ky sinjal interference i cili ndryshon në kohë detektohet me një fotodetektor pasi drita del nga valëdrejtuesi.

Në ngjashmëri me interferometrin e Lambeck et al., informacioni ndodhet në fazën e sinjalit në dalje, i cili mund të merret me qartësi, pa ulje të ndjeshmërisë, por thjesht duke e përshtatur funksionin më poshtë me zonat e ngadalta të çdo periode të sinjalit të interferencës të regjistruar nga fotodetektor:

$$I(t, \tau) = \frac{I_A}{2} \left\{ 1 + \cos \left[\frac{2\pi L}{\lambda} N_N(t) + \Delta\Phi_{MKL} e^{-2\tau/\tau_c} - \Delta\Phi_{MKL} + \Delta\Phi_0 \right] \right\} + I_B \quad (4.14)$$

ku τ_c është një konstante kohore karakteristike për relaksim të modulatorit me kristale të lëngshme [65]. Aftësitë e këtij sensori janë treguar duke e përdorur si refraktometër dhe biosensor dhe është arritur një limit detektimi 9×10^{-7} dhe 0.5 pg/mm^2 ndryshim të indeksit të thyerjes dhe të densitetit të sipërfaqes, respektivisht [65]. Duke e modifikuar këtë biosensor përmes përdorimit të një zgjeruesi të rrezes, një modulator me kristale të lëngshëm dy-qelizor dhe duke e optimizuar strukturën me një tjetër rrjetë difraksioni në dalje, Patko et al. e përmirësuan rezolucionin e interferometrit me rrjetë difraksioni të treguar në figurën 4.10. Në këtë biosensor ndryshimet e indeksit të thyerjes së kampionit mund të monitorohen me një limit detektimi 9×10^{-8} ndërsa ndryshimet e densitetit të sipërfaqes me një rezolucion 0.05 pg/mm^2 [66]. Një version komercial i këtij interferometri me rrjetë difraksioni u hodh në treg në 2014 nga kompania zviceriane “Creoptix” e prodhimit të biosensorëve.

Interferometrat me rrjetë difraksioni kanë shumë avantazhe kundrejt interferometrave Mach-Zehnder me modulim në fazë, meqenëse struktura e valëdrejtuesit të tyre planar është më e thjeshtë dhe më e lehtë për t'u prodhuar. Gjithashtu, principi i tyre i punës nuk shkakton ulje të ndjeshmërisë dhe nuk ka nevojë për kalibrim të intensitetit. Nëse do të përmendim

disavantazhet mund të përmendet fakti se në interferometrat hibrid Mach-Zehnder zona e hapësirës së lirë ku rrezet përhapen në mënyrë të pavarur duhet të jetë e izoluar nga ndikimi i zhurmave të ambientit apo vibrimet mekanike.

Për të bërë një përmbledhje, është e rëndësishme të vihet re se si rrjedhojë e principit të punës e të gjithë interferometrave me modulim në fazë të përmendur në këtë paragraf, disavantazhi i tyre krahasuar me interferometrat Mach-Zehnder tradicional është shpejtësia më e ulët e kampionimit të fazës, për shkak se për të vlerësuar vlerën momentale të fazës në çdo rast duhet të rregjistrohen shumë të dhëna në një periudë të vetme modulimi. Si rrjedhim, përveç shpejtësisë së kampionimit edhe frekuenca e modulimit është problematike kur ndodhin ndryshime shumë të shpejta në sipërfaqen e sensorit.

Në analizën që iu bë interferometrave Mach-Zehnder u vu re se ishte e nevojshme përdorimi i një rrezeje moduluese për të mënjeluar humbjen e ndjeshmërisë, paqartësinë në matje dhe kalibrimin e intensitetit. Gjithashtu u përmend që ky fakt nuk është karakteristik për interferometrat e Youngut, përderisa përgjigjia e kësaj pajisje është një tablo interference e matur me një sensor imazhi dhe jo një vlerë e vetme intensiteti e detektuar me një fotodetektor. Si rrjedhojë, mund të ndërtohen struktura më të thjeshta, me kosto më të ulët dhe mund të arrihen shpejtësi më të larta në leximin e fazës krahasuar me interferometrat Mach-Zehnder, të cilët janë të pajisur me një modulator të fazës në strukturën e tyre. Në ngjashmëri me interferometrat Mach-Zehnder, interferometrat e Youngut mund të ndërtohen si në valëdrejtues planar ashtu edhe në valëdrejtues në formë kanali. Valëdrejtuesit planar kanë avantazhin se janë të thjeshtë në prodhim ndërsa ata në formë kanali e tejçojnë dritën në mënyrë më eficiente. Një konfigurim veçanërisht i mirë i një interferometri të Youngut me dy kanale, i cili synon të ruajë thjeshtësinë duke përdorur valëdrejtues planar lehtësisht të disponueshëm dhe me kosto të ulët është interferometri me polarizim të dyfishtë.

Manifestimi i parë i interferometrisë me dy polarizime u bë nga Cross et al. në vitin 1999 [67]. Ata treguan mundësinë e matjes së lagështirës me një konfigurim të thjeshtë. Në vazhdimësi të kësaj pune i njëjti grup, katër vjet më vonë, prezantoi një sistem shumë të përmirësuar për t'u përdorur si biosensor, i cili më vonë u komercializua nga kompania Farfield Group [68]. Ky sensor përdor një sistem ku valëdrejtuesi optik është i përbërë nga pesë shtresa dielektrike, dy prej të cilave janë valëdrejtues ku përhapet një modë e vetme, të mbuluar dhe të ndarë nga njëri-tjetri me material mbështjellës.

E gjithë struktura është e depozituar në një vafer silici të pastër. Faqia hyrëse e këtij valëdrejtuesi planar të dyfishtë ndriçohet në mënyrë uniforme me dritën e një burimi koherent, në mënyrë që në valëdrejtues të përhapen modat rezonuese ndërsa në materialin mbështjellës modat rrezatuese. Modat që nuk janë të kufizuara mirë në shtresat e valëdrejtuesit *single-mode* shpërhapen jashtë strukturës së sensorit gjatë përhapjes. Valëdrejtuesi i depozituar në fund është i izoluar ndërsa ai më sipër teston kampionet përmes të çarave të krijuara në mbështjellën e sipërme, prandaj çdo ndryshim në kampion do të rezultojë në një zhvendosje të fazës vetëm të modës në valëdrejtuesin e sipërm. Pasi përhapen modat në shtresën referencë dhe në shtresën ndijore nxirren jashtë me anë të çiftimit *end-fire*, siç tregohet në figurën 4.11. Duke qenë se pjesët fundore të valëdrejtuesit veprojnë si çarje në distancë të vogël midis njëra-tjetrës, një tablo interference krijohet në një distancë të caktuar, siç është e zakonshme në interferometrin e Youngut, tek i cili zhvendosja e fazës është e lidhur me ndryshimin e indeksit efektiv të thyerjes së valëdrejtuesit të sipërm.

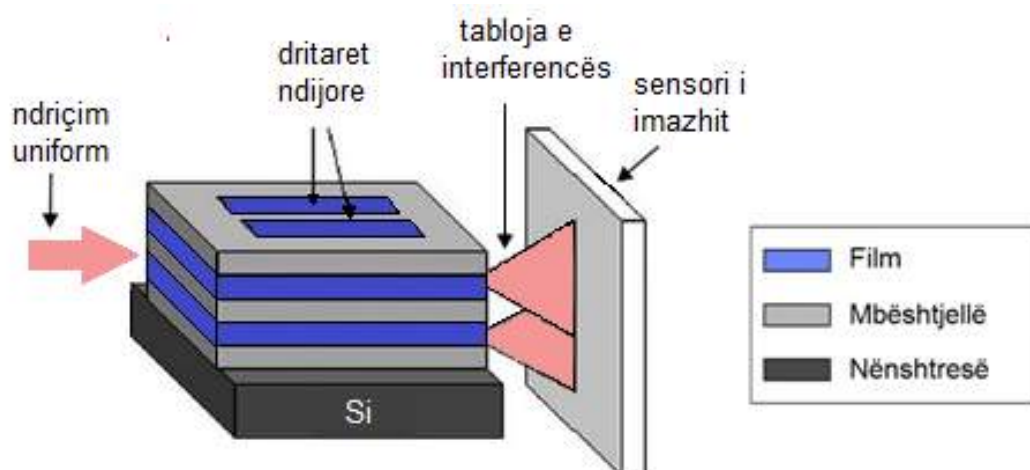


Figura 4.11 Interferometri me polarizim të dyfishtë. Faqja hyrëse e këtij valëdrejtuesi planar të dyfishtë ndriçohet në mënyrë uniforme në mënyrë që të eksitohen modat e lejuara në shtresat e valëdrejtuesit. Valëdrejtuesi i depozituar në fund përfaqëson kanalin referencë të interferometrit, ndërsa shtresat e sipërme testojnë kampionet përmes dritareve (çarjeve) të krijuara në mbështjellën e sipërme. Pasi përhapen përgjatë strukturës, modat mbivendosen në dalje dhe krijojnë një tablo interference në një distancë të caktuar. Përshtatur nga [68]. © Elsevier 2003.

Në këtë rast ekuacioni 4.11 mund të rishkruhet si më poshtë:

$$\Delta N_{TX_0}(t) = \left(\frac{\lambda}{L\lambda}\right) \Delta u(t) = \left(\frac{\lambda}{2\pi L}\right) \Delta \Phi(t) \quad (4.15)$$

ku TX_0 paraqet TE_0 ose TM_0 dhe Δu është zhvendosja hapësinore e shiritave të interferencës. Një karakteristikë shumë e rëndësishme e këtij konfigurimi është se ai ka një një çelës të polarizimit, i cili bën të mundur matjen në mënyrë sekuenciale me të dy modat TE_0 dhe TM_0 . Kjo veçori ndihmon për të kuptuar më mirë dhe më thellë reaksioniet biokimike, meqenëse duke u bazuar në zhvendosjen e pavarur të fazës të marrë nga sinjalet e interferencës së dy modave, ndryshimi i indeksit të thyerjes mund të veçohet nga ndryshimet në densitetin e sipërfaqes. Në këtë mënyrë mund të monitorohen edhe ndryshimet në strukturë të elementëve ndijorë në shtresën ndijore, e cila krijon mundësinë e diferencimit midis lidhjeve specifike dhe jo specifike që ndodhin në biosensor [69]. Është e rëndësishme të theksohet se mbi mbështjellën e sipërme janë gdhendur dy çarje paralele duke lejuar kryerjen e matjeve në dy kanale në këtë biosensor. Limiti i detektimit të pajisjes së komercializuar është rreth 10^{-7} ndryshim të indeksit të thyerjes dhe 0.1 pg/mm^2 ndryshim të densitetit të sipërfaqes [1]. Për shkak të këtyre avantazheve aftësitë e interferometrisë me polarizim të dyfishtë janë përdorur gjerësisht në dekadën e fundit në shumë aplikime. Midis të tjerash, kjo pajisje është përdorur efektivisht jo vetëm në eksperimentet për detektimin e bioreaksioneve [68], por ka dhënë rezultate interesante edhe në shqyrtimin e proteinave dhe shtresave të ADN-së [70]. Kohët e fundit është raportuar një konfigurim i ri i interferometrisë me polarizim të dyfishtë me kanale të shumëfishtë, i cili përpiket të zgjidh problemin që lind nga natyra periodike e interferencës [71]. Coffey et al., në vitin 2009 prezantuan një konfigurim në të cilin dy kanale matës kanë gjatësi të ndryshme. Praktikisht, kanalet janë të hapur tek njëri-tjetri dhe gjatësia e

zonës midis tyre zvogëlohet linearisht nga gjatësia e kanalit më të gjatë deri tek ajo e kanalit më të shkurtër. Gjatësia e kanaleve të shumëfishtë dhe matjet me polarizim të dyfishtë lejojnë të përcaktohen ndryshimet e trashësisë dhe vlerave të indeksit të thyerjes të një kampioni jashtë strukturës. Kjo ndodh kur për të gjithë kanalet njihet diferenca e fazave midis modave TE dhe TM të gjendjes fillestare dhe asaj përfundimtare dhe kur karakteristikat opto-geometrike të shtresës së krijuar nga bioreaksionet mund të supozohen uniforme në të gjithë sipërfaqen e sensorit.

Brandenburg dhe Henninger filluan në 1994 një përjasje tjetër drejt zhvillimit të biosensorëve të integruar [72]. Përpjekjet e tyre të hershme për të përdorur valëdrejtuesit kanal për këtë qëllim rezultuan në krijimin e interferometrit të parë të Youngut i projektuar për t'u përdorur si biosensor, të cilin ata e prezantuan në vitin 2000 [73]. Ky konfigurim përbëhet nga një njësi optike e integruar me një kryqëzim-Y dhe nga një çarje në mbështjellën e kanalit ndijor dhe atij referencë. Drita e diodës lazer çiftohet me metodën *end-fire* në njësinë optike të integruar dhe ndahet në dy pjesë në kryqëzimin-Y. Më pas rrezet përhapen përgjatë valëdrejtuesit nën çarjet e kanalit ndijor dhe referencë, dhe pasi dalin nga valëdrejtuesi ato drejtohen drejt një sensori imazhesh përmes një lenteje cilindrike, i cili rregjistron tablonë finale të interferencës. Duke analizuar interferogramën përmes transformimit diskretë Fourier përcaktohet zhvendosja fazore, më pas zhvendosja në hapësirë e shiritave të interferencës dhe ndryshimi i indeksit të thyerjes që ka ndodhur në zonën ndijore kundrejt asaj referencë. Nga testimi i këtij biosensori për të matur tendencën e krijimit të lidhjeve receptor-molekulë u zbulua një limit detektimi prej 9×10^{-8} ndryshimi të indeksit të thyerjes dhe 0.75 pg/mm^2 ndryshim të densitetit të sipërfaqes [73].

Të njëjtën strategji bazë zgjodhën edhe Wikerstal dhe Ymeti et al. në ndërtimin e biosensorëve të tyre, por ata arritën limite më të ulëta detektimi. Ymeti et al. në vitin 2002 raportuan një rezolucion të fazës dhe të indeksit të thyerjes $1 \times 10^{-4} \times 2\pi \text{ rad}$ dhe 2×10^{-8} , respektivisht [74]. Wikerstal në vitin 2001 tregoi që ky koncept mund të aplikohet shumë mirë edhe në matjet me tre kanale [75]. Më vonë, Ymeti et al. në vitin 2003 dhe 2005 publikuan rezultatet e tyre të marra nga matjet e kryera në një interferometër të Youngut me katër kanale optik të integruar [76, 77], e cila u komercializua më pas nga kompania Ostendum. Kohët e fundit, si vazhdimësi e punës së prezantuar nga Ymeti në 2004 [78], u prezantua një version i përmirësuar i kësaj pajisje, i quajtur interferometri i Youngut me disa gjatësi vale, në të cilin propozohet përzgjedhja e detektimit në bazë të përmasës së mikroorganizmit. Llogaritjet e paraqitura parashikojnë të njëjtat aftësi ndijmi si ato të paraqitura më lart [79]. Përdorimi i disa gjatësive valore (e ngjashme me përdorimin e disa modave dhe polarizimeve) krijon mundësinë e nxjerrjes së ndryshimit të indeksit të thyerjes nga zona të ndryshme, domethënë nga nënshtresat e njëpasnjëshme të kampionit në studim mbi sipërfaqen ndijore dhe në të njëjtën kohë mund të eliminohet efekti i ndryshimit të indeksit të thyerjes nga ndryshimet e tjera që ndodhin në solucion. Sa më të pavarur që të jenë elementët shqyrtues aq më e detajuar mund të jetë analiza e kryer mbi shtresën e krijuar nga bioreaksionet. Kozma et al. në vitin 2011 publikoi rezultate të ngjashme duke përdorur matjet e kryera me elipsometrinë spektroskopike [80].

Në vitin 2005 Schmitt et al. publikuan interferometrin e tyre të Youngut plotësisht të integruar, në të cilin dy rreze paralele të një burimi koherent drite çiftohen në një valëdrejtues përmes një rrjete të gjerë difraksioni. Modat pasi kalojnë në zonën ndijore dhe atë referencë

nxirren jashtë valëdrejtuesit përmes një rrjete të dytë difraksioni dhe difraktohen përmes dy çarjeve. Shiritat e formuar të Youngut rregjistrohen përmes një sensori imazhesh, siç tregohet në figurën 4.12. Ky grup ka publikuar një limit detektimi rreth një shkallë më të ulët se ai i interferomtrit me polarizim të dyfishtë, por kohët e fundit kjo vlerë u përmirësua më tej dhe në analizat eksperimentale të bioreaksioneve u zbulua një limit detektimi shumë i ulët prej 9×10^{-9} ndryshim të indeksit të thyerjes dhe 0.013 pg/mm^2 ndryshim të densitetit të sipërfaqes [81].

Përveç avantazheve të pakundërshtueshme të interferometrave të Youngut të përmendur më sipër, duhet thënë se ekzistojnë edhe disa disavantazhe. Distanca midis faqes fundore të pjesës optike të integruar dhe sipërfaqes së sensorit të imazhit duhet të jetë disa centimetra në mënyrë që perioda e shiritave të interferencës mbi sensorin e imazhit të jenë shumë më të mëdha se përmasa e pikselave dhe që tabloja e interferencës të mbulojë tërësisht sipërfaqen e sensorit. Gjithashtu, rrezet në këtë zonë përhapen në hapësirë, dhe zhurma e ambjentit apo luhatjet e ajrit mund të zbehin shiritat. Sa më e madhe të jetë distanca e përhapjes së rrezeve në hapësirë aq më i madh do të jetë ndikimi i vibrimeve mekanike në sinjalin e matur. Si rrjedhojë, është e domosdoshme një izolim efektiv i këtij biosensori nga ambjenti. Siç është konstatuar nga Ymeti et al., në vitin 2003 [77], një përshtatje e distancës midis pjesës fundore dhe sensorit të imazhit është e nevojshme për të patur limit të ulët detektimi kur matjet bëhen në disa kanale. Një konfigurim i bazuar në interferometrën e Youngut i cili eliminon ndikimin e ambjentit në sinjalin në dalje është biosensori me valëdrejtues MMI i propozuar nga Xhoxhi et al., [82], në të cilin rrezet divergjuese përhapen në një valëdrejtues MMI para se të interferojnë mbi kamerën CCD.

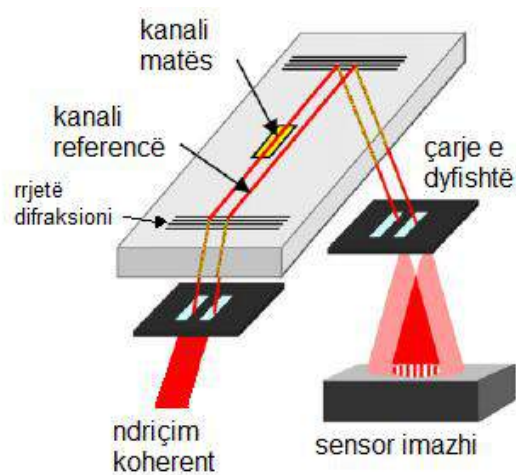


Figura 4.12 Interferometri i Youngut nga Schmitt et al. Njëra prej modave kalon në zonën ndijore, ndërsa tjetra përhapet në kanalin referencë. Më pas, ato nxirren nga valëdrejtuesi përmes një rrjete të dytë difraksioni. Përmes dy çarjeve të tjera modat difraktohen dhe krijohet një tablo interference, e cila rregjistrohet në përgjithësi me një sensor imazhi. Marrë nga [81]. © Elsevier 2007.

4.3 Përfundimet

Qëllimi i studimit të paraqitur në këtë kapitull ishte të analizoheshin zhvillimet më kryesore që kanë ndodhur në 20 vitet e fundit në fushën e biosensorëve interferometrik me valëdrejtues planar optik dhe të integruar. Pasi u bë një prezantim i shkurtër i teorisë që qëndron në bazën e punës së tyre, konfigurime të ndryshme u prezantuan, krahasuan dhe u vlerësuan lidhur me principin e tyre të punës, performancën dhe zbatueshmërinë.

Kombinimi i interferometrisë dhe valëdrejtuesve planar optik për të realizuar ndijimin ka çuar në krijimin e konfigurimeve të shumta biosensorësh me limite detektimi dhe karakteristika shumë të mira krahasuar me pajisje të tjera ndijimi. Aftësitë e biosensorëve interferometrik janë përmirësuar në mënyrë dinamike gjatë 20 viteve të fundit. Tashmë është arritur një limit detektimi prej 0.01 pg/mm^2 dhe është e mundur të detektohet edhe prania e molekulave të vogla që depozitohen mbi një sipërfaqe ndijore. Me zhvillimin e mëtejshëm të interferometrave me valëdrejtues planar optik kjo vlerë mund të përmirësohet akoma më tepër dhe mund të detektohen vlera më të vogla përqëndrimesh të substancave. Kjo ndjeshmëri e lartë është tërheqëse edhe nga pikëpamja e konsumit të reagentëve. Sa më i vogël të jetë limiti i detektimit aq më e vogël do të jetë sasia e nevojshme e kampionit për studim. Për më tepër, principi relativisht i thjeshtë i ndijimit dhe kompaktësia e tyre, krijojnë mundësinë e shndërrimit të tyre në pajisje të mbartshme. Për shkak të përbërësve me kosto të ulët dhe përmasave të vogla, interferometrat me valëdrejtues planar optik janë tërheqës për t'u përdorur si në fushën kërkimore ashtu edhe në atë industriale.

Megjithatë, që këto pajisje të komercializohen si pajisje të mbartshme të cilat mund të përdoren edhe tek pacientë të cilët ndodhen larg klinikave shëndetësore apo nga një personel jo shumë i kualifikuar, duhet të kryhen shumë përmirësime. Në njërin anë, duhet zgjidhur problemi i burimeve të dritës të cilët janë akoma të mëdhenj dhe kërkojnë shumë fuqi për të punuar. Gjithashtu, nevoja për çftime të stabilizuar të dritës, shuarje efikente të zhurmave elektrike dhe mekanike dhe një kontroll me efektivitet më të lartë të temperaturës në mënyrë që të reduktohen zhurmat në matje i bëjnë këto konfigurime të vështira për t'u integruar plotësisht në një pajisje të mbartshme. Gjithashtu, valëdrejtues me stabilitet më të mirë kimik dhe mekanik, si edhe shuarja e efekteve parazitare në sinjalin e matur janë probleme të tjera që duhen zgjidhur. Në anën tjetër, menaxhimi i lëngjeve, ana kimike e sipërfaqeve ndijore dhe ulja e lidhjeve jo specifike duhet të përmirësohet në mënyrë që të eliminohet një interpretim i gabuar i rezultateve. Për të rritur sasinë e analizave që mund të kryhen gjatë një kohe të caktuar numri i kanaleve matës duhet rritur duke qenë se në përgjithësi në analizat që kryhen janë të përfshirë shumë parametra. Për të bërë një analizë më të detajuar të ndryshimeve që ndodhin në shtresën e krijuar nga bioreaksionet në sipërfaqen ndijore është e domosdoshme të kryhen matje me disa gjatësi vale dhe disa polarizime. Në mënyrë që kjo teknologji të gjej vendin e saj në treg ajo duhet të konkurojë në mënyrë të suksesshme me sensorët aktualë. Megjithatë, pavarësisht këtyre problemeve kjo teknologji është shumë premtuese dhe veçanërisht biosensorët interferometrik me valëdrejtues planar optik kanë një mundësi të mirë që në të ardhmen të shndërrohen në pajisje të mbartshme.

Referencat

- [1] Estevez, M.-C., M. Alvarez, and L.M. Lechuga, *Integrated optical devices for lab-on-a-chip biosensing applications*. Laser & Photonics Reviews, 2012. **6**(4): p. 463-487.
- [2] Duval, D., et al. *Interferometric waveguide biosensors based on Si-technology for point-of-care diagnostic*. in *SPIE Photonics Europe*. 2012a. International Society for Optics and Photonics.
- [3] Young, T., *The Bakerian Lecture: Experiments and Calculations Relative to Physical Optics*. Philosophical Transactions of the Royal Society of London, 1804. **94**: p. 1-16.
- [4] Jenkins, F.A. and H.E. White, *Fundamentals of optics*. 1957: Tata McGraw-Hill Education.
- [5] Cottier, K., *Advanced label-free biochemical sensors based on integrated optical waveguide gratings*. Universite de Neuchatel, Faculte des Sciences, Neuchatel, 2004.
- [6] Horvath, R., L.R. Lindvold, and N.B. Larsen, *Reverse-symmetry waveguides: theory and fabrication*. Applied Physics B, 2002. **74**(4-5): p. 383-393.
- [7] Horvath, R., et al., *Monitoring of living cell attachment and spreading using reverse symmetry waveguide sensing*. Applied Physics Letters, 2005. **86**(7): p. 071101.
- [8] Kunz, R. and K. Cottier, *Optimizing integrated optical chips for label-free (bio-) chemical sensing*. Analytical and bioanalytical chemistry, 2006. **384**(1): p. 180-190.
- [9] Lambeck, P.V., *Integrated optical sensors for the chemical domain*. Measurement science and technology, 2006. **17**(8): p. R93.
- [10] Guillod, T., F. Kehl, and C.V. Hafner, *FEM-based method for the simulation of dielectric waveguide grating biosensors*. Progress In Electromagnetics Research, 2013. **137**: p. 565-583.
- [11] De Feijter, J., d.J. Benjamins, and F. Veer, *Ellipsometry as a tool to study the adsorption behavior of synthetic and biopolymers at the air–water interface*. Biopolymers, 1978. **17**(7): p. 1759-1772.
- [12] Long, G.L. and J.D. Winefordner, *Limit of detection. A closer look at the IUPAC definition*. Analytical Chemistry, 1983. **55**(7): p. 712A-724A.
- [13] Fan, X., et al., *Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review*. analytica chimica acta, 2008. **620**(1): p. 8-26.
- [14] Saleh, B.E., M.C. Teich, and B.E. Saleh, *Fundamentals of photonics*. Vol. 22. 2007: Wiley New York.
- [15] Korvink, J. and O. Paul, *MEMS: A practical guide of design, analysis, and applications*. 2010: Springer Science & Business Media.
- [16] Assanto, G., et al., *Prism coupling into ZnS waveguides: a classic example of a nonlinear coupler*. Optics letters, 1986. **11**(10): p. 644-646.
- [17] Dakss, M., et al., *Grating coupler for efficient excitation of optical guided waves in thin films*. Applied physics letters, 1970. **16**(12): p. 523-525.
- [18] Peng, S., T. Tamir, and H.L. Bertoni, *Theory of periodic dielect waveguides*. Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on, 1975. **23**(1): p. 123-133.
- [19] Hámori, A. and N. Nagy. *Sub-micrometer period refractive index grating coupler for single mode optical waveguide sensors*. in *IEEE Sensors conference*. 2004.
- [20] Tamir, T. and S.-T. Peng, *Analysis and design of grating couplers*. Applied physics, 1977. **14**(3): p. 235-254.
- [21] Vörös, J., et al., *Optical grating coupler biosensors*. Biomaterials, 2002. **23**(17): p. 3699-3710.
- [22] Marcatili, E.A., *Dielectric rectangular waveguide and directional coupler for integrated optics*. Bell System Technical Journal, 1969. **48**(7): p. 2071-2102.
- [23] Hartman, N., D. Campbell, and M. Gross. *Waveguide interferometer configurations*. in *Lasers and Electro-Optics Society Annual Meeting, 1988. Conference Proceedings. LEOS'88*. 1988. IEEE.
- [24] Lukosz, W. and C. Stamm, *Integrated optical interferometer as relative humidity sensor and differential refractometer*. Sensors and Actuators A: Physical, 1990. **25**(1): p. 185-188.
- [25] Lukosz, W., *Principles and sensitivities of integrated optical and surface plasmon sensors for direct affinity sensing and immunosensing*. Biosensors and Bioelectronics, 1991. **6**(3): p. 215-225.
- [26] Lukosz, W., *Integrated optical chemical and direct biochemical sensors*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1995. **29**(1): p. 37-50.

- [27] Lukosz, W., et al., *Difference interferometer with new phase-measurement method as integrated-optical refractometer, humidity sensor and biosensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1997. **39**(1): p. 316-323.
- [28] Stamm, C. and W. Lukosz, *Integrated optical difference interferometer as refractometer and chemical sensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1993. **11**(1): p. 177-181.
- [29] Stamm, C. and W. Lukosz, *Integrated optical difference interferometer as biochemical sensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1994. **18**(1): p. 183-187.
- [30] Huber, W., et al., *Direct optical immunosensing (sensitivity and selectivity)*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1992. **6**(1): p. 122-126.
- [31] Schlatter, D., et al., *The difference interferometer: application as a direct affinity sensor*. Biosensors and Bioelectronics, 1993. **8**(2): p. 109-116.
- [32] Tsunoda, K.-i., et al., *Characteristics of Sensor Response of a Difference Interferometric Slab Optical Waveguide Refractive Index Sensor with a Prism Coupling Method*. Analytical sciences, 1999. **15**(3): p. 241-247.
- [33] Debackere, P., et al., *Surface plasmon interferometer in silicon-on-insulator: novel concept for an integrated biosensor*. Optics Express, 2006. **14**(16): p. 7063-7072.
- [34] Levy, R. and S. Ruschin, *Design of a single-channel modal interferometer waveguide sensor*. Sensors Journal, IEEE, 2009. **9**(2): p. 146-159.
- [35] Zinoviev, K.E., et al., *Integrated bimodal waveguide interferometric biosensor for label-free analysis*. Journal of Lightwave Technology, 2011. **29**(13): p. 1926-1930.
- [36] Duval, D., et al., *Nanophotonic lab-on-a-chip platforms including novel bimodal interferometers, microfluidics and grating couplers*. Lab on a Chip, 2012. **12**(11): p. 1987-1994.
- [37] Gut, K., *A suggestion of utilizing bimodal layers of the polymer SU8 for the purpose of monitoring the changes in the refractive index*. Optica Applicata, 2012. **42**(2): p. 407-416.
- [38] Tiefenthaler, K. and W. Lukosz, *Sensitivity of grating couplers as integrated-optical chemical sensors*. JOSA B, 1989. **6**(2): p. 209-220.
- [39] Fattering, C.P., et al., *Bidiffractive grating coupler: universal transducer for optical interface analytics*. Optical Engineering, 1995. **34**(9): p. 2744-2753.
- [40] Fattering, C., *The bidiffractive grating coupler*. Applied physics letters, 1993. **62**(13): p. 1460-1462.
- [41] Spinke, J., et al., *The bidiffractive grating coupler: application to immunosensing*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1997. **39**(1): p. 256-260.
- [42] O'Brien, T., et al., *The development of immunoassays to four biological threat agents in a bidiffractive grating biosensor*. Biosensors and Bioelectronics, 2000. **14**(10): p. 815-828.
- [43] Heideman, R., R. Kooyman, and J. Greve, *Development of an optical waveguide interferometric immunosensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1991. **4**(3): p. 297-299.
- [44] Heideman, R., R. Kooyman, and J. Greve, *Performance of a highly sensitive optical waveguide Mach-Zehnder interferometer immunosensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1993. **10**(3): p. 209-217.
- [45] Ingenhoff, J., B. Drapp, and G. Gauglitz, *Biosensors using integrated optical devices*. Fresenius' journal of analytical chemistry, 1993. **346**(6-9): p. 580-583.
- [46] Prieto, F., et al., *An integrated optical interferometric nanodevice based on silicon technology for biosensor applications*. Nanotechnology, 2003. **14**(8): p. 907.
- [47] Prieto, F., et al., *Integrated Mach-Zehnder interferometer based on ARROW structures for biosensor applications*. Sensors and actuators B: Chemical, 2003. **92**(1): p. 151-158.
- [48] Brosinger, F., et al., *A label-free affinity sensor with compensation of unspecific protein interaction by a highly sensitive integrated optical Mach-Zehnder interferometer on silicon*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1997. **44**(1): p. 350-355.
- [49] Weisser, M., et al., *Specific bio-recognition reactions observed with an integrated Mach-Zehnder interferometer*. Biosensors and Bioelectronics, 1999. **14**(4): p. 405-411.
- [50] Busse, S., et al., *An integrated optical Mach-Zehnder interferometer functionalized by β -cyclodextrin to monitor binding reactions*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2001. **80**(2): p. 116-124.
- [51] Schipper, E., et al., *The realization of an integrated Mach-Zehnder waveguide immunosensor in silicon technology*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1997. **40**(2): p. 147-153.
- [52] Drapp, B., et al., *Integrated optical Mach-Zehnder interferometers as simazine immunoprobes*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1997. **39**(1): p. 277-282.
- [53] Luff, B., et al., *Integrated optical mach-zehnder biosensor*. Journal of lightwave technology, 1998. **16**(4): p. 583.

- [54] Hua, P., et al., *Integrated optical dual Mach–Zehnder interferometer sensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2002. **87**(2): p. 250-257.
- [55] Hartman, N.F., et al. *Rapid response biosensor for detection and identification of common foodborne pathogens*. in *Photonics for Industrial Applications*. 1995. International Society for Optics and Photonics.
- [56] Schneider, B.H., J.G. Edwards, and N.F. Hartman, *Hartman interferometer: versatile integrated optic sensor for label-free, real-time quantification of nucleic acids, proteins, and pathogens*. Clinical chemistry, 1997. **43**(9): p. 1757-1763.
- [57] Lambeck, P., R. Heideman, and T. Ikkink, *Med. Biological Engin. Computing*, 1996. **34**: p. 145.
- [58] Heideman, R. and P. Lambeck, *Remote opto-chemical sensing with extreme sensitivity: design, fabrication and performance of a pigtailed integrated optical phase-modulated Mach–Zehnder interferometer system*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1999. **61**(1): p. 100-127.
- [59] Maisenhölder, B., et al., *A GaAs/AlGaAs-based refractometer platform for integrated optical sensing applications*. Sensors and Actuators B: Chemical, 1997. **39**(1): p. 324-329.
- [60] Sepúlveda, B., G. Armelles, and L.M. Lechuga, *Magneto-optical phase modulation in integrated Mach–Zehnder interferometric sensors*. Sensors and Actuators A: Physical, 2007. **134**(2): p. 339-347.
- [61] Diemeer, M., P. De Dobbelaere, and R. Flipse, *Polymeric thermo-optical digital optical switches Integrated Optical Circuits and Components, Design and Applications* ed EJ Murphy. 1999, New York: Dekker.
- [62] Dér, A., et al., *Protein-based all-optical sensor device*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2010. **151**(1): p. 26-29.
- [63] Dante, S., et al., *All-optical phase modulation for integrated interferometric biosensors*. Optics express, 2012. **20**(7): p. 7195-7205.
- [64] Kozma, P., et al., *Grating coupled interferometry for optical sensing*. Applied Physics B, 2009. **97**(1): p. 5-8.
- [65] Kozma, P., et al., *Grating coupled optical waveguide interferometer for label-free biosensing*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2011. **155**(2): p. 446-450.
- [66] Patko, D., et al., *Single beam grating coupled interferometry: high resolution miniaturized label-free sensor for plate based parallel screening*. Optics express, 2012. **20**(21): p. 23162-23173.
- [67] Cross, G.H., Y. Ren, and N.J. Freeman, *Young's fringes from vertically integrated slab waveguides: applications to humidity sensing*. Journal of applied physics, 1999. **86**(11): p. 6483-6488.
- [68] Cross, G.H., et al., *A new quantitative optical biosensor for protein characterisation*. Biosensors and Bioelectronics, 2003. **19**(4): p. 383-390.
- [69] Swann, M.J., et al., *Dual-polarization interferometry: an analytical technique to measure changes in protein structure in real time, to determine the stoichiometry of binding events, and to differentiate between specific and nonspecific interactions*. Analytical biochemistry, 2004. **329**(2): p. 190-198.
- [70] Berney, H. and K. Oliver, *Dual polarization interferometry size and density characterisation of DNA immobilisation and hybridisation*. Biosensors and Bioelectronics, 2005. **21**(4): p. 618-626.
- [71] Coffey, P.D., et al., *Multiple path length dual polarization interferometry*. Optics express, 2009. **17**(13): p. 10959-10969.
- [72] Brandenburg, A. and R. Henninger, *Integrated optical Young interferometer*. Applied optics, 1994. **33**(25): p. 5941-5947.
- [73] Brandenburg, A., et al., *Interferometric sensor for detection of surface-bound bioreactions*. Applied Optics, 2000. **39**(34): p. 6396-6405.
- [74] Ymeti, A., et al., *Development of a multichannel integrated interferometer immunosensor*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2002. **83**(1): p. 1-7.
- [75] Wikerstål, A., *Multichannel solutions for optical labelfree detection schemes based on the interferometric and grating coupler principle*. 2001, Ph. D. dissertation (University of Freiburg, Freiburg, Germany, 2001).
- [76] Ymeti, A., et al., *Integration of microfluidics with a four-channel integrated optical Young interferometer immunosensor*. Biosensors and Bioelectronics, 2005. **20**(7): p. 1417-1421.
- [77] Ymeti, A., et al., *Realization of a multichannel integrated Young interferometer chemical sensor*. Applied optics, 2003. **42**(28): p. 5649-5660.

- [78] Ymeti, A., *Development of a multichannel integrated Young interferometer immunosensor*. 2004, Phd Thesis, University of Twente: The Netherlands.
- [79] Mulder, H.K., et al., *Size-selective detection in integrated optical interferometric biosensors*. Optics express, 2012. **20**(19): p. 20934-20950.
- [80] Kozma, P., et al., *In-depth characterization and computational 3D reconstruction of flagellar filament protein layer structure based on in situ spectroscopic ellipsometry measurements*. Applied Surface Science, 2011. **257**(16): p. 7160-7166.
- [81] Schmitt, K., et al., *Interferometric biosensor based on planar optical waveguide sensor chips for label-free detection of surface bound bioreactions*. Biosensors and Bioelectronics, 2007. **22**(11): p. 2591-2597.
- [82] M. Xhoxhi, T.M., P.Malkaj, A. Dudia, A. Ymeti, *Multimode Interference Biosensor Working With Multiple Wavelengths And Two Polarizations*. International Journal of Scientific & Technology Research (IJSTR), 2014. **3**(7): p. 314-320.

KAPITULLI 5

Struktura e parë e biosensorit me valëdrejtues MMI

Nga analiza e bërë në kapitullin 4 mbi zhvillimet kryesore që kanë ndodhur në teknologjinë e biosensorëve në 20 vitet e fundit vihet re se pjesa më e madhe e kërkimeve kanë qenë të fokusuara kryesisht në përmirësimin e ndjeshmërisë, stabilitetit dhe aftësisë përzgjedhëse, dhe shumë pak kërkime janë bërë në drejtim të uljes së kostos së lartë të prodhimit dhe rritjen e kapacitetit matës të tyre. Duke u bazuar në principin e punës të IY me katër kanale optik, në këtë kapitull do të prezantohet struktura e një biosensori interferometrik me valëdrejtues MMI i cili synon të adresojë këto probleme.¹

5.1 Hyrje

Skema e IY me katër kanale [1], të cilit do t'i referohemi edhe si biosensori original, paraqitet në figurën 5.1. Ai bazohet në IY me dy kanale, dhe siguron ndarjen e dritës në hyrje në katër kanale në dalje përmes tre kryqëzimeve-Y. Më pas, daljet optike të katër kanaleve kombinohen për të formuar një tablo interference mbi një kamer CCD, e cila vendoset në një distancë optimale nga pjesa fundore e biosensorit. Në ndërfaqen bërthamë-mbështjellë të kanaleve ndërtohen dritaret ndijore ku vendosen receptorët specifik në lidhje me mikroorganizmin apo substancën që duhet të detektohet [2]. Principi i punës bazohet në ndryshimet që ndodhin në rrezet e dritës që kalon në këto kanale për shkak të lidhjeve receptor-mikroorganizëm që ndodhin në dritaret ndijore.

Konstrukt i ri i biosensorit të propozuar në këtë tezë, përdor valëdrejtuesit e bazuar në interferencën e shumë modave për të ndarë dritën në hyrje në pesë kanale në dalje, siç tregohet në figurën 4.2b. Efekti i interferencës së shumë modave që vepron në këta valëdrejtues lejon ndarjen e dritës në hyrje përmes krijimit të shëmbëllimeve të shumëfishta, të shpjeguar në mënyrë të detajuar në paragrafin 3.2 dhe 3.3. Kjo distancë për ndarjen e dritës është disa herë më e vogël krahasuar me përdorimin e kryqëzimeve-Y, prandaj përdorimi i valëdrejtuesve MMI realizon një përmasë më të vogël për biosensorin, e cila përkthehet drejtpërdrejt në reduktimin e kostos së tij. Gjithashtu, duke qenë se valëdrejtuesit MMI kanë përmasa kompakte, humbje të vogla si edhe toleranca të mëdha në fabrikim janë shumë të përshtatshme për tu përdorur në ndërtimin e biosensorëve [3]. Si rrjedhojë, ka pasur përpjekje të ndryshme në përdorimin e valëdrejtuesve MMI në struktura të ndryshme biosensorësh [4-7]. Për valëdrejtuesit MMI me interferencë simetrike të përdorur në strukturën tonë janë llogaritur toleranca në fabrikim $\pm 0.5\mu\text{m}$ për humbje $< 1\text{dB}$ [8]. Gjatësia e valëdrejtuesit MMI është përcaktuar në mënyrë të tillë që në dalje të marrim rendin a parë të periodes së pesë

¹ Pjesë të këtij kapitulli janë publikuar në:

M. Xhoxhi, P. Malkaj, T. Mulaj, A. Dudia, A. Ymeti, *Multimode Interference Biosensor Working With Multiple Wavelengths And Two Polarizations*. International Journal of Scientific & Technology Research (IJSTR), 2014. **3**(7): p. 314-320.

shëmbëllimeve, të cilat më pas çiftohen në pesë kanalet në dalje, katër prej të cilëve do të shërbejnë si kanale matës ndërsa i pesti si kanal referencë. Meqenëse, principi i punës së biosensorit me valëdrejtues MMI është i njëjtë me atë të IY me katër kanale, atëherë ai do të ketë të njëjtat avantazhe dhe disavantazhe që vijnë nga ky princip. Në paragrafin më poshtë është paraqitur struktura dhe parametrat e konfigurimit të ri si dhe është bërë një shpjegim i detajuar i principit të punës.

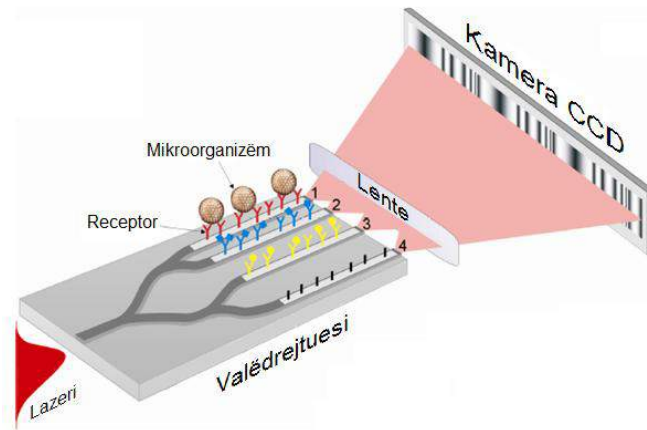


Figura 5.1 Paraqitje skematike e Interferometrit të Youngut (IY) me katër kanale optik: 1, 2 dhe 3 përcaktojnë kanalet matës ndërsa kanali 4 shërben si referencë. Marrë nga [2]. © American Chemical Society 2007.

5.2 Struktura e biosensorit me valëdrejtues MMI

Në figurën 5.2a,b janë paraqitur në mënyrë skematike struktura e IY me katër kanale dhe struktura e re me valëdrejtues MMI. Siç vihet re në figurën 5.2b, struktura e re e biosensorit përbëhet nga dy valëdrejtues MMI të vendosur njëri pas tjetrit. Meqenëse në projektimin e strukturës së këtij biosensori është synuar të zvogëlohen përmasat e tij, ndarjen e rrezes në hyrje realizohet duke përdorur fenomenin e interferencës i cili mundëson ndërtimin e ndarësve optik $1 \times N$ me gjatësi katër herë më të shkurtër krahasuar me interferencën çift apo interferencën e përgjithshme.

Në mënyrë që të marrim interferencën simetrike burimi i dritës në hyrje aplikohet në qendër të valëdrejtuesit të parë MMI. Distanca midis kanaleve në dalje të valëdrejtuesit të parë MMI është marrë $l_{int} = 30 \mu\text{m}$. Meqenëse numri i shëmbëllimeve në dalje do të jetë $N = 5$, atëherë gjerësia e valëdrejtuesit duhet të jetë $W_{MMI} = N \times l_{int} = 150 \mu\text{m}$. Materiali përbërës i bërthamës, mbështjellës dhe nënshtresës së valëdrejtuesit MMI janë zgjedhur të njëjta me ato të IY me katër kanale, në mënyrë që të sigurohet kushti i përputhjes së modës për gjatësinë e valës së burimit $\lambda = 647 \text{ nm}$ [9]. Materiali Si_3N_4 për bërthamën ofron një indeks thyerje $n_f = 2.0$, ndërsa materiali SiO_2 për mbështjellën dhe nënshtresën ofron një indeks thyerje $n_c = n_s = 1.45$ [1]. Duke u bazuar në ekuacionin (3.6) dhe (3.35) mund të llogarisim gjatësinë e valëdrejtuesit të parë MMI $L_{MMI} = 1.391 \text{ cm}$, për të marrë periodën e parë ($p = 1$) të pesë shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 . Katër prej pesë kanaleve në dalje të valëdrejtuesit të parë MMI 1×5 janë kanale në formë S-je (kanali 1, 2, 4 dhe 5), ndërsa kanali 3 është i drejtë. Rrezja e kurbaturës së tyre është përcaktuar në mënyrë të tillë që në fund secili çift kanalesh të ketë një distancë të ndryshëm nga çiftet e tjerë. Ky fakt, siç do të

shpjegohet më vonë, është i domosdoshëm për të bërë një lexim të diferencuar të tablosë së interferencës për secilin çift. Rrezja e kurbaturës së tyre është zgjedhur në mënyrë që në dalje të kemi $d_{12} = 30 \mu\text{m}$, $d_{23} = 40 \mu\text{m}$, $d_{34} = 50 \mu\text{m}$ dhe $d_{45} = 60 \mu\text{m}$. Në tabelën 5.1 janë paraqitur të gjithë paramtrat e strukturës së re të biosensorit.

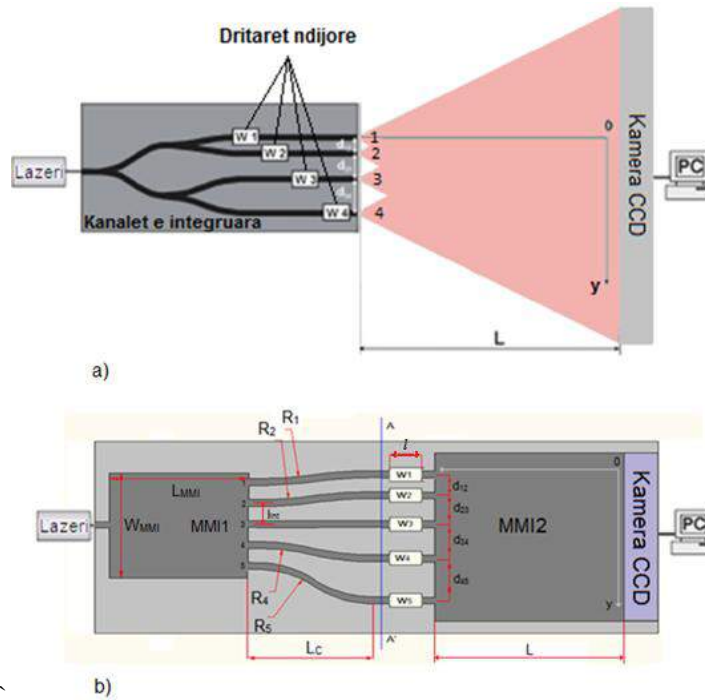


Figura 5.2 Paraqitje skematike: a) IY me katër kanale të integruar. Marrë nga [9]. © The Optical Society 2003. b) Struktura e re e biosensorit me dy valëdrejtues MMI. W_i përcakton dritaren e ndijmit për kanalën e i -të, d_{ij} është distanca midis kanaleve i dhe j , L është distanca midis kameras CCD dhe pjesës fundore të kanaleve.

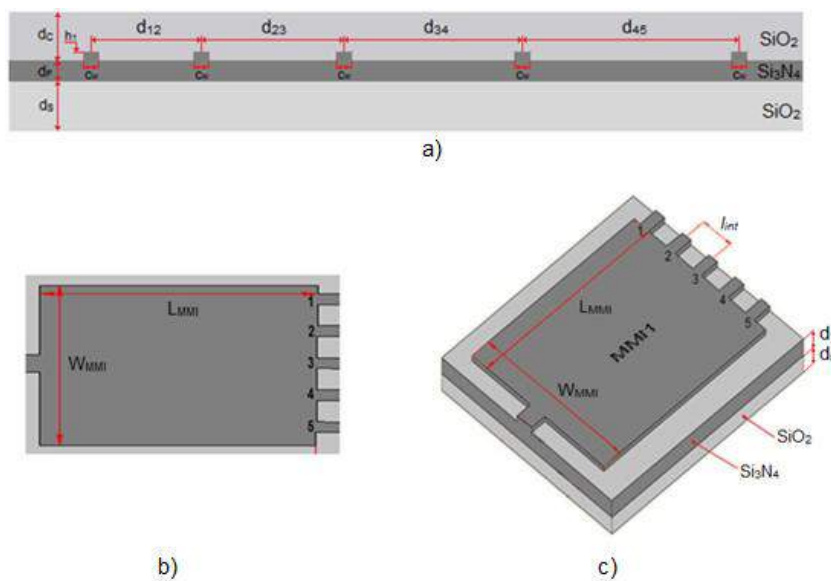


Figura 5.3 a) Paraqitje e prerjes tërthore AA' të biosensorit me valëdrejtues MMI. $d_{12} = 30 \mu\text{m}$, $d_{23} = 40 \mu\text{m}$, $d_{34} = 50 \mu\text{m}$, $d_{45} = 60 \mu\text{m}$, b) Paraqitje 2D e valëdrejtuesit të parë MMI 1×5, c) Paraqitje 3D e valëdrejtuesit të parë MMI 1×5.

Tabela 5.1 Parametrat e biosensorit me valëdrejtues MMI

Emri	Simboli	Vlera	Njësia matëse
Gjerësia e valëdrejtuesit MMI 1×5	W_{MMI}	150	μm
Gjatësia e valëdrejtuesit MMI 1×5	L_{MMI}	1.391	cm
Trashësia e bërthamës (Si_3N_4)	d_F	70	nm
Lartësia e kreshtës së kanalit	h_1	0.7	nm
Trashësia e nënshtresës (SiO_2)	d_S	1.25	μm
Trashësia e mbështjellës (SiO_2)	d_C	1.5	μm
Indeksi i thyerjes së bërthamës	n_f	2.0	-
Indeksi i thyerjes së mbështjellës	n_c	1.45	-
Indeksi i thyerjes së nënshtresës	n_s	1.45	-
Distanca midis kanaleve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5	l_{int}	30	μm
Gjerësia e kanaleve	c_w	4	μm
Rrezja e kanalit të parë	R_1	373	μm
Rrezja e kanalit të dytë	R_2	373	μm
Rrezja e kanalit të katërt	R_4	219.6	μm
Rrezja e kanalit të pestë	R_5	100	μm
Gjatësia e dritareve ndijore	l	8	mm
Gjerësia e dritareve ndijore	w_{win}	60	μm
Gjatësia lineare e kanaleve në dalje	L_C	141.4	μm
Distanca midis kanaleve	d_{12}	30	μm
	d_{23}	40	μm
	d_{34}	50	μm
	d_{45}	60	μm

5.3 Përshkrimi teorik i principit të punës

Rrezet divergjuese në dalje të kanaleve mbivendosen me njëra tjetrën duke krijuar tablonë finale të interferencës mbi kamerën CCD, e cila është një mbivendosje e tablove individuale të interferencës. Tablot individuale të interferencës krijohen nga mbivendosja e rrezeve që vijnë nga dy kanale të çfarëdoshëm i dhe j . Në rastin e përgjithshëm nëse do të kishim N kanale në dalje, shpërndarja e intensitetit në tablonë finale të interferencës mund të shkruhet si më poshtë [10]:

$$I(y) \approx \sum_{i=1}^N I_i + 2 \sum_{i,j=1; i < j}^N (I_i I_j)^{1/2} \cos(\Delta\Phi_{ij}(y) - \Delta\phi_{ij}) \quad (5.1)$$

ku I_i dhe I_j janë intensitetet e rrezeve që vijnë nga kanalet i dhe j , përkatësisht. Rrezet në dalje të kanaleve konsiderohen si pika burimore ndërsa distanca L zgjidhet e tillë që tabloja e interferencës të përfshijë plotësisht kamerën CCD. $\Delta\Phi_{ij}(y)$ është diferenca e fazës midis rrezeve që dalin nga kanalet i dhe j dhe interferojnë në pikën y në kamerën CCD. Ndryshimi i fazës $\Delta\phi_{ij}$ përfaqëson shumën midis diferencës fillestare të fazës në dalje të kanaleve, $\Delta\phi_{ij}^0$, dhe diferencës së fazës $\Delta\varphi_{ij} = \Delta\varphi_i - \Delta\varphi_j$ e shkaktuar nga ndryshimet e indekseve të thyerjes Δn_i dhe Δn_j në kanalet i dhe j , përkatësisht. Pra $\Delta\Phi_{ij} = \Delta\phi_{ij}^0 + \Delta\varphi_{ij}$. Në varësi të gjatësisë së valës së përdorur, distancës midis kanaleve dhe distancës nga kamera CCD, mund të llogarisim diferencën e fazës $\Delta\Phi_{ij}(y)$ me anë të barazimit më poshtë [11]:

$$\Delta\Phi_{ij}(y) = \frac{2\pi d_{ij}}{\lambda} \frac{y}{L} - \frac{2\pi d_{ij}}{\lambda} \frac{d_{1j}}{L} \left(d_{1j} + \frac{1}{2} d_{ij} \right) \quad (5.2)$$

ku duhet të plotësohet kushti që distanca midis kanaleve i dhe j të jetë shumë më e vogël se L ($d_{ij} \ll L$). Tabloja e interferencës midis një çifti të caktuar kanalesh ka një frekuencë hapësinore k_{ij} të shiritave të interferencës e cila llogaritet si më poshtë [9]:

$$k_{ij} = \frac{1}{\lambda} \frac{d_{ij}}{L} \quad (5.3)$$

Frekuenca hapësinore k_{ij} shpreh numrin e shiritave në njësinë e gjatësisë për tablonë e interferencës që krijohet nga rrezet që dalin nga kanalet i dhe j , përkatësisht.

Ndryshimet e indeksit të thyerjes shkaktohen si rezultat i lidhjes midis mikroorganizmave të pranishëm në kampionin e hedhur mbi dritaren ndijore dhe receptorëve në secilin kanal. Si rrjedhojë, indeksi efektiv i thyerjes për çiftin e kanaleve i dhe j (N_{ef-i} dhe N_{ef-j}) do të ndryshoj dhe kjo do të çojë në shfaqjen e $\Delta\varphi_i$ dhe $\Delta\varphi_j$. Si rrjedhojë, ekuacioni për llogaritjen e diferencës së fazës $\Delta\varphi_{ij}$ mund të rishkruhet si më poshtë [1]:

$$\Delta\varphi_{ij} = \frac{2\pi}{\lambda} l \left(\frac{\partial N_{ef-i}}{\partial n_i} \Delta n_i - \frac{\partial N_{ef-j}}{\partial n_j} \Delta n_j \right) \quad (5.4)$$

ku l është gjatësia e dritareve ndijore që krijohet mbi çdo kanal, $\partial N_{ef-i}/\partial n_i$ dhe $\partial N_{ef-j}/\partial n_j$ përcaktojnë koeficientët e ndjeshmërisë së indeksit efektiv të thyerjes N_{ef} , kundrejt indekseve të thyerjes n_i dhe n_j në kanalet i dhe j , përkatësisht. Në rastin e kanaleve identikë, pra kur $\partial N_{ef-i}/\partial n_i = \partial N_{ef-j}/\partial n_j = \partial N_{ef}/\partial n$, ekuacioni (5.4) mund të rishkruhet:

$$\Delta\varphi_{ij} = \frac{2\pi}{\lambda} l \frac{\partial N_{ef}}{\partial n} \Delta n_{ij} \quad (5.5)$$

ku $\Delta n_{ij} = \Delta n_i - \Delta n_j$.

Ndryshimi total i indeksit të thyerjes midis kanaleve i dhe j Δn_{ij} , shkakton një zhvendosje hapësinore Δy_{ij} të tablosë së interferencës për këtë çift kanalesh. Kjo zhvendosje mund të llogaritet duke përdorur ekuacionin (5.2) dhe (5.5) [9]:

$$\Delta y_{ij} = \frac{d_{ij}}{lL} \frac{\partial N_{ef}}{\partial n} \Delta n_{ij} \quad (5.6)$$

Nëse në strukturën e re të biosensorit me valëdrejtues MMI do të përdorim kanalet $i = 1, 2, 3, 4$ si kanale për të bërë matjet dhe kanalën e pestë si kanal referencë, ndryshimet e indeksit të thyerjes Δn_{i5} mund të përcaktohen nga ekuacioni (5.6) duke matur zhvendosjet hapësinore Δy_{i5} përmes kamerës CCD. Në rastin kur kemi 5 kanale, ndryshimet e indekseve të thyerjes Δn_{15} , Δn_{25} , Δn_{35} dhe Δn_{45} mund të llogariten duke u bazuar tek zhvendosjet hapësinore Δy_{15} , Δy_{25} , Δy_{35} dhe Δy_{45} . Kushti për këtë është që këto zhvendosje hapësinore të maten në mënyrë paralele dhe të pavarur nga njëra tjetra.

Distancat d_{ij} midis kanaleve të çdo çifti janë përcaktuar që të jenë të ndryshme nga njëra-tjetra, siç tregohet në figurën 5.3a. Pra, $d_{12} \neq d_{23} \neq d_{34} \neq d_{45} \neq d_{ij}$, ku d_{ij} përcakton distancën midis kanaleve i dhe j , ku $i \neq j = 1, 2, 3, 4, 5$. Në këtë mënyrë frekuencat hapësinore k_{ij} do të jenë të ndryshme meqenëse varen nga distanca d_{ij} , sipas ekuacionit (5.3). Duke bërë transformimin e shpejtë fourier (FFT (Fast Fourier Transform) të sinjalit të tablosë finale të interferencës të marrë nga kamera CCD, do të mund të dallohen qartë piket e amplitudës që u përkasin frekuencave k_{ij} . Si rezultat, ndryshimi i fazës $\Delta\phi_{ij}$ midis dy kanaleve i dhe j , që i korrespondon frekuencës hapësinore k_{ij} , mund të monitorohet në mënyrë të pavarur nga çiftet e tjerë të kanaleve.

5.4 Punimi në disa gjatësi valore dhe dy polarizime i valëdrejtuesve MMI

Shfrytëzimi i ndjeshmërisë së lartë që ofrojnë biosensorët interferometrikë (ku përfshihen interferometri i Youngut apo Mach-Zehnder, të shpjeguar në kapitullin 4, por edhe biosensori me valëdrejtues MMI që kemi prezantuar më sipër [12]) shpesh herë pengohet nga sinjalet në sfond që lindin nga ndryshimet e indeksit të thyerjes nga faktorë të tjerë që nuk kanë të bëjnë me një bashkëveprim real receptor-mikroorganizëm në dritaren ndijore të biosensorit. Këto njihen si *ndryshime jo-specifike të indeksit të thyerjes* të cilat mund të shkaktohen psh, nga

lidhja e receptorëve me një proteinë të caktuar, me një mbetje ADN-je apo nga ndryshimet në temperaturë të solucionit në dritaren ndijore. Matjet kanë treguar që ndryshimet jo-specifike të indeksit të thyerjes kanë vlera të konsiderueshme në biosensorët interferometrikë. Nga studimi i kryer nga Mulder et al., [13] është treguar teorikisht se duke përdorur disa gjatësi vale në interferometrin e Young-ut është e mundur të dallohen ndryshimet specifike nga ato jo-specifike të indeksit të thyerjes duke u bazuar në përmasat e ndryshme të grimcave (psh, proteinat (1-10 nm), viruset (50-200 nm), bakteriet (0.5-1 μm)), duke bërë të mundur në këtë mënyrë diferencimin e rasteve kur ndryshimi i indeksit të thyerjes së mjedisit në kanalin matës ndodh si rezultat i një bashkëveprimi domethënës receptor-mikroorganizëm nga rastet kur ndryshimi i indeksit të thyerjes ndodh nga faktorë që nuk lidhen me praninë e mikroorganizmit në solucion.

Si rrjedhojë, është me interes të njihet performanca e biosensorit me valëdrejtues MMI në disa gjatësi valore, si një metodë e mundshme që mund të përdoret për rritjen e saktësisë së matjeve në pajisjen reale në të ardhmen. Për këtë arsye, si fillim u analizua performanca e valëdrejtuesit të parë MMI të biosensorit për disa gjatësi vale me dy polarizime TE dhe TM. Kjo analizë është bërë për dy struktura MMI: a) MMI 1×5 dhe b) MMI 1×10, të cilat ndryshojnë ndërmjet tyre vetëm nga numri i kanaleve në dalje. Parametrat e tyre si trashësia e bërthamës, lartësia e kreshtës së kanalit, trashësia e nënshtresës dhe e mbështjellës janë zgjedhur të njëjta me ato të interferometrit të Youngut [1]. Ne kemi analizuar humbjen dhe çballancimin e valëdrejtuesve MMI në varësi të gjatësisë valore, polarizimit dhe periodës së shëmbëllimeve, përmes simulimeve të kryera me programin OptiBPM [14]. Ky është një program për modelimin e valëdrejtuesve optik i krijuar nga kompania Optiwave Corporation i cili përdor teknikën e përafrimit BPM (Beam Propagation Method) për simulimin e përhapjes së dritës në valëdrejtuesit optik.

5.4.1 Analiza e fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TE

Interferenca simetrike e përdorur tek valëdrejtuesit MMI ngacmon vetëm modat çiftë në brendësi të tij duke bërë që gjatësia e tyre të jetë 4 herë më e shkurtër krahasuar me rastin e interferencës së përgjithshme [15]. Në rastin e interferencës simetrike shëmbëllimet e N-fishta merren në gjatësinë L_{MMI} të përcaktuar nga ekuacioni (5.7) [3];

$$L_{MMI} = \frac{p}{N} \left(\frac{3L_{\pi}}{4} \right) = \frac{p}{N} \frac{n_c W_e^2}{\lambda} \quad (5.7)$$

ku L_{π} njihet si distanca e pulsimit, λ është gjatësia e valës së burimit, n_f është indeksi i thyerjes së bërthamës së valëdrejtuesit MMI, p është perioda e shëmbëllimeve, N është numri i kanaleve në dalje dhe W_e është gjerësia efektive e valëdrejtuesit MMI. Për valëdrejtuesit me kufizim të fortë të dritës, siç janë edhe valëdrejtuesit që kemi përdorur në simulime, mund të bëjmë përafrimin $W_e \approx W_{MMI}$ [8].

Në figurën 5.3(b,c) është paraqitur në mënyrë skematike pamja 2D dhe 3D e valëdrejtuesit MMI 1×5 i përdorur në simulime. Ekuacioni (5.7) tregon se gjatësia e valëdrejtuesit MMI, L_{MMI} , është në përpjestim të drejtë me periodën e shëmbëllimeve p , dhe në përpjestim të

zhdrejtë me gjatësinë e valës së burimit λ . Pra, nëse duam të analizojmë fuqinë e shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI për perioda të ndryshme të tyre, duhet të përdorim të njëjtin koeficient shumëzues si për periodën p edhe për gjatësinë e valës λ , në mënyrë që gjatësia e valëdrejtuesit MMI të mbetet konstante. Në simulimet e kryera për të analizuar fuqinë në dalje në varësi të periodës së shëmbëllimeve kemi përdorur valëdrejtuesin MMI 1×5 me parametrat e përcaktuar në tabelën 5.1. Për këtë valëdrejtues periodën e parë të shëmbëllimeve, $p_1 = 1$, e marrim për gjatësinë e valës $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$. Periodën e dytë të shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI, $p_2 = 2p_1 = 2$, e marrim duke përdorur gjatësinë e valës $\lambda_2 = 2\lambda_1 = 1.294 \mu\text{m}$. Periodën e tretë të shëmbëllimeve, $p_3 = 3p_1 = 3$, e marrim duke përdorur gjatësinë e valës $\lambda_3 = 3\lambda_1 = 1.941 \mu\text{m}$, dhe periodën e katërt të shëmbëllimeve, $p_4 = 4p_1 = 4$, e marrim duke përdorur gjatësinë e valës $\lambda_4 = 4\lambda_1 = 2.588 \mu\text{m}$. Në këtë paragraf do të paraqesim analizën e fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 për periodat $p = 1, 2, 3, 4$, duke përdorur si burim fushën me polarizim TE. Në tabelën 5.2 tregohen periodat dhe gjatësitë valore përkatëse të fushës së shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 me gjatësi $L_{MMI} = 13.91 \text{ mm}$.

Tabela 5.2 Perioda e shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe gjatësitë valore respektive

Gjatësia e valëdrejtuesit MMI ($L_{MMI} = 13.91 \text{ mm}$)				
Perioda (p)	1	2	3	4
Gjatësia e valës λ (μm)	0.647	1.294	1.941	2.588

Në figurën 5.4 paraqiten rezultatet e marra për fuqinë në dalje valëdrejtuesit MMI 1×5 për katër gjatësitë valore të paraqitura në tabelën 5.2. Kjo figurë tregon se me rritjen e gjatësisë së valës (pra edhe me rritjen e periodës), fuqia në dalje të kanalit 1 zvogëlohet pothuajse në mënyrë eksponenciale. Nga përafrimi që u bë me një funksion eksponencial të formës $y = a \exp(bx)$, u mor funksioni $y = 0.224 \exp(-0.518x)$ me koeficient korrelacioni $R = 0.995$. Kjo vlerë e koeficientit të korrelacionit tregon që përafrimi eksponencial është i pranueshëm dhe që fuqia në dalje të kanalit 1 të valëdrejtuesit MMI 1×5 zvogëlohet në mënyrë eksponenciale me rritjen e gjatësisë së valës. E njëjta varësi midis fuqisë në dalje dhe gjatësisë së valës vihet re për të gjithë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5. Tabela 5.3 tregon parametrat a dhe b të funksionit përafrues eksponencial të formës $y = a \exp(bx)$, për secilin kanal dhe koeficientin korrespondues të korrelacionit R . Vlerat e koeficientëve të korrelacionit lëvizin në intervalin 96.5% - 99.5%, e cila tregon se përafrimi që kemi bërë është i mirë. Pra, kemi një rënie eksponenciale të fuqisë në dalje në të gjithë kanalet e valëdrejtuesit MMI me rritjen e gjatësisë së valës. Kjo ndodh sepse me rritjen e gjatësisë valore, e cila lidhet me rritjen e periodës së shëmbëllimeve, kemi një shpërhapje më të madhe të fushës në brendësi të valëdrejtuesit MMI. Për shkak të rritjes së shpërhapjes, shëmbëllimet bëhen gjithmonë e më pak të kufizuara dhe si rrjedhojë çiftimi i tyre me kanalet në dalje përkeqësohet gjithmonë e më shumë duke shkaktuar zvogëlimin e fuqisë në dalje me rritjen e gjatësisë së valës.

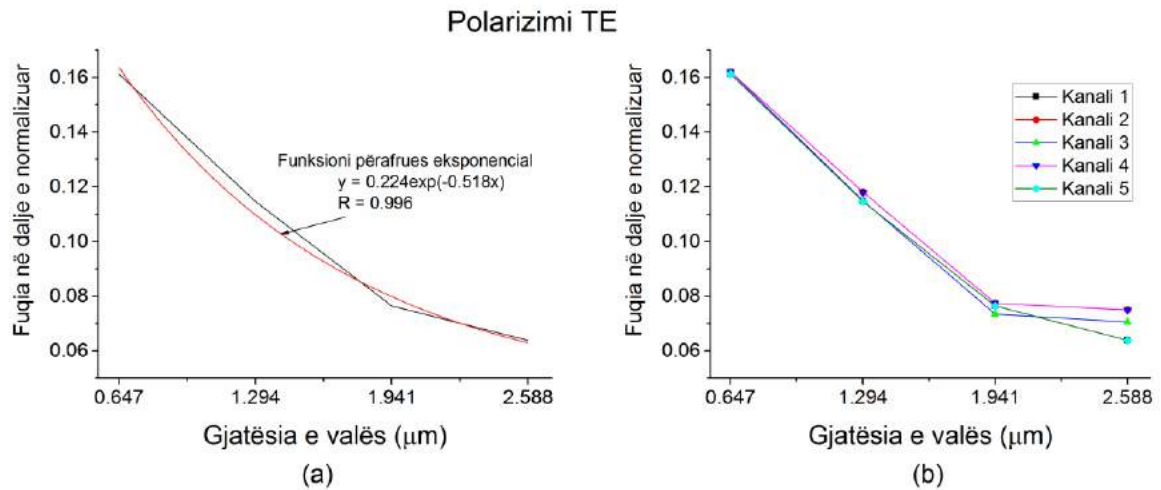


Figura 5.4 Varësia e fuqisë në dalje kundrejt gjatësisë së valës: a) për kanalin 1 të valëdrejtuesit MMI 1×5 b) për të gjithë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5.

Tabela 5.3 Parametrat a , b dhe vlera e koficientit të korrelacionit R për funksionet përafrues eksponencial të formës $y = a \exp(bx)$ për pesë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizimi TE

Kanali	Parametrat e funksioneve përafrues eksponencial të formës $y = a \exp(bx)$ për fushën me polarizim TE		
	a	b	R
1	0.22419	-0.51805	0.99502
2	0.21046	-0.43574	0.96577
3	0.22835	-0.53726	0.99308
4	0.21046	-0.43574	0.96577
5	0.22419	-0.51805	0.99502

5.4.2 Analiza e fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TM

Të njëjtat simulime u kryen me valëdrejtuesin MMI 1×5 duke përdorur një burim drite me polarizim TM. Të dhënat e marra janë paraqitur në formë grafike në figurën 5.5. Vlerat e larta të koficientit të korrelacionit për funksionet përafrues eksponencial të paraqitura në tabelën 5.4 tregon se edhe në rastin e polarizimit TM kemi një rënie eksponenciale të fuqisë në dalje të kanaleve të valëdrejtuesit MMI me rritjen e gjatësisë së valës së burimit.

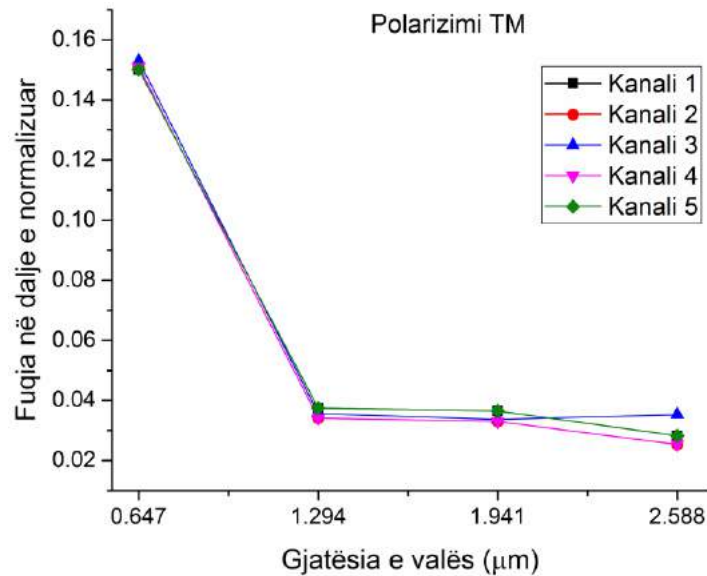


Figura 5.5 Varësia fuqisë në dalje nga gjatësia e valës për të gjithë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TM.

Tabela 5.4 Parametrat a , b dhe vlera e koficientit të korrelacionit R për funksionet përfafrues eksponencial të formës $y = a \exp(bx)$ për pesë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TM

Kanali	Parametrat e funksioneve përfafrues eksponencial të formës $y = a \exp(bx)$ për fushën me polarizim TM		
	a	b	R
1	0.2729	-1.04350	0.86466
2	0.3552	-1.38080	0.94315
3	0.38822	-1.48760	0.94874
4	0.3552	-1.38080	0.94315
5	0.2729	-1.04350	0.86466

Krahasimi i të dhënave të simulimit për fushat me polarizim TE dhe TM, e treguar në figurën 5.6, tregon qartë se fuqia në dalje për polarizimin TE është më e madhe se ajo për polarizimin TM për një gjatësi vale të caktuar. Kjo mund të vijë si rezultat i shuarjeve dhe shpërhapjes më të vogël për fushën me polarizim TE krahasuar me fushën me polarizim TM ndërkohë që rrisim periodën, p , të shëmbëllimeve. Veç kësaj, diferenca e vogël në gjerësinë e valëdrejtuesit MMI midis polarizimit TE dhe TM mund të jetë një faktor tjetër i cili ndikon në fuqinë më të ulët në dalje për polarizimin TM. Shuarjet më të larta për polarizimin TM vihen re edhe nga vlerat e koficientit b në tabelën 5.4, të cilat kanë një vlerë absolute më të madhe se ato për fushën me polarizim TE të paraqitura në tabelën 5.3.

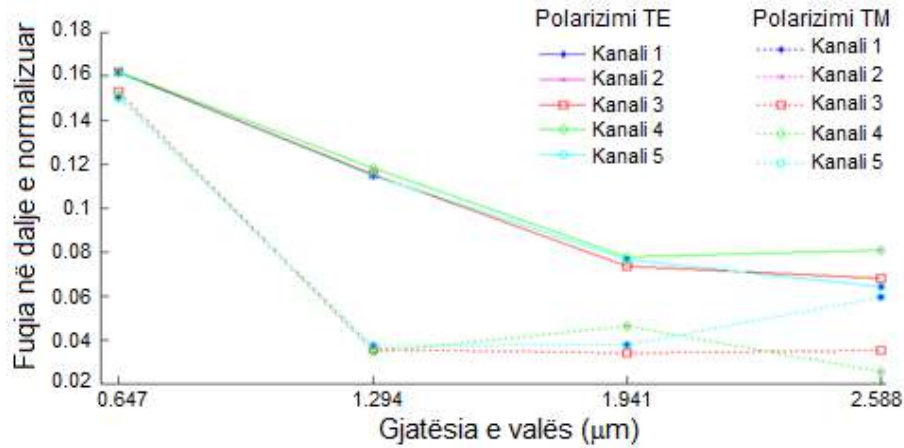


Figura 5.6 Krahasoni i fuqisë në dalje midis polarizimeve TE dhe TM për pesë kanalet e valëdrejtuesit MMI 1×5.

5.4.3 Vlerësimi i Humbjeve dhe i Çballancimit të fuqisë në valëdrejtuesin MMI 1×5 për dy polarizimet TE dhe TM

Pajisjet dhe sistemet optike të komunikimit në ditët e sotme kanë nevojë për qarqe optikë me humbje të vogël dhe ndarje të ballancuar të fuqisë në kanalet dalëse të tyre në mënyrë që të punojnë në mënyrë sa më efikente. Valëdrejtuesit MMI me interferencë simetrike përdoren shpesh si ndarës të fuqisë së burimit në hyrje për shkak të kompaktësisë dhe ballancës së mirë të fuqisë së shëmbëllimeve në dalje që ato ofrojnë [16, 17]. Meqenëse në strukturën e re të biosensorit kemi përdorur valëdrejtuesin e parë MMI 1×5 për ndarjen e fuqisë së burimit në hyrje në pesë shëmbëllime në dalje, kemi analizuar: a) Humbjet dhe b) Çballancimin e fuqisë, si dy parametrat kryesorë të performancës për valëdrejtuesit MMI [15]. Humbja përcaktohet si diferenca logaritmike midis shumës së fuqive së valëve në kanalet në dalje dhe fuqisë së burimit në hyrje:

$$Humbja(dB) = -10\log_{10}\left(\sum_i P_i/P_h\right) \quad (5.8)$$

ku $i = 1, 2, 3, 4, 5$ përcakton një prej kanaleve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5, P_i është fuqia e marrë në njërin prej tyre, ndërsa P_h është fuqia e burimit në hyrje. Çballancimi i fuqisë përcaktohet si diferenca logaritmike e fuqisë midis dy kanaleve të çfarëdoshëm në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 [8]:

$$\text{Çballancimi}(dB) = -10\log_{10}\left(P_i/P_j\right) \quad (5.9)$$

ku $i \neq j$, dhe $i, j = 1, 2, 3, 4, 5$ përcaktojnë njërin prej kanaleve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5. Në paragrafët e mësipërm treguam që fuqia në dalje në valëdrejtuesit MMI për të dy polarizimet zvogëlohet në mënyrë eksponenciale me rritjen e gjatësisë së valës. Kjo tregon që humbjet do të rriten me rritjen e gjatësisë së valës për të dy polarizimet. Tabela 5.5 tregon

vlerën e humbjeve të llogaritur me ekuacionin (5.8) për katër gjatësitë valore të marra në konsideratë në këto simulime për polarizimet TE dhe TM.

Tabela 5.5 Humbjet e valëdrejtuesit MMI 1×5 për polarizimet TE dhe TM

Polarizimi	Gjatësia e valës (μm)			
	0.647	1.294	1.941	2.588
Humbjet për polarizimin TE (dB)	0.922	2.362	4.187	4.327
Humbjet për polarizimin TM (dB)	1.218	7.481	6.978	6.895

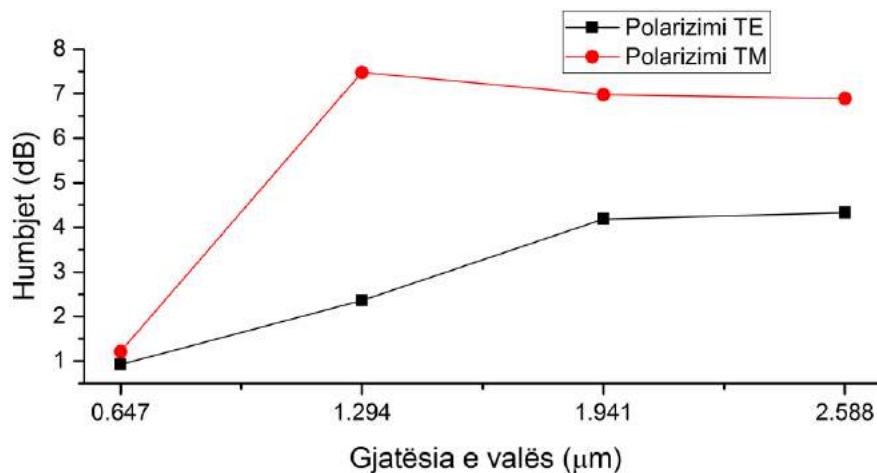


Figura 5.7 Varësia e humbjeve të valëdrejtuesit MMI 1×5 për fushën me polarizim TE dhe TM nga gjatësia e valës.

Figura 5.7 tregon qartë se humbjet për fushën me polarizim TM janë më të mëdha krahasuar me fushën me polarizim TE. Duke qenë se vlera e humbjeve prej 1dB është konsideruar si një vlerë e pranueshme e pajisjeve optike për t'u përdorur për qëllime praktike [18], nga të dhënat e tabelës 5.5 mund të arrijmë në përfundimin se vetëm fusha me polarizim TE dhe gjatësi vale $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$ mund të përdoret në këtë valëdrejtues për qëllime praktike.

Në tabelën 5.6 janë treguar vlerat e marra për Çballancimin e fuqisë për gjatësinë e valës $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$, e llogaritur me ekuacionin (5.9), për dhjetë çiftet e mundshme të kanaleve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5. Rezultatet tregojnë se Çballancimi i fuqisë për të gjithë çiftet e kanaleve ka relativisht vlera të vogla për të dy polarizimet. Kjo është veçanërisht e theksuar për çiftet e kanaleve 1-5 dhe 2-4 të cilët kanë vlerë simetrike në lidhje me kanalën 3. Si rrjedhojë, mund të themi se valëdrejtuesi MMI 1×5 që kemi studiuar punon si një ndarës i mirë fuqie duke ofruar një ndarje pothuajse të barabartë të fuqisë në seclin prej kanaleve në dalje. Kjo karakteristik e bën atë të përshtatshëm për t'u përdorur në konstruktin e ri të biosensorit për ndarjen e fuqisë së burimit në hyrje në pesë shëmbëllime në dalje.

Tabela 5.6 Çballancimi i fuqisë për gjatësinë e valës $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$ për valëdrejtuesin MMI 1×5

Çifti i kanaleve	Çballancimi fuqisë (dB)	
	Polarizimi TE	Polarizimi TM
1-2	0.0201	0.0289
2-3	-0.0011	0.0555
3-4	0.0011	-0.0555
4-5	-0.0201	-0.0289
1-3	0.0189	0.0844
1-4	0.0201	0.0289
1-5	0	0
2-4	0	0
2-5	-0.0201	-0.0289
3-5	-0.0189	-0.0844

5.4.4 Vlerësimi i Humbjeve për gjatësi të ndryshme valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në valëdrejtuesin MMI 1×5

Në këtë paragraf kemi analizuar humbjet e valëdrejtuesit MMI 1×5 për periodën e parë të shëmbëllimeve, $p = 1$, për katër gjatësitë valore $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$, $\lambda_2 = 1.294 \mu\text{m}$, $\lambda_3 = 1.941 \mu\text{m}$ dhe $\lambda_4 = 2.588 \mu\text{m}$, të shqyrtuara deri tani. Duke u bazuar në ekuacionin (5.7) llogaritëm gjatësitë përkatëse të valëdrejtuesit MMI 1×5 për këto gjatësi valore në mënyrë që të marrim periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës. Tabela 5.7 tregon humbjet për këto gjatësi valore si edhe gjatësitë respektive të valëdrejtuesit MMI për dy polarizimet TE dhe TM. Të dhënat e tabelës 5.7 përsëri tregojnë që humbjet për fushën me polarizim TM janë më të larta se humbjet për fushën me polarizim TE. Humbjet nën vlerën 1dB merren për gjatësinë e valës $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$ për polarizimin TE, ndërkohë që për polarizimin TM humbjet janë nën vlerën 1dB për gjatësinë e valës $\lambda_3 = 1.941 \mu\text{m}$.

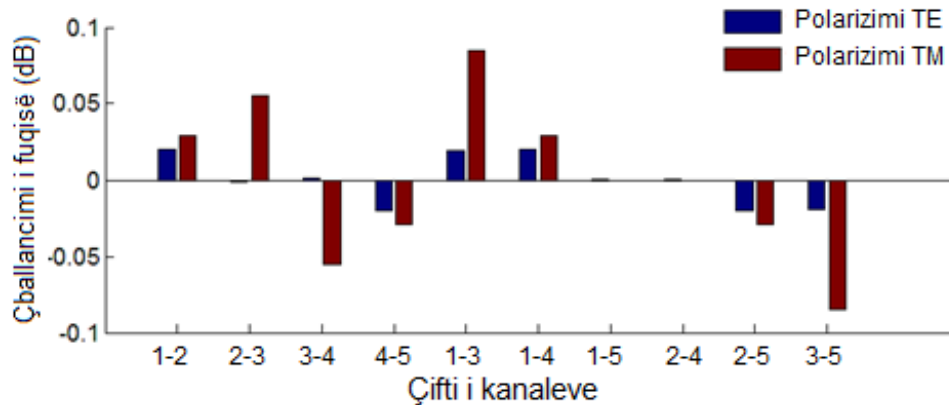


Figura 5.8 Çballancimi i fuqisë për gjatësinë e valës $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$ për të gjithë çiftet e kanaleve të valëdrejtuesit MMI 1×5 .

Tabela 5.7 Humbjet për katër gjatësi valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në valëdrejtuesin MMI 1×5

Gjatësia e valës (μm)	0.647	1.294	1.941	2.588
Gjatësia e valëdrejtuesit MMI L_{MMI} (mm)	13.91	6.955	4.637	3.478
	Humbjet (dB)			
Polarizimi TE	0.922	1.011	1.548	1.638
Polarizimi TM	1.218	1.508	0.481	2.873

5.4.5 Vlerësimi i humbjeve për valëdrejtuesin MMI 1×10

Në simulimin e valëdrejtuesit MMI 1×10 kemi përdorur të njëjtat parametra me ato të valëdrejtuesit MMI 1×5 , të paraqitura në tabelën 5.1, me përjashtim të faktit që ky valëdrejtues do të ketë 10 kanale në dalje. Në këtë rast distanca midis kanaleve në dalje do të jetë $l_{int} = W_e/N = 150 \mu\text{m}/10 = 15 \mu\text{m}$. Edhe për këtë valëdrejtues kemi analizuar humbjet për periodën e parë të shëmbëllimeve, $p = 1$, për gjatësi të ndryshme valore të fushës në hyrje tij. Gjatësitë e valëve që janë përdorur në simulime për këtë valëdrejtues janë $\lambda_1 = 0.3235 \mu\text{m}$, $\lambda_2 = 2\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$ dhe $\lambda_3 = 4\lambda_1 = 1.294 \mu\text{m}$. Tabela 5.8 tregon gjatësinë e valëdrejtuesit MMI 1×10 për secilën gjatësi vale dhe humbjet respektive. Nga vlerat e tabelës 5.8 vemë re se për tre gjatësitë valore të marra në shqyrtim vetëm humbjet për gjatësinë e valës $\lambda_2 = 0.647 \mu\text{m}$ dhe polarizim TE janë më të mëdha se 1 dB, ndërsa vlera e humbjeve për gjatësitë e tjera valore për të dy polarizimet janë më të vogla se 1 dB [18].

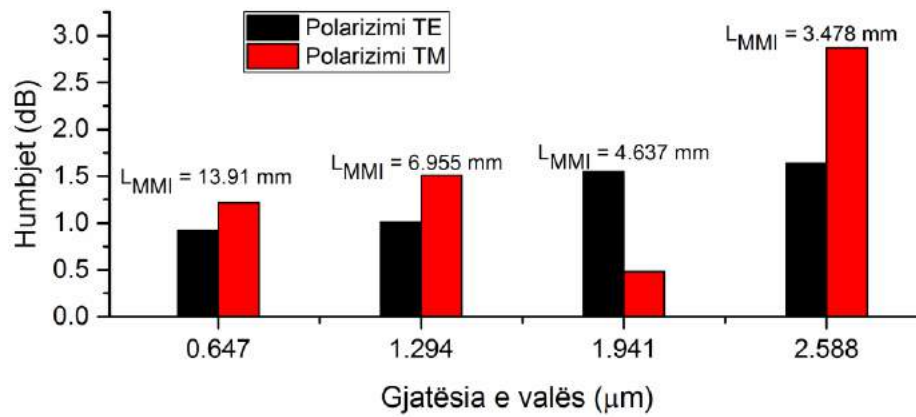


Figura 5.9 Varësia e humbjeve nga gjatësia valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 .

Tabela 5.8 Humbjet për tre gjatësi valore për periodën e parë të shëmbëllimeve të fushës në valëdrejtuesin MMI 1×10

Gjatësia e valës (μm)	0.3235	0.647	1.294
Gjatësia e valëdrejtuesit MMI L_{MMI} (mm)	13.91	6.955	3.478
Humbjet (dB)			
Polarizimi TE	0.615	1.334	0.606
Polarizimi TM	0.662	0.989	0.541

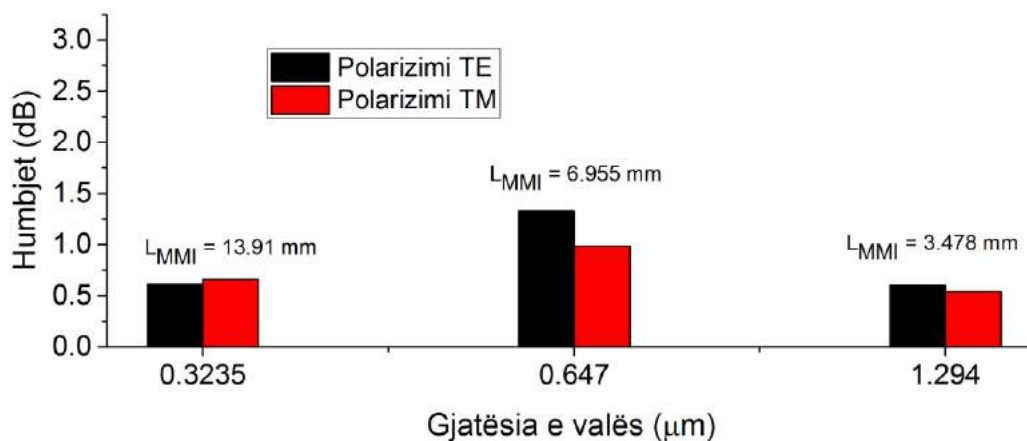


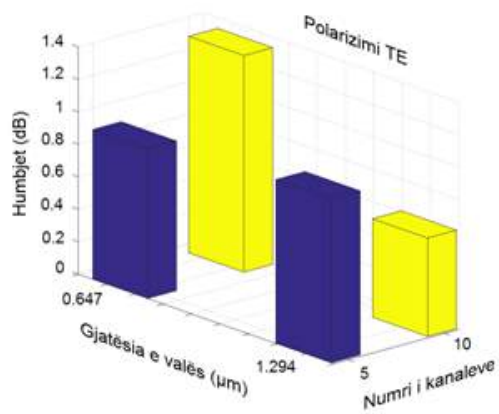
Figura 5.10 Varësia e humbjeve nga gjatësia valore për periodën e parë të shëmbëllimeve për valëdrejtuesin MMI 1×10 .

5.4.6 Krahassimi i humbjeve midis valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe valëdrejtuesit MMI 1×10 për polarizimet TE dhe TM

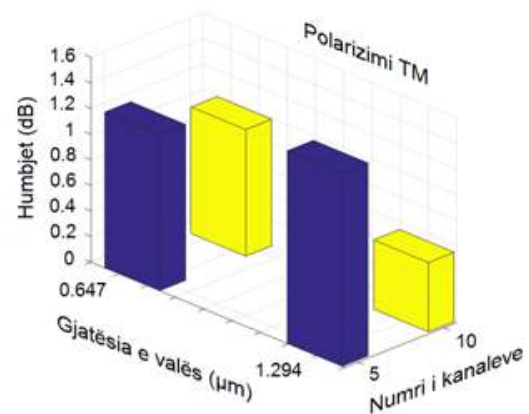
Në tabelën 5.9 janë paraqitur vlerat e humbjeve për valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe MMI 1×10 për dy polarizimet TE dhe TM për periodën e parë të shëmbëllimeve të dy gjatësive valore $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$ dhe $\lambda_2 = 1.294 \mu\text{m}$. Vlerat e tabelës 5.9 tregojnë që humbjet mbeten pothuajse të njëjta për $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$ për të dy valëdrejtuesit dhe dy polarizimet. Ndërsa për $\lambda_2 = 1.294 \mu\text{m}$ humbjet janë dy deri në tre herë më të larta për valëdrejtuesin MMI 1×5 për të dy polarizimet TE dhe TM.

Tabela 5.9 Humbjet për polarizimet TE dhe TM për dy valëdrejtuesit MMI

Gjatësia e valës (μm)	0.647		1.294	
Numri i kanaleve	5	10	5	10
Gjatësia e valëdrejtuesit MMI L_{MMI} (mm)	13.91	6.955	6.955	3.477
	Humbjet (dB)			
Polarizimi TE	0.922	1.334	1.011	0.606
Polarizimi TM	1.218	0.989	1.508	0.541



a)



b)

Figura 5.11 Humbjet për valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe MMI 1×10 për a) polarizimin TE dhe b) polarizimin TM.

5.5 Përfundimet

Megjithëse valëdrejtuesit MMI janë përdorur edhe më parë në ndërtimin e biosensorëve [4-7], struktura e paraqitur në këtë kapitull është një përjasje e re drejt një biosensori më kompakt dhe me kapacitet më të lartë matës krahasuar me IY me katër kanale optik. Duke përdorur efektin MMI përmasa e biosensorit reduktohet në mënyrë domethënëse duke ndikuar drejtpërdrejtë në zvogëlimin e kostos së tij. Gjithashtu, zvogëlimi i përmasës krijon mundësinë që në të njëjtën sipërfaqe qarku të mund të integrohen më tepër kanale matës, si edhe të rritet mundësia e integritetit të biosensorëve në mikro-qarqet elektronikë duke i bërë ata më të mbartshëm [19]. Parametrat e valëdrejtuesit të parë MMI janë përcaktuar në mënyrë të tillë që në dalje të kemi 5 kanale paralelë të pozicionuar në distanca të ndryshme nga njëri-tjetri. Kjo do të bëjë të mundur që ndryshimi i fazës midis kanaleve të një çifti të monitorohet në mënyrë të pavarur nga çiftet e tjerë të kanaleve. Në strukturën e re të biosensorit nëse kanalet 1, 2, 3 dhe 4 do të përdoren për matje dhe kanali 5 si referencë, atëherë do të jetë e mundur të monitorohen paralelisht dhe në mënyrë të pavarur katër bashkëveprime receptor-mikroorganizëm. Meqenëse kamera CCD është vendosur në pjesën fundore të valëdrejtuesit të dytë MMI, kjo do të çojë në përmirësimin e stabilitetit të tablosë finale të interferencës duke qenë se eliminohet problemi i luhatjeve të ajrit nga përhapja e rrezeve divergjente në ajër, siç ndodh në IY me katër kanale. Por nga ana tjetër në këtë konfigurim çiftimi i dritës nga valëdrejtuesi i dytë MMI tek kamera CCD është më i vështirë se tek IY. Kjo mund të kërkojë përdorimin e ndonjë vaji, apo substance tjetër, në ndërfaqen midis tyre, megjithatë për këtë problem është i nevojshëm kryerja e studimeve më të detajuara. Gjithashtu zvogëlimi i përmasave të këtij biosensori i zvogëlon mundësitë në zgjedhjen e kamerës CCD, pasi në këtë rast do të ishte e nevojshme një kamer me piksela më të vegjël në përmasa për të bërë leximin e tablosë së interferencës me rezolucionin e duhur për të mënjanuar rrjedhjen spektrale. Si rrjedhojë, kamera e nevojshme për këtë biosensor mund të jetë më e shtrenjtë se ajo e IY me katër kanale optik.

Analiza e fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 me rritjen e gjatësisë së valës, dhe si rrjedhojë edhe e periodës së shëmbëllimeve të fushës, tregoi se ajo zvogëlohet në mënyrë eksponenciale si për fushën me polarizim TE edhe për atë me polarizim TM. Vlerësimi i humbjeve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 për katër gjatësi valore tregoi se vlerat më të ulëta merren për polarizimin TE dhe se vlera më e vogël se 1dB, e cila është vlera e rekomanduar në përdorimet praktike të valëdrejtuesit, merret për gjatësinë e valës $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$. Gjatësitë e tjera valore japin humbje më të mëdha se 1dB për shkak të rritjes së shpërhapjes së shëmbëllimeve të vëna re me rritjen e periodës së tyre. Vlerësimi i çballancimit të fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 tregoi vlera të ulëta për të dy polarizimet TE dhe TM, duke siguruar një ndarje pothuajse të ballancuar të fuqisë së burimit në hyrje. Kjo e bën këtë valëdrejtues të përshtatshëm për t'u përdorur në konstruktin e ri të biosensorit. Vlerësimi i humbjeve për periodën e parë të shëmbëllimeve për katër gjatësitë valore tregoi se vlerat më të vogla se 1dB për polarizimin TE merren për $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$, ndërsa për polarizimin TM merren për $\lambda_3 = 1.941 \mu\text{m}$. Vlerësimi i humbjeve për valëdrejtuesin MMI 1×10 tregoi se ato janë pothuajse të njëjta me ato të valëdrejtuesit MMI 1×5 për të dy polarizimet në $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$. Ndërsa për $\lambda_2 = 1.294 \mu\text{m}$ humbjet janë dy deri në tre herë më të ulëta për valëdrejtuesin MMI 1×10 për të dy polarizimet TE dhe TM.

Referencat

- [1] Ymeti, A., *Development of a multichannel integrated Young interferometer immunosensor*. 2004, Phd thesis, University of Twente: The Netherlands.
- [2] Ymeti, A., et al., *Fast, ultrasensitive virus detection using a Young interferometer sensor*. Nano Letters, 2007. **7**(2): p. 394-397.
- [3] Soldano, L.B. and E. Pennings, *Optical multi-mode interference devices based on self-imaging: principles and applications*. Lightwave Technology, Journal of, 1995. **13**(4): p. 615-627.
- [4] Gounaridis, L., et al., *Design of grating couplers and MMI couplers on the TriPleX platform enabling ultra-compact photonic-based biosensors*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2015. **209**: p. 1057-1063.
- [5] Kribich, K., et al., *Novel chemical sensor/biosensor platform based on optical multimode interference (MMI) couplers*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2005. **107**(1): p. 188-192.
- [6] Kumar, M., R. Dwivedi, and A. Kumar. *Multimode Interference Based Planar Optical Waveguide Biosensor*. in *International Conference on Fibre Optics and Photonics*. 2014. Optical Society of America.
- [7] Najeeb, N., et al. *Design, Fabrication and Demonstration of a 1x20 Multimode Interference Splitter for Parallel Biosensing Applications*. in *Journal of Physics: Conference Series*. 2016. IOP Publishing.
- [8] Besse, P., et al., *Optical bandwidth and fabrication tolerances of multimode interference couplers*. Lightwave Technology, Journal of, 1994. **12**(6): p. 1004-1009.
- [9] Ymeti, A., et al., *Realization of a multichannel integrated Young interferometer chemical sensor*. Applied optics, 2003. **42**(28): p. 5649-5660.
- [10] Ymeti, A., et al., *Integration of microfluidics with a four-channel integrated optical Young interferometer immunosensor*. Biosensors and Bioelectronics, 2005. **20**(7): p. 1417-1421.
- [11] Cross, G.H., et al., *A new quantitative optical biosensor for protein characterisation*. Biosensors and Bioelectronics, 2003. **19**(4): p. 383-390.
- [12] M. Xhoxhi, T.M., P.Malkaj, A. Dudia, A. Ymeti, *Multimode Interference Biosensor Working With Multiple Wavelengths And Two Polarizations*. International Journal of Scientific & Technology Research (IJSTR), 2014. **3**(7): p. 314-320.
- [13] Mulder, H.K., et al., *Size-selective detection in integrated optical interferometric biosensors*. Optics express, 2012. **20**(19): p. 20934-20950.
- [14] Optiwave Corporation, *OptiBPM*. [Computer Program], 2014: Ottawa, Canada. Available at <http://optiwave.com/products/component-design/optibpm/>
- [15] Soldano, L.B., et al., *Planar monomode optical couplers based on multimode interference effects*. Lightwave Technology, Journal of, 1992. **10**(12): p. 1843-1850.
- [16] Arakawa, Y., et al., *Silicon photonics for next generation system integration platform*. Communications Magazine, IEEE, 2013. **51**(3): p. 72-77.
- [17] Venema, L., *Photonic technologies*. Nature, 2003. **424**(6950): p. 809-809.
- [18] Soldano, L., et al. *Large optical bandwidth of InGaAsP/InP multi-mode interference 3-dB couplers*. in *Proceedings of the 6th European Conference on Integrated Optics and technical Exhibit: April 18-22, 1993, Neuchatel, Switzerland; ECIO'93/Ed. P. Roth*. 1993. ECIO.
- [19] Mukundan, H., et al., *Waveguide-based biosensors for pathogen detection*. Sensors, 2009. **9**(7): p. 5783-5809.

KAPITULLI 6

Projektimi i strukturës së dytë të biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI

Në këtë kapitull është projektuar një strukturë më kompakte për biosensorin interferometrik me valëdrejtues MMI, por e njëjtë përsa i përket principit të punës krahasuar me strukturën e paraqitur në kapitullin 5. Për këtë strukturë është studiuar performanca duke simuluar dhe analizuar në veçanti elementët përbërës të saj të cilët përfshijnë burimin e dritës në hyrje të valëdrejtuesit MMI, valëdrejtuesin e parë MMI me interferencë simetrike dhe kanalet në formë S-je të cilët realizojnë ndarjen unike midis kanaleve në dalje.

6.1 Projektimi i strukturës së biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI

Një paraqitje skematike strukturës së analizuar në këtë kapitull është paraqitur në figurën 6.1 ndërsa parametrat e saj tregohen në tabelën 6.1. Në këtë strukturë është përdorur një trashësi prej 90 nm për bërthamën e valëdrejtuesve MMI duke qenë se është një prej standarteve të përdorura gjerësisht në ndërtimin e valëdrejtuesve optik [1]. Duke përdorur programin Lumerical MODE Solutions [2] është studiuar performanca e strukturës së re të biosensorit, nga burimi i dritës deri në hyrje të dritareve ndijore (paraqitur me vijën AA' në figurën 6.1). Në fillim është studiuar efienca e çiftimit të burimit lazer në hyrje të strukturës duke vlerësuar humbjet nga ky çiftim. Më pas, është vlerësuar performanca e valëdrejtuesit të parë MMI 1×5 për gjerësi 15 μm , 25 μm , 35 μm dhe 45 μm . Vlerësimi i performancës është bërë duke llogaritur dy parametrat karakteristikë për valëdrejtuesit MMI: a) Humbjet dhe b) Çballancimi i fuqisë, të përcaktuar nga ekuacionet (6.1) dhe (6.2), respektivisht [3]. Duke qenë se gjatësia e zonës MMI, L_{MMI} , në rastin e interferencës simetrike e përcaktuar nga ekuacioni (3.35) është një formulë e përafërt, ajo duhet analizuar me kujdes në mënyrë që shëmbëllimet të çiftohen në mënyrë optimale me kanalet në dalje. Gjatësia optimale është marrë aty ku Humbjet dhe Çballancimi janë minimale. Më pas, u vlerësuan humbjet e futura nga përdorimi i kanaleve në formë S-je, të cilët realizojnë ndarjen unike midis kanaleve në dalje. Llogaritja e performancës së këtyre elementëve na lejon që në fund të bëjmë një analizë të humbjeve për strukturën e re dhe të vlerësojmë nëse është e përshtatshme për aplikime praktike.

Shumë autorë kanë raportuar përgjatë viteve përdorimin e strukturave MMI për kombinimin dhe ndarjen e fuqisë së sinjaleve [4-6]. Tek valëdrejtuesit MMI parametri i Humbjes vlerëson zvogëlimin në dB të fuqisë së valës në dalje të valëdrejtuesit krahasuar me atë në hyrje, për shkak të abosrbimit dhe shpërhapjes së valës, si edhe devijimit të përmasave të valëdrejtuesit MMI nga ato optimale gjatë procesit të prodhimit. Çballancimi i fuqisë, i cili është veçanërisht i

rëndësishëm tek interferometrat, vlerëson ndryshimin në dB të fuqive të shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI. Këto dy parametra përcaktohen si më poshtë [7].

$$Humbja = -10 \log \left[\left(\sum_{i=1}^N P_i \right) / P_h \right] \quad (6.1)$$

$$\text{Çballancimi} = 10 \log \left[\max(P_i) / \min(P_i) \right] \quad (6.2)$$

ku P_i është fuqia në dalje nga kanali i i -të i valëdrejtuesit MMI dhe P_h është fuqia në hyrje të valëdrejtuesit MMI. Rezolucioni dhe kontrasti i shëmbëllimeve të krijuar në valëdrejtuesin MMI ndikojnë në vlerën e humbjeve dhe të çballancimit [8].

Struktura e biosensorit interferometrik të prezantuar në këtë kapitull u projektua që të punojë në gjatësinë e valës 647 nm. Ajo u ndërtua mbi një nënshtresë SiO_2 me trashësi 1.25 μm dhe mbështjellë SiO_2 me trashësi 1.5 μm . Kanalet në formë S-je janë përdorur për të krijuar një distancë unike midis pesë kanaleve në dalje. Sinjalet në dalje ta kanaleve në formë S-je hyjnë në valëdrejtuesin e dytë MMI ku analizohet interferenca e tyre. Gjerësia e kanaleve në hyrje dhe dalje është marrë $c_w = 0.5 \mu\text{m}$, në mënyrë që të punojnë në një modë të vetme, siç është shpjeguar në paragrafin 6.1.3. Figura 6.2b tregon një paraqitje skematike të prerjes tërthore të valëdrejtuesit me kreshtë kur lartësia e kreshtës është marrë $h = 10 \text{ nm}$. Figura 6.12 tregon nga ana tjetër një strukturë më të ndërlikuar ku përfshihet përdorimi i pjesëve në formë konike në kanalet në hyrje dhe në dalje. Pjesët konike kanë një gjatësi prej 10 μm dhe gjerësi fundore prej 0.66 μm , e cila teorikisht e rrit efikasitetin e çiftimit të shëmbëllimeve të valës në pesë kanalet në dalje [9]. Simulimet shqyrtojnë mënyrën se si dy parametrat kryesorë të performancës, Humbjet dhe Çballancimi, varen nga gjatësia L_{MMI} , për një gjerësi W_{MMI} të caktuar. Në teorinë e shëmbëllimeve të veta të dhëna nga Soldano në 1995, gjatësia L_{MMI} ka varësi në katror ndaj gjerësisë W_{MMI} , dhe një formulë e përafëruar për të marrë 5 shëmbëllime simetrike jepet si më poshtë [10]:

$$L_{MMI} = \frac{n_f W_e^2}{5\lambda} \quad (6.3)$$

Kjo është një formulë e përafërt prandaj përcaktimi i L_{MMI} kërkon një projektim të kujdesshëm në mënyrë që të realizohet një çiftim i saktë i shëmbëllimeve me kanalet në dalje.

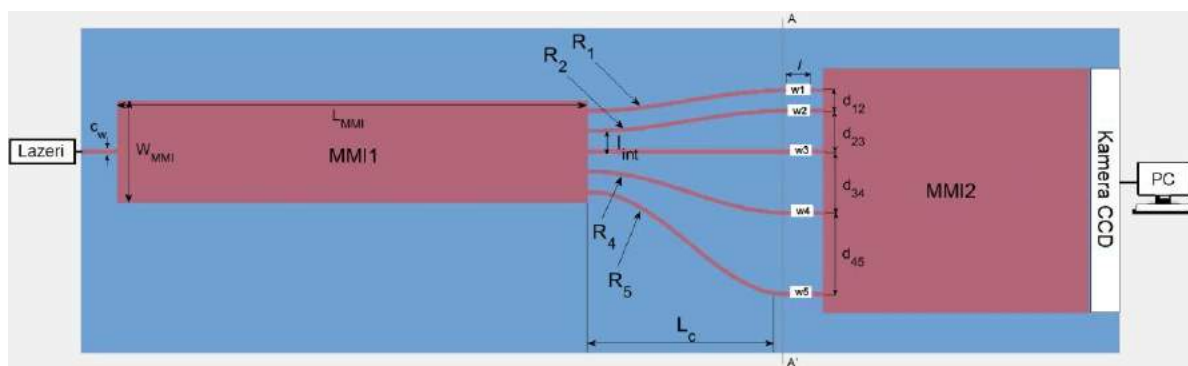


Figura 6.1 Paraqitja skematike e strukturës së re të biosensorit me dy valëdrejtues MMI për $W_{MMI} = 25 \mu\text{m}$.

Tabela 6.1 Parametrat e strukturës së re të biosensorit

Emri	Simboli	Vlera	Njësia matëse
Gjerësia e valëdrejtuesit MMI1	W_{MMI}	25	μm
Gjatësia e valëdrejtuesit MMI1	L_{MMI}	323.2	μm
Trashësia e bërthamës (Si_3N_4)	d_F	90	nm
Lartësia e kreshtës së kanalit	h	10	nm
Trashësia e nënshtresës (SiO_2)	d_S	1.25	μm
Trashësia e mbështjellës (SiO_2)	d_C	1.5	μm
Indeksi i thyerjes së bërthamës	n_f	2.0	-
Indeksi i thyerjes së mbështjellës	n_c	1.45	-
Indeksi i thyerjes së nënshtresës	n_s	1.45	-
Distanca midis shëmbëllimeve në dalje të valëdrejtuesit MMI1	l_{int}	5	μm
Gjerësia e kanaleve	c_w	0.5	μm
Rrezja e kanalit të parë	R_1	65	μm
Rrezja e kanalit të dytë	R_2	65	μm
Rrezja e kanalit të katërt	R_4	36.25	μm
Rrezja e kanalit të pestë	R_5	25	μm
Gjatësia e dritareve ndijore	l	4	mm
Gjatësia lineare e kanaleve në dalje	L_C	50	μm
Distanca midis kanaleve	d_{12}	5	μm
	d_{23}	15	μm
	d_{34}	25	μm
	d_{45}	35	μm

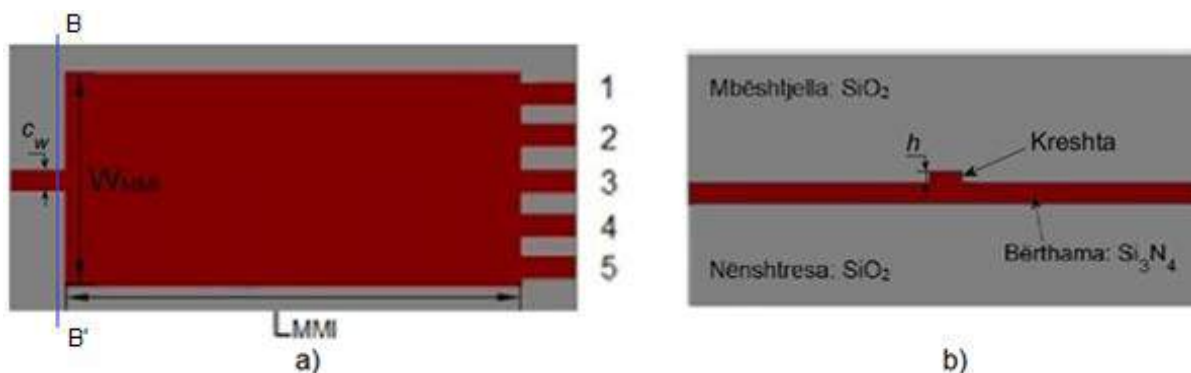


Figura 6.2 a) Struktura e valëdrejtuesit MMI 1×5, b) Prerja e tërthortë sipas vijës BB'.

Procedurat e avancuara fotolitografike që përdoren në ditët e sotme përdorin dritën ultraviolett nga lazerat eksimer me gjatësi vale në brezin 193 - 248 nm, e cila lejon ndërtimin e elementëve optik me përmasa shumë të vogla deri në 50 nm [11]. Kjo teknologji e avancuar, e njohur edhe si *litografia me lazer eksimer*, ka luajtur rol kryesor në avancimin e vazhdueshëm të ligjit të Moore-it në 20 vitet e fundit [11, 12]. Për këtë arsye parametrat e strukturës së re të biosensorit, të paraqitura në tabelën 6.1, janë përcaktuar duke e konsideruar gjerësinë e zonës MMI të jetë 25µm. Për këtë gjerësi distanca midis kanaleve në dalje do të jetë 5µm. Teknologjia e avancuar litografike me lazer eksimer lejon që për këtë distancë midis kanaleve ndikimi reciprok midis tyre të jetë në vlera minimale. Kjo ndikon drejtpërdrejt në saktësinë e matjeve të këtij biosensori [13].

6.1.1 Testimi i konvergencës

Kur kryhen simulime të strukturave optike një parametër i rëndësishëm që duhet përcaktuar në programin e simulimit janë përmasat e *rrjetës së zbërthimi* (e njohur si *mesh*). Rrjeta e zbërthimit e ndan strukturën optike në përmasa shumë të vogla, të cilat njihen si *qelizat e rrjetës*. Metoda EME e përdorur për simulimet i zgjidh ekuacionet integrale të Maxwellit për secilën qelizë duke marrë parasysh karakteristikat optike të materialit përbërës të strukturës. Zhvillimi i teknologjisë optike ka bërë të mundur shfrytëzimin e karakteristikave të materialeve të rinj me përmasa gjithmonë e më të vogla për ndërtimin e strukturave optike duke i hapur kështu dyert risive gjithmonë e më të mëdha. Kjo ka rritur shumë kërkesat ndaj programeve të simulimit të cilët nga njëra anë duhet të bëjnë një zbërthim të mirë të pjesëve më të imëta të strukturës (duhet të kemi të paktën dy qeliza për secilën shtresë) dhe nga ana tjetër duhet që koha e simulimit të jetë e pranueshme. Në rastin e simulimeve të bazuar në diferencat e fundme në rrafshin e kohës (FDTD), koha rritet pothuajse në përpjestim të drejtë me $1/dx^4$ (ku me dx kemi shënuar përmasën e një qelize të rrjetës së zbërthimit), ndërsa me metodën EME kemi një përshkallëzim më të mirë të kohës së simulimit në lidhje me përmasën e strukturës.

Para se të bëhen simulimet e elementëve përbërës të strukturës së re të biosensorit u studiuan përmasat optimale të rrjetës së zbërthimit që u përdor gjatë simulimit të tyre. Përmasat optimale

të rrjetës së zbërthimit përcaktojnë numrin minimal të qelizave të rrjetës për të cilën rezultatet e simulimit merren me një saktësi dhe për një kohë të pranueshme. Proçesi i përcaktimit të përmasave optimale të kësaj rrjete njihet si proçesi i *testimit të konvergjencës*. Konvergjenca arrihet kur vlerat e marra nga simulimi konvergjojnë me vlerën e tyre reale [1]. Duke u siguruar se është arritur konvergjenca na lejon të kemi një nivel të mirë sigurie në saktësinë e rezultateve të simulimit.

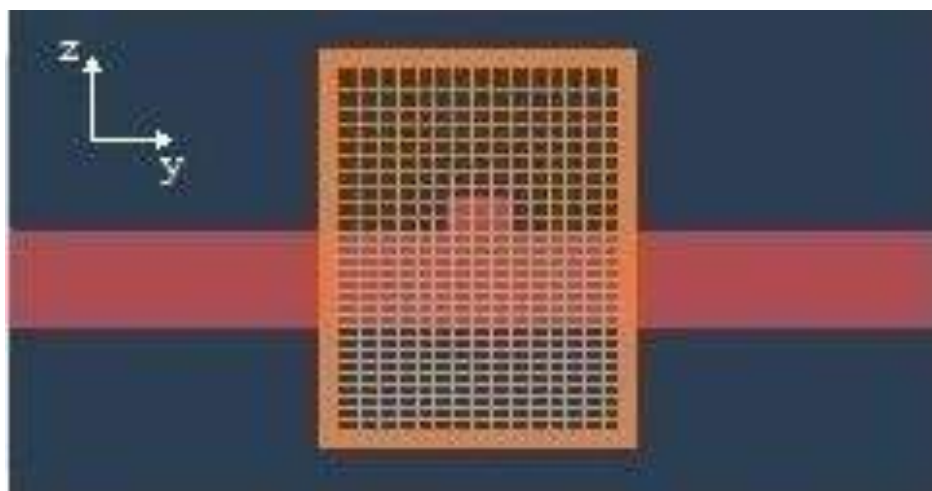


Figura 6.3 Paraqitje skematike 2D e dritares së simulimit të përcaktuar në prerjen e tërthortë të kanalit në hyrje të valëdrejtuesit MMI 1×5.

Në fillim simulimet u bënë për të përcaktuar indeksin efektiv të thyerjes dhe karakteristikat e modës themelore të lejuar nga kanali në hyrje të valëdrejtuesit MMI. Për këtë u përcaktua një dritare simulimi, me përmasa $2.5\ \mu\text{m}$ në drejtimin y dhe $3\ \mu\text{m}$ në drejtimin z , siç tregohet në figurën 6.3. Numri i qelizave të rrjetës së zbërthimit në drejtimin y u mbajt konstant në vlerën 150, e konsideruar më së e mjaftueshme për zbërthimin e gjerësisë së kanalit në hyrje të valëdrejtuesit MMI, ndërsa në drejtimin z , në të cilin duhet zbërthyer lartësia e kreshtës prej 10 nm, numri i qelizave të rrjetës së zbërthimit u ndryshua në intervalin 50 - 300 dhe u vlerësua numri minimal i qelizave për të cilën arrihet konvergjenca e indeksit efektiv të thyerjes për modën themelore TE. Në figurën 6.4 tregohet se indeksi efektiv i thyerjes së modës themelore konvergjon në vlerën $n_{ef} = 1.6048$ për 217 qeliza në drejtimin z . Rezultatet e simulimit treguan se pjesa më e madhe e fushës elektrike të modave ndodhet në qendër të bërthamës së valëdrejtuesit. Si rrjedhojë, në të gjitha simulimet në vazhdim është përdorur rrjeta e zbërthimit me përmasa me 150 qeliza në drejtimin y dhe 217 qeliza në drejtimin z , dhe vlera e indeksit efektiv për bërthamën e valëdrejtuesit MMI është marrë 1.6048. Parametrat përfundimtar të dritares së simulimit japin një kohëzgjatje simulimi të pranueshme.

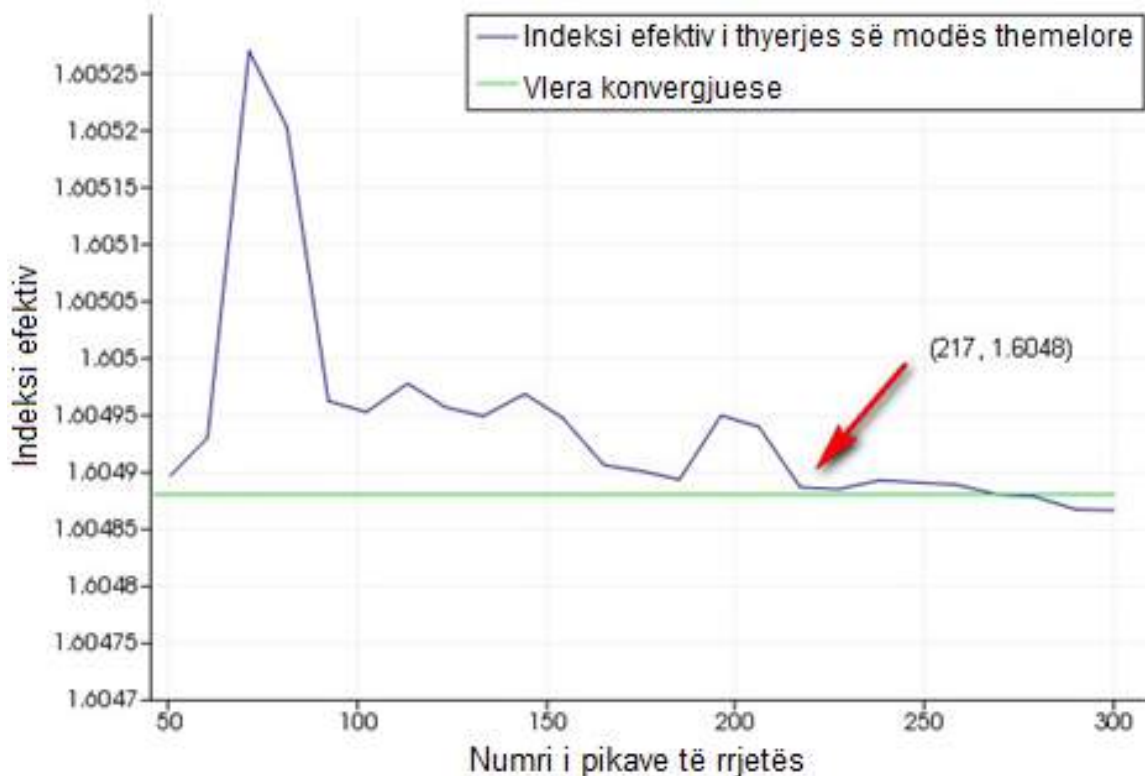


Figura 6.4 Konvergjencia e indeksit efektiv të thyerjes së modës themelore TE për vlera të ndryshme të rrjetës së zbërthimit.

6.1.2 Analiza e trashësisë së bërthamës së valëdrejtuesit MMI për të punuar në një modë të vetme

Një performancë e mirë e valëdrejtuesit MMI kërkon që të sigurohemi se trashësia e bërthamës prej 90 nm që kemi zgjedhur për bërthamën lejon punimin në një modë të vetme në drejtimin e tërthortë. Për këtë arsye kemi studiuar dhe përcaktuar trashësinë maksimale të valëdrejtuesit MMI e cila siguron punimin në një modë të vetme në drejtimin e tërthorë. Llogaritjet janë kryer për gjatësinë e valës $\lambda = 647$ nm dhe rezultatet e simulimit janë paraqitur në figurën 6.5. Vija e ndërprerë horizontale është në nivelin e indeksit të thyerjes së mbështjellës dhe nënshtresës okside me vlerë 1.455. Kjo përfaqëson vlerën minimale të indeksit të thyerjes dhe modat me indeks thyerje më të vogël se kjo vlerë nuk mund të përhapen në valëdrejtues. Nga figura 6.5 vihet re se modat themelore TE_0 dhe TM_0 shfaqen pothuajse menjëherë në valëdrejtues për trashësi shumë të vogla të bërthamës. Modat e rendeve më të larta, si TE_1 dhe TM_1 , fillojnë të shfaqen në valëdrejtues për trashësi të bërthamës mbi 250 nm. Prandaj mund të themi që vlera kufitare e trashësisë së bërthamës që valëdrejtuesi të punojë me një modë të vetme (në modën themelore) është 250 nm (vija e ndërprerë vertikale). Kjo tregon që vlera prej 90 nm e zgjedhur për trashësinë e bërthamës së valëdrejtuesit është e përshtatshme për të punuar me një modë të vetme.

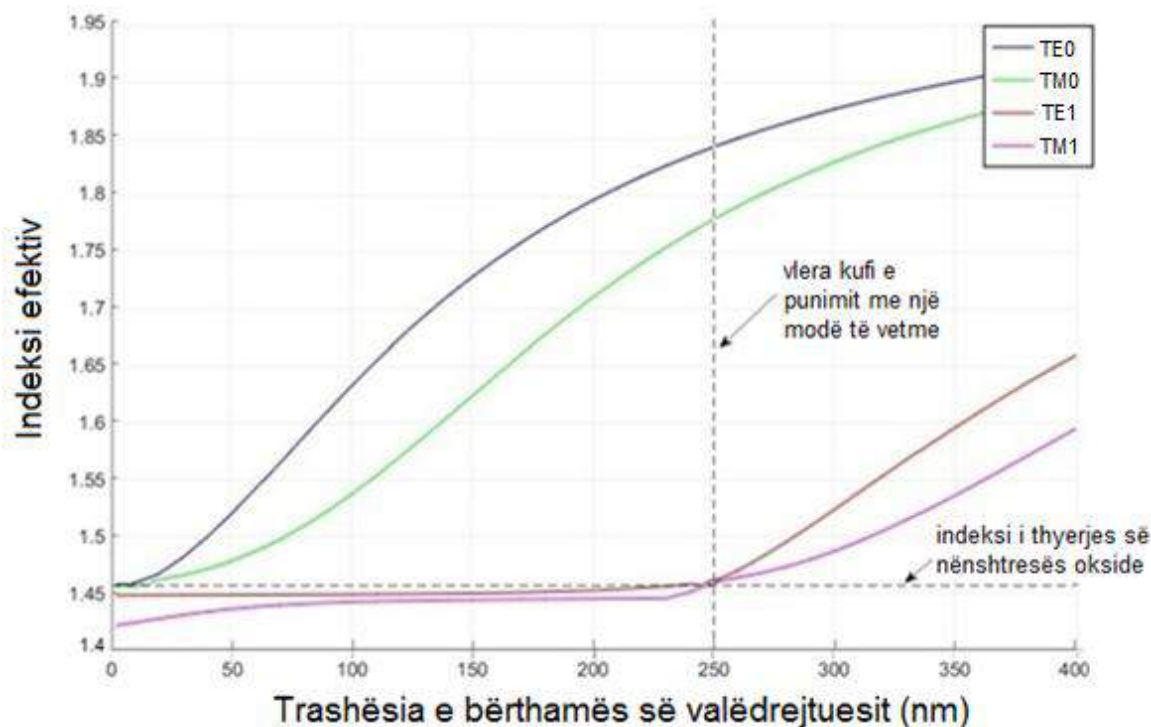


Figura 6.5 Varësia e indeksit efektiv të modave të valëdrejtuesit plan kundrejt trashësisë së bërthamës. Vetëm modat mbi vijën e ndërprerë horizontale, e cila paraqet indeksin e thyerjes së mbështjellës dhe nënshtresës përhapen në valëdrejtues. Trashësia e bërthamës prej 250nm është vlera kufi e punimit me një modë të vetme.

6.1.3 Analiza e gjerësisë së kanaleve për të punuar në një modë të vetme

Parametra të ndryshëm siç janë përmasat e shtresave përbërëse të valëdrejtuesve, indekset e thyerjes dhe modelet e valëdrejtuesve, përcaktojnë numrin dhe formën e modave në një valëdrejtues. Valëdrejtuesit me kreshtë përdoren shpesh për të arritur kufizimin lateral të modave duke përdorur gjysëmpërcjellës të grupit të III-V. Duke kombinuar elementë të grupit të III si Al, Ga, In, me elementë të grupit të V, si N, P, As, Sb, krijohen 12 përbërje të ndryshme të cilat përdoren gjerësisht në pajisjet optike, ku më të rëndësishmet janë GaAs, InP, GaP dhe GaN [14]. Këto struktura mund të ndërtohen që të punojnë me shumë moda, por kjo do të çonte në zvogëlimin e fuqisë së modës themelore duke qenë se fuqia totale do të shpërndahej edhe në modat e rendeve të larta. Për të përcaktuar gjerësinë optimale të kreshtës së kanaleve të valëdrejtuesit MMI, u realizuan simulimet të cilat analizojnë gjerësinë maksimale të kreshtës së kanaleve që lejon punimin në një modë të vetme. Rezultatet e simulimeve të kryera për gjatësinë e valës $\lambda = 647$ nm janë paraqitur në figurën 6.6. Edhe në këtë rast vetëm modat mbi vijën e ndërprerë horizontale e cila paraqit indeksin e thyerjes së mbështjellës dhe nënshtresës okside mund të përhapen në valëdrejtues. Figura 6.6 tregon se vlera maksimale e gjerësisë së kreshtës e cila lejon përhapjen vetëm të modës themelore është 660 nm. Për gjerësi më të mëdha në fillim fillon të shfaqet moda TE_1 , dhe për gjerësi akoma më të mëdha fillon të shfaqet moda TM_1 . Si

rrjedhë, gjerësia prej 500 nm që kemi zgjedhur për kanalet në hyrje dhe në dalje të valëdrejtuesit MMI sigurojnë punimin në një modë të vetme të tyre.

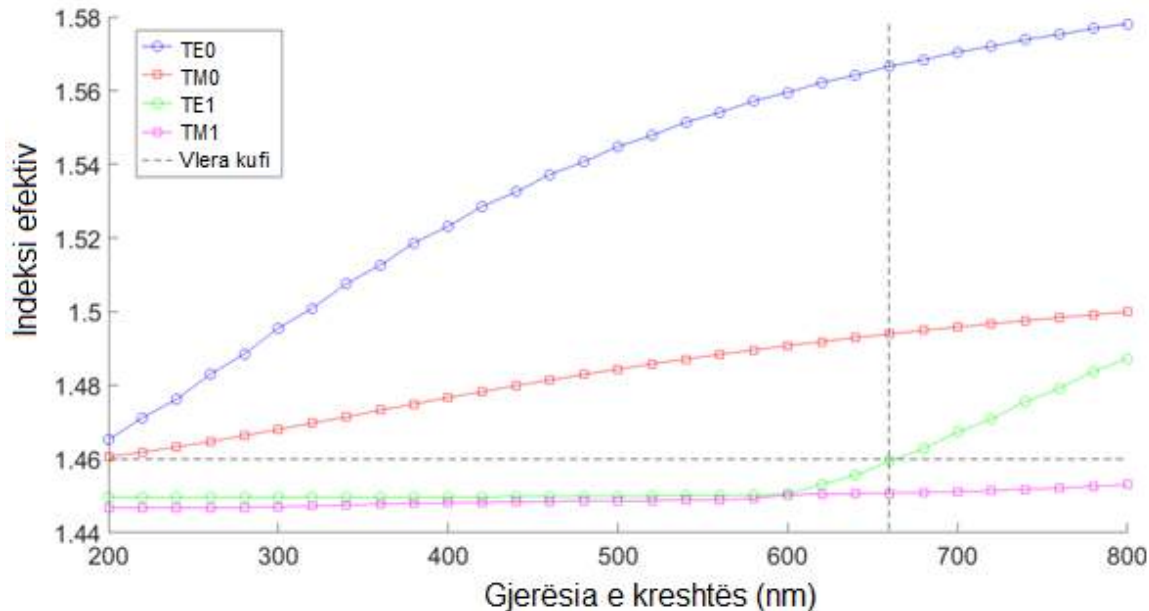


Figura 6.6 Varësia e indeksit efektiv të modave kundrejt gjerësisë së kanalit. Vetëm modat mbi vijën e zezë horizontale përhapen në valëdrejtues. Gjerësia prej 660nm është vlera kufi e punimit me një modë të vetme të kanaleve.

6.2 Analiza e humbjeve

Në mënyrë që të bëjmë një vlerësim të performancës së strukturës së re të biosensorit, me anë të programit Lumerical MODE Solutions studiuam strukturat e përfshira që nga burimi i dritës në hyrje deri në dalje të kanaleve në formë S-je. Kanalet në hyrje dhe në dalje të valëdrejtuesit MMI kanë një gjerësi prej $0.5\mu\text{m}$ e cila lidhet me punimin e tyre me një modë të vetme. Në këtë paragraf në fillim janë analizuar humbjet e shkaktuara nga çiftimi i burimit të dritës me kanalin në hyrje. Më pas, janë analizuar humbjet e valëdrejtuesit MMI duke shqyrtuar parametra të ndryshëm të tij. Për gjerësi të ndryshme të zonës MMI është vlerësuar gjatësia optimale L_{MMI} për të cilën vlera e humbjeve dhe çballancimit të fuqisë kanë vlerë minimale. Në strukturën e re të biosensorit kemi marrë në konsideratë gjerësinë $W_{MMI} = 25\mu\text{m}$. Si rrjedhojë, llogaritjet e rrezes së kurbaturës së 5 kanaleve në formë S-je janë bërë duke konsideruar këtë gjerësi. Rrezja e kurbaturës së tyre është përcaktuar në mënyrë që distanca përfundimtare midis çdo çifti kanalesh të jetë unike. Ky është një kusht i imponuar nga principi i punës së këtij biosensori interferometrik i cili kërkon që të bëhet një diferencim midis frekuencave hapësinore të tablove të interferencës të krijuar nga çdo çift kanalesh mbi kamerën CCD. Praktikisht, rrezet e kurbaturës së kanaleve në formë S-je janë përcaktuar në mënyrë që çiftet e kanaleve në fund të kenë distancat $d_{12} = 5\mu\text{m}$, $d_{23} = 15\mu\text{m}$, $d_{34} = 25\mu\text{m}$, dhe $d_{45} = 35\mu\text{m}$. Si rrjedhojë, çiftet e tjerë

të kanaleve do të kenë distancat $d_{13} = 20 \mu\text{m}$, $d_{14} = 45 \mu\text{m}$, $d_{15} = 80 \mu\text{m}$, $d_{24} = 40 \mu\text{m}$, $d_{25} = 75 \mu\text{m}$, $d_{35} = 60 \mu\text{m}$. Me këto të dhëna vihet re se distanca midis 10 çifteve të ndryshëm të kanaleve është e ndryshme. Nëse do të bënim një renditje nga vlera më e vogël në vlerën më të madhe të tyre do të kishim $d_{12} < d_{23} < d_{13} < d_{34} < d_{45} < d_{24} < d_{14} < d_{35} < d_{25} < d_{15}$. Duke përdorur këto parametra janë llogaritur humbjet për secilin kanal në formë S-je. Në fund, është bërë një analizë të humbjeve për të gjithë elementët e marrë parasysht dhe është vlerësuar humbja totale.

6.2.1 Humbja nga çiftimi i burimit të dritës me kanalën në hyrje

Një aspekt i rëndësishëm në përdorimin e valëdrejtuesve MMI është çiftimi i tyre me burimin e dritës në hyrje. Si burim në përgjithësi përdoret një pajisje lazer apo një fibrë optike standarte e cila çiftohet me kanalën në hyrje të valëdrejtuesit. Moda themelore në dalje të lazerit apo fibrës është rrethore dhe në përgjithësi më e madhe se ajo e modës themelore të kanalit në hyrje të valëdrejtuesit. Diferenca në përmasë e modave sjell humbje të konsiderueshme në pjesën e çiftimit të dritës. Për t'i zvogëluar këto humbje drita mund të fokusohet duke përdorur pjesë konike në dalje të fibrës ose duke përdorur lente në dalje të lazerit, siç tregohet në figurën 6.9a,b, respektivisht. Në mënyrë që të kemi një çiftim të mirë të burimit me kanalën hyrës është e nevojshme që të kemi një përputhje të mirë midis natyrës rrethore të rrezes së emetuar nga fibra apo lazeri me atë të kanalit. Nga simulimet për kanalën në hyrje të valëdrejtuesit MMI u pa se rrezja e modës themelore TE për të ishte $0.806 \mu\text{m}$. Nga analiza e mbivendosjes që u bë me një modë rrethore Gausiane me të njëjtën rreze, u pa se niveli i përputhjes ishte rreth 83.2%, siç tregohet në figurën 6.7. Kjo tregon se moda themelore në hyrje të valëdrejtuesit është pothuajse rrethore, siç kërkohet për të patur një çiftim të mirë me lazerin apo fibrën optike.

Në vlerësimin e humbjeve të çiftimit të burimit me kanalën hyrës të valëdrejtuesit MMI morëm në konsideratë çiftimin me fibrën optike Corning SMF-28, e cila përdoret gjerësisht në telekomunikacion [15]. Moda themelore e kësaj fibre ka profil rrethor me rreze $5.1 \mu\text{m}$ dhe indeks efektiv të thyerjes 1.4682. Eficienca e çiftimit të fuqisë e përcaktuar nga programi Lumerical MODE Solutions midis këtyre dy modave ishte rreth 10% e cila i korrespondon një humbje prej 10dB. Profilet e këtyre dy modave tregohen në figurën 6.8: Kjo është një vlerë relativisht e lartë prandaj në këtë rast është e nevojshme përdorimi i fibrave me një pjesë konike në dalje për zvogëlimin e përmasës së modës, ose përdorimi i një lenteje në rastin e një burimi lazer, siç tregohet në figurën 6.9a,b, respektivisht. Në këtë figurë është paraqitur në mënyrë skematike pjesa e çiftimit të fibrës dhe lazerit me kanalën hyrës të valëdrejtuesit MMI. Nga njëra anë sa më e vogël të jetë përmasa e njollës së dritës aq më e lartë do të jetë eficienta e çiftimit, por nga ana tjetër kjo e rrit ndjeshmërinë ndaj linearizimit me kanalën hyrës. Në vlerësimin e humbjeve të çiftimit të burimit me kanalën hyrës kemi marrë në konsideratë ekzistencën e një sistemi linearizimi me tolerancë $\pm 1 \text{ mm}$. Llogaritjet treguan se për të patur tolerancë linearizimi $\pm 1 \text{ mm}$ dhe humbje më të vogël se 3dB duhet që rrezja e modës në dalje të fibrës të jetë më e vogël se $1.14 \mu\text{m}$. Eficienta e çiftimit të dritës në dalje të fibrës me kanalën hyrës, e përcaktuar nga programi MODE Solutions midis këtyre dy modave ishte rreth 52% e cila i korrespondon humbja prej 2.84 dB.

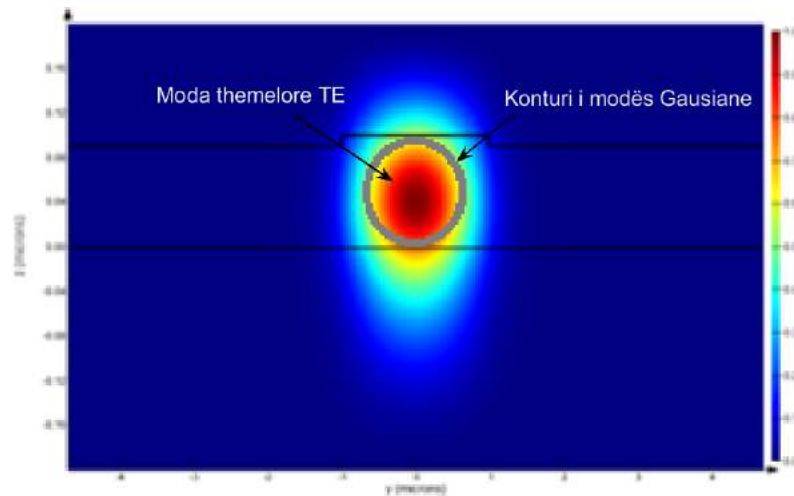


Figura 6.7 Moda themelore TE e mbivendosur me konturin e një mode Gausiane me të njëjtën rreze $r = 0.565\mu\text{m}$. Niveli i përputhjes është 83.2%.

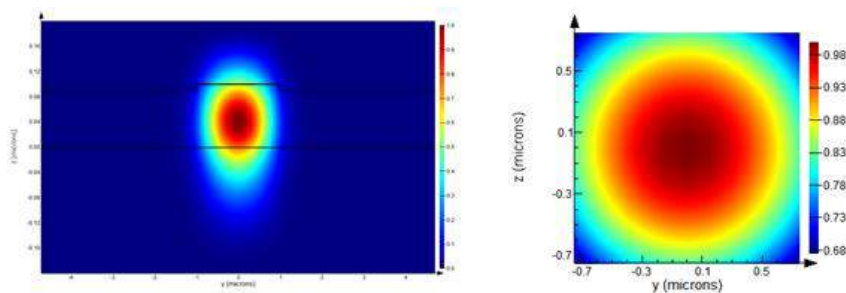
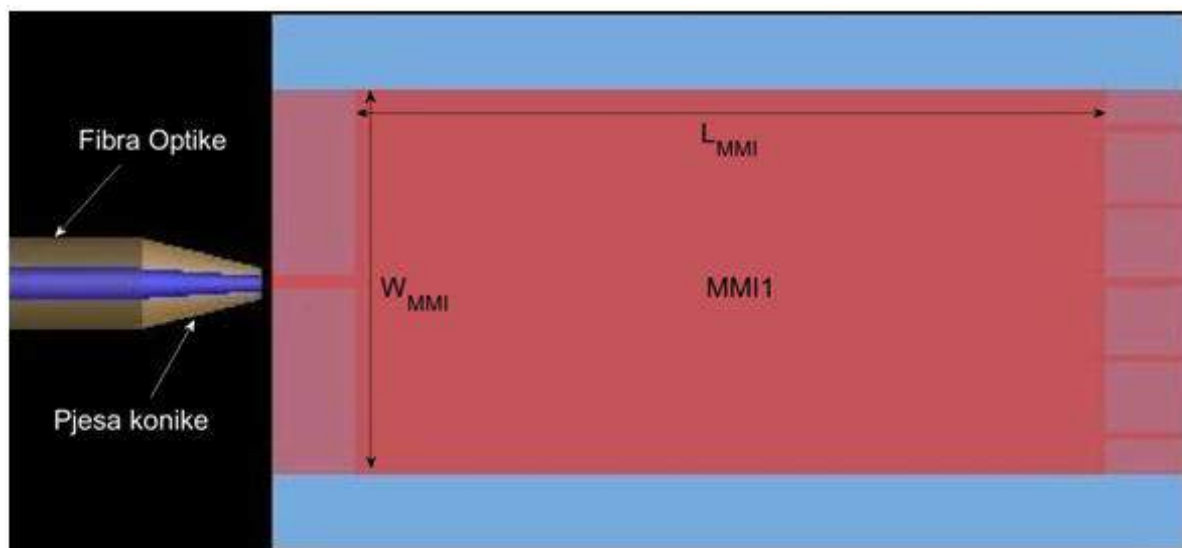


Figura 6.8 Profilet e fushave për a) modën themelore TE të kanalit në hyrje të valëdrejtuesit MMI, b) modën themelore TE të fibrës optike Corning SMF-28.

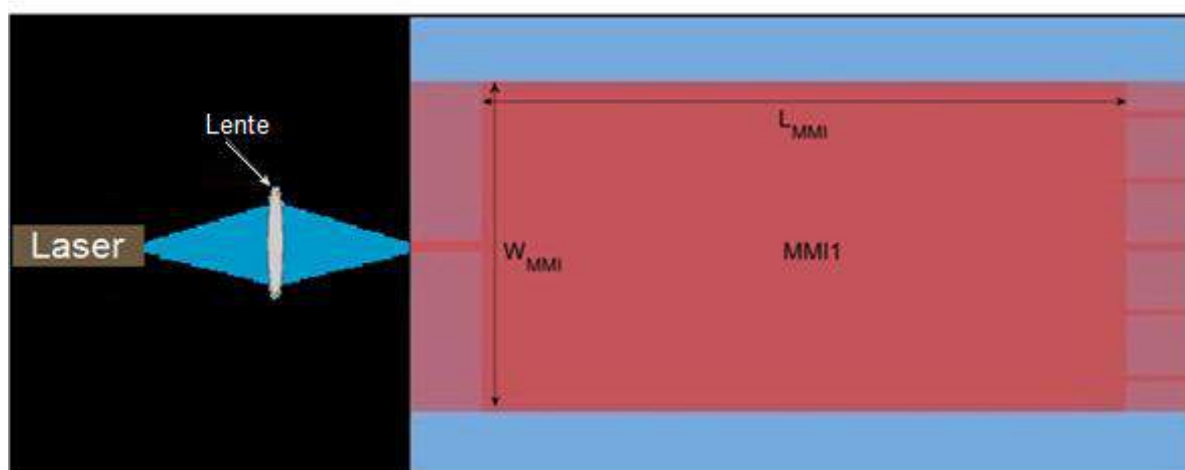
6.2.2 Humbja dhe Çballancimi i valëdrejtuesve MMI

Valëdrejtuesi MMI 1×5 me strukturë të thjeshtë

Disa prej valëdrejtuesve me humbjet më të vogla janë ato të prodhuar me teknologjinë SOI me bërthamë Si_3N_4 dhe nënshtresë/mbështjellë SiO_2 . Humbjet e vogla dhe diferenca e madhe e indekseve të thyerjes midis Si_3N_4 ($n = 2.0$) dhe SiO_2 ($n = 1.45$) krijojnë mundësinë e integritetit të lartë fotonik në këto pajisje [16]. Valëdrejtuesit MMI janë veçanërisht të përshtatshëm kur fuqia e një vale në hyrje të një strukture duhet të ndahet në mënyrë të barabartë në disa pjesë në dalje.



a)



b)

Figura 6.9 a) Çiftimi i fibrës me pjesë konike me kanalin në hyrje të valëdrejtuesit MMI, b) Çiftimi i burimit lazer me anë të një lenteje me kanalin në hyrje të valëdrejtuesit MMI.

Valëdrejtuesi MMI e kryen këtë funksion në mënyrë shumë më kompakte krahasuar me përdorimin e ndarësve në formë Y-ni, të cilët duhet të vendosen njëri pas tjetrit për të marrë një numër të madh portash në dalje [10]. Principi i veprimit të valëdrejtuesit MMI lidhet me faktin që vala optike e sjellë nga kanali në hyrje të zonës MMI, eksiton modat e lejuara në këtë zonë. Këto moda përhapen me konstante të ndryshme në zonën MMI duke interferuar me njëra-tjetrën dhe kjo shkakton formimin periodik të shëmbëllimeve të fushës në hyrje, siç është shpjeguar në kapitullin 2. Disa studimet kanë treguar se përdorimi i pjesëve konike në kanalet hyrës apo dalës të valëdrejtuesit MMI e përmirëson performancën e tyre [5, 6, 9]. Për këtë arsye kemi studiuar edhe performancën e valëdrejtuesit MMI me pjesë konike duke synuar zvogëlimin e mëtejshëm

të vlerës së Humbjeve dhe Çballancimit për këtë valëdrejtues. Në rezultatet e simulimeve të paraqitur në paragrafët më poshtë valëdrejtuesit MMI *pa* pjesë konike i jemi referuar si *struktura e thjeshtë*, ndërsa valëdrejtuesit MMI me pjesë konike në kanalet hyrës dhe dalës i jemi referuar si *struktura me pjesë konike*.

Në figurën 6.2a tregohet valëdrejtuesi MMI 1×5 i përdorur në strukturën e re të biosensorit, ndërsa në figurën 6.2b prerja e tërthortë sipas vijës BB' . Simulimet e kryera kanë analizuar dy parametrat kryesorë të performancës së valëdrejtuesve MMI, Humbjet dhe Çballancimin, të përcaktuar me ekuacionet (6.1) dhe (6.2). Për gjerësi të ndryshme të valëdrejtuesve MMI, përkatësisht 15, 25, 35, dhe 45 μm , është përcaktuar gjatësia optimale e zonës MMI ku vlera e Humbjeve dhe e Çballancimit është minimale. Rezultatet e simulimeve për strukturën e thjeshtë janë paraqitur në figurën 6.10(a-d), ndërsa në tabelën 6.2 është treguar gjatësia optimale e valëdrejtuesit MMI për të cilën vlera e humbjeve dhe çballancimit ka vlerë minimale. Nga kjo figurë si edhe nga vlerat e paraqitura në tabelën 6.2, vihet re se me rritjen e gjerësisë së valëdrejtuesit MMI gjatësia optimale e tij zhvendoset drejt vlerave më të mëdha dhe performanca e tij përmirësohet duke qenë se vlerat e Humbjeve dhe Çballancimit zvogëlohen.

Ndryshimi i gjatësisë së valës së punës në valëdrejtuesit MMI mund të ketë ndikim të konsiderueshëm në performancën e tyre [17], prandaj është me interes të studiohet toleranca e tyre kundrejt devijimit të gjatësisë së valës së burimit nga ajo optimale. Toleranca të pranueshme përse i përket prodhimit dhe gjatësisë së valës janë të rëndësishme për punimin e qëndrueshëm dhe koston e ulët të këtyre pajisjeve. Tolerancat në prodhim i referohen kontrollit të përmasave gjeometrike gjatë prodhimit të tyre dhe ndikimit që ato kanë në performancën e tyre. Tolerancat në punimin e tyre lidhen me sjelljen e pajisjes ndaj devijimeve në gjatësinë e valës, polarizim, temperaturë, shpërndarjen e fushës në hyrje dhe indeksi i thyerjes [17]. Midis valëdrejtuesve MMI me interferencë simetrike, interferencë çift dhe interferencë të përgjithshme, ato me interferencë simetrike kanë tolerancat më të mëdha ndaj devijimeve të krijuara gjatë procesit të prodhimit dhe devijimeve të gjatësisë së valës të emetuar nga burimi [17]. Në studimin e tolerancës së valëdrejtuesve MMI kemi marrë si të pranueshme për Humbjet një vlerë maksimale prej 1 dB, ndërsa për Çballancimin një vlerë maksimale prej 0.5 dB [10]. Tolerancat janë studiuar për strukturën e thjeshtë të valëdrejtuesit me gjerësi $W_{\text{MMI}} = 25 \mu\text{m}$. Figura 6.11a,b paraqet varësinë e Humbjeve dhe Çballancimit nga gjatësia e zonës MMI, L_{MMI} , për tre gjatësitë valore 637 nm, 647 nm dhe 657 nm. Duke u bazuar në këto grafik në tabelën 6.3 janë paraqitur vlerat e Humbjeve dhe Çballancimit për gjatësinë optimale $L_{\text{MMI}} = 323.2 \mu\text{m}$ për tre gjatësitë valore, ndërsa në tabelën 6.4 janë paraqitur vlera e Humbjeve dhe Çballancimit për tre gjatësitë e ndryshme të zonës MMI, L_{MMI} , 313.2 μm , 323.2 μm dhe 333.2 μm për gjatësinë valore optimale 647 nm. Nga tabela 6.3 vihet re se toleranca është mjaftueshëm e lartë në një brez 10 nm rreth gjatësisë së valës optimale 647 nm, pasi humbjet qëndrojnë nën 1 dB dhe çballancimi i fuqisë mbetet nën 0.5 dB. Gjithashtu, tabela 6.4 tregon se Humbjet ndryshojnë shumë pak nga 1 dB dhe Çballancimi është më i vogël se 0.5 dB brenda një brezi 10 μm rreth gjatësisë optimale $L_{\text{MMI}} = 323.2 \mu\text{m}$. Si rrjedhojë, arrijmë në përfundimin kjo strukturë është e përshtatshme për t'u

përdorur në aplikime praktike duke qenë se tolerancat e saj në prodhim dhe performancë janë në nivele të pranueshme.

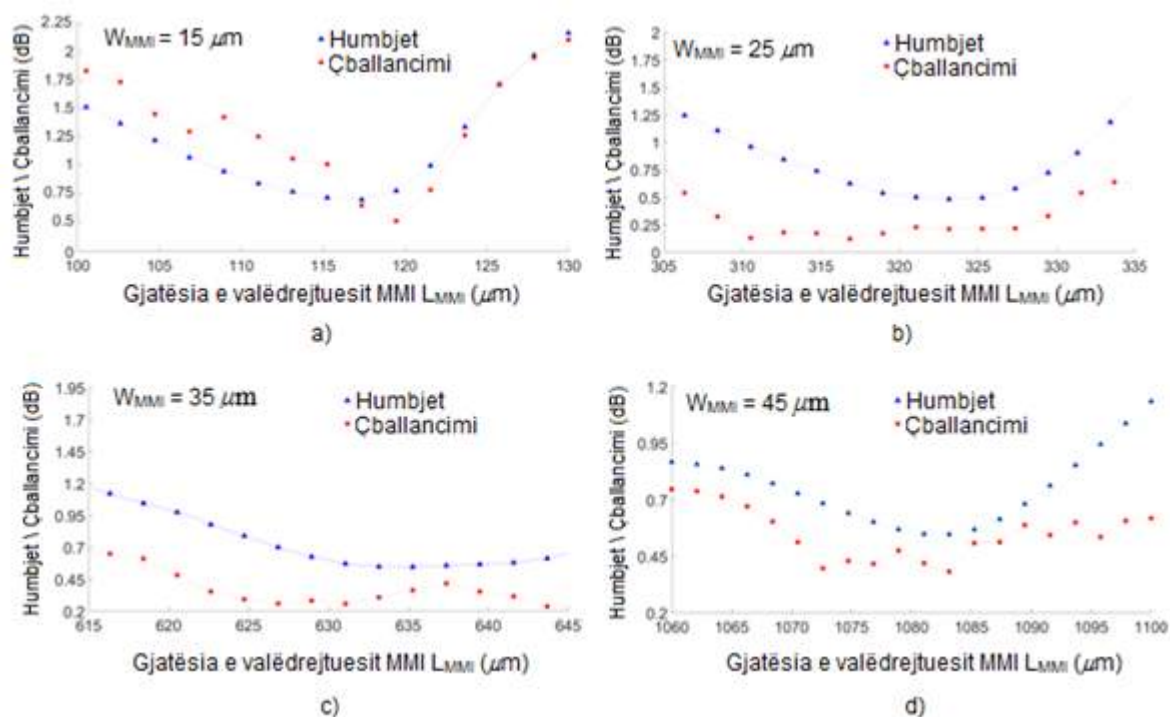


Figura 6.10 Varësia e Humbjeve dhe Çballancimit të fuqisë kundrejt gjatësisë së valëdrejtuesit MMI, L_{MMI} , për (a) $W_{MMI} = 15 \mu m$, b) $W_{MMI} = 25 \mu m$, c) $W_{MMI} = 35 \mu m$ dhe d) $W_{MMI} = 45 \mu m$.

Tabela 6.2 Vlera minimale e Humbjeve, Çballancimit dhe gjatësia optimale L_{MMI} për strukturën e thjeshtë të valëdrejtuesit MMI

$W_{MMI} (\mu m)$	15	25	35	45
Humbjet minimale (dB)	0.745	0.674	0.548	0.543
Çballancimi (dB)	0.494	0.213	0.310	0.383
$L_{MMI} (\mu m)$	117.4	323.2	633.2	1083

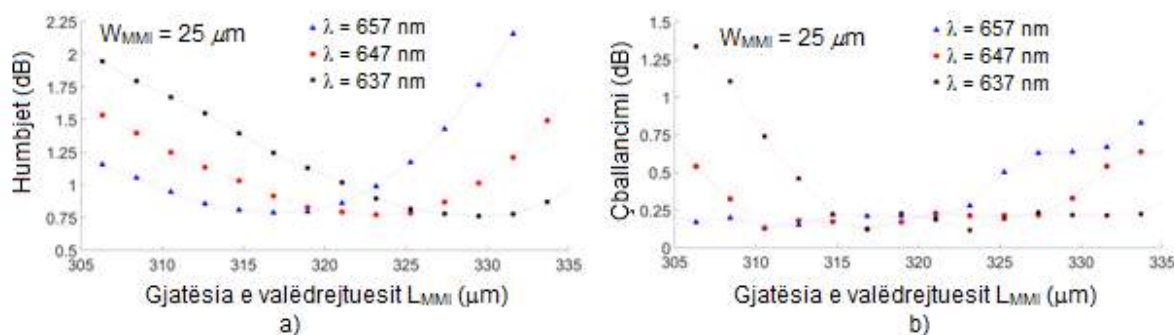


Figura 6.11 Varësia e a) Humbjeve dhe b) Çballancimit kundrejt gjatësisë L_{MMI} për tre gjatësi të ndryshme valore 657 nm, 647 nm dhe 637 nm.

Tabela 6.3 Humbja dhe Çballancimi për gjatësi të ndryshme valore për valëdrejtuesin me gjerësi $W_{MMI} = 25\mu m$ dhe gjatësi optimale $L_{MMI} = 323.2 \mu m$.

Gjatësia e valës λ (nm)	637	647	657
Humbjet (dB)	0.897	0.674	0.989
Çballancimi (dB)	0.116	0.213	0.279
Gjatësia e optimale e valëdrejtuesit MMI, L_{MMI} (μm)	323.2	323.2	323.2

Tabela 6.4 Humbja dhe Çballancimi për gjatësi të ndryshme të zonës MMI për valëdrejtuesin me gjerësi $W_{MMI} = 25\mu m$ dhe gjatësi valore $\lambda = 647$ nm.

Gjatësia e valëdrejtuesit L_{MMI} (μm)	313.2	323.2	333.2
Humbjet (dB)	0.915	0.674	1.015
Çballancimi (dB)	0.175	0.213	0.0329
Gjatësia e valës λ (nm)	647	647	647

Valëdrejtuesi MMI 1×5 me pjesë konike

Figura 6.12 tregon valëdrejtuesin MMI 1×5 ku janë vendosur porta të njëjta konike në kanalet në hyrje dhe në dalje, me gjatësi $P_l = 10 \mu m$ dhe gjerësi $P_w = 0.66 \mu m$. Gjatësia e pjesës konike, P_l , u përcaktua në mënyrë që të kemi një tranzicion të lëmuar (jo të menjëhershëm) të modës themelore nga kanali hyrës në zonën MMI, ndërsa gjerësia e pjesës konike, P_w , është marrë sa vlera maksimale e gjerësisë së kanalit e cila siguron punimin në një modë të vetme. Në këto simulime morëm në konsideratë valëdrejtuesin MMI me gjerësi $W_{MMI} = 25\mu m$. Parametrat e

tij së bashku me vlerat e Humbjeve dhe të Çballancimit të marra nga simulimet për gjatësinë optimale janë paraqitur në tabelën 6.5, ndërsa në figurën 6.13 janë paraqitur në të njëjtin grafik varësia e Humbjeve dhe Çballancimit nga gjatësia L_{MMI} si për strukturën e thjeshtë ashtu edhe për atë me pjesë konike. Nga figura vihet re se kemi një përmirësim në vlerën e këtyre parametrave sepse Humbjet janë reduktuar nga 0.674 dB në 0.443 dB ndërsa Çballancimi është reduktuar nga 0.213 dB në 0.079 dB.

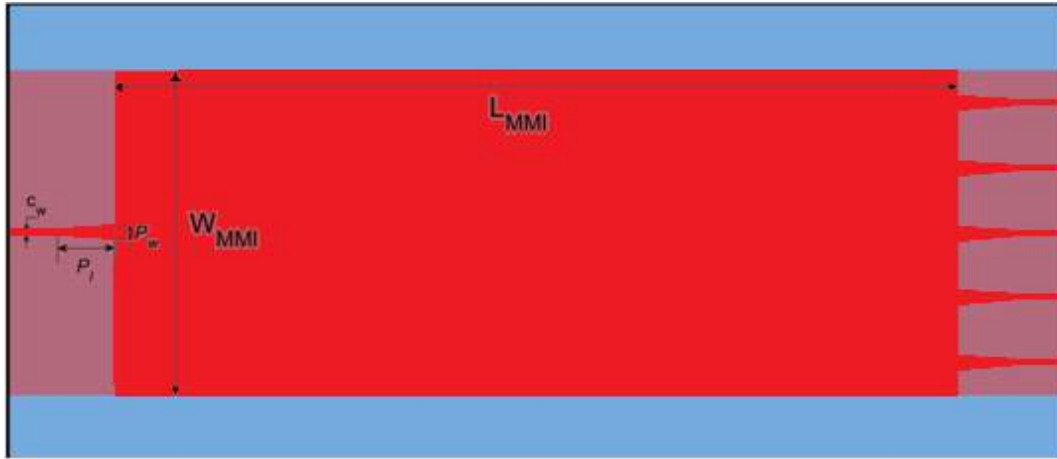


Figura 6.12 Paraqitje skematike e valëdrejtuesit MMI me pjesë konike në kanalet në hyrje/dalje. Përmasat e pjesëve konike janë të njëjta si për kanalin hyrës edhe për kanalet dalës. Gjatësia dhe gjerësia e pjesëve konike janë $P_l = 10 \mu\text{m}$ dhe $P_w = 0.66 \mu\text{m}$, respektivisht.

Tabela 6.5 Parametrat e valëdrejtuesit MMI me pjesë konike

Parametri	Simboli	Vlera	Njësia matëse
Gjerësia e valëdrejtuesit MMI	W_{MMI}	25	μm
Gjatësia e pjesës konike	P_l	10	μm
Gjerësia e pjesës konike	P_w	0.66	μm
Gjatësia optimale e valëdrejtuesit MMI	L_{MMI}	323.2	μm
Gjerësia e kanalit	c_w	0.5	μm
Humbjet	-	0.443	dB
Çballancimi	-	0.079	dB

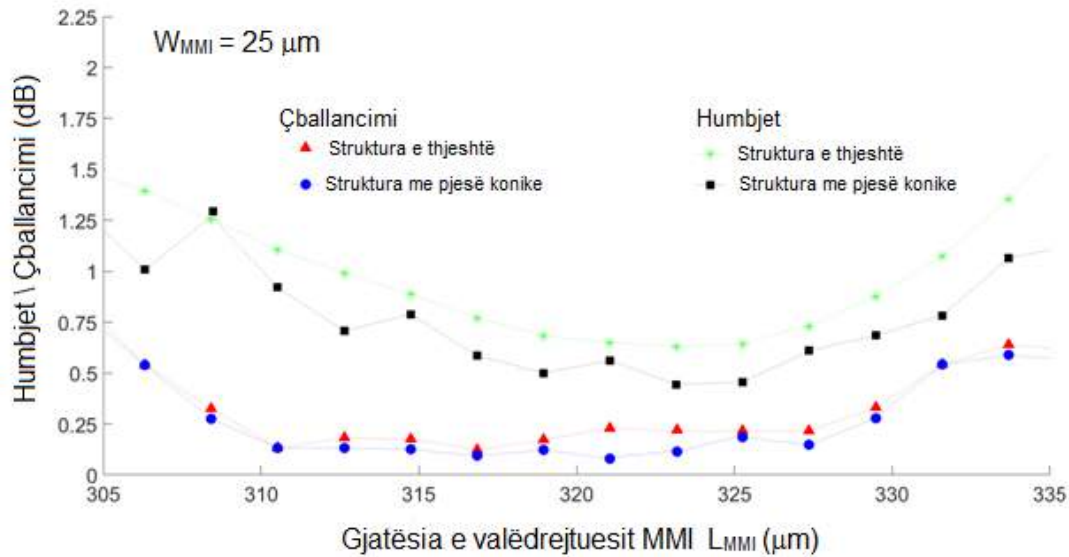


Figura 6.13 Krahasoni i Humbjeve dhe Çballancimit midis strukturës së thjeshtë dhe asaj me pjesë konike për gjerësi $W_{MMI} = 25 \mu m$.

6.2.3 Analiza e humbjeve për kanalet e përkulur në formë S-je

Kanalet e përkulur përdoren gjerësisht në pajisjet optike për transmetimin e sinjalit sipas një rruge të caktuar [1]. Në strukturën e re të biosensorit kanalet e përkulur janë kanalet në formë S-je të cilët realizojnë ndarjen unike midis çifteve të kanaleve në dalje. Kjo do të na lejojë të diferencojmë frekuencat hapësinore të secilit çift kanalesh mbi kamerën CCD të biosensorit, duke na lejuar kryerjen e matjeve paralele dhe të pavarura nga njëra-tjetra. Praktikisht, distanca midis kanaleve në dalje do të jetë $d_{12} = 5 \mu m$, $d_{23} = 15 \mu m$, $d_{34} = 25 \mu m$, dhe $d_{45} = 35 \mu m$. Në figurën 6.14 është paraqitur një pamje e zmadhuar e zonës ku ndodhen kanalet e përkulur në formë S-je në strukturën e re të biosensorit. Shkaqet kryesore të humbjeve në kanalet në formë S-je vijnë nga disa faktorë. Një nga faktorët kryesorë është shpërhapja dhe rrjedhja e sinjalit në nënshtrësë apo mbështjellë, por puke qenë se në përgjithësi kanalet e përkulur kanë përmasa të vogla këto humbje janë të vogla. Një faktor tjetër i rëndësishëm janë humbjet e shkaktuara për shkak të mospërputhjes së modave midis kanalit të drejtë dhe atij të përkulur. Kjo çon në shpërhapje të sinjalit në zonat ku rrezja ndryshon në mënyrë të menjëhershme [18].

Në vlerësimin e humbjeve të kanaleve në formë S-je është përdorur metoda numerike e diferencave të fundme në rrafshin e kohës (FDTD). Në simulimet e kryera u analizuan në fillim humbjet në $dB/\mu m$ për kanalet e përkulur me rreze kurbature me vlerë në brezin 20-70 μm , me një hap 5 μm midis secilës vlerë. Rezultatet e marra nga simulimet janë paraqitur në figurën 6.15 e cila tregon qartë se me rritjen e rrezes së kurbaturës vlera e humbjeve zvogëlohet pothuajse në mënyrë eksponenciale. Duke bërë një përafrim të këtij grafiku me një funksion eksponencial u mor ekuacioni $f(x) = 0.159 * \exp(-0.073 * x)$. Vlera e koeficientit të korrelacionit për këtë përafrim është $R^2 = 0.993$ e cila tregon se përafrimi është i kënaqshëm. Përmes këtij ekuacioni

dhe vlerave për rrezen e kurbaturës së kanaleve në formë S-je nga tabela 6.1, u llogaritën humbjet në dB/ μm për secilin kanal.

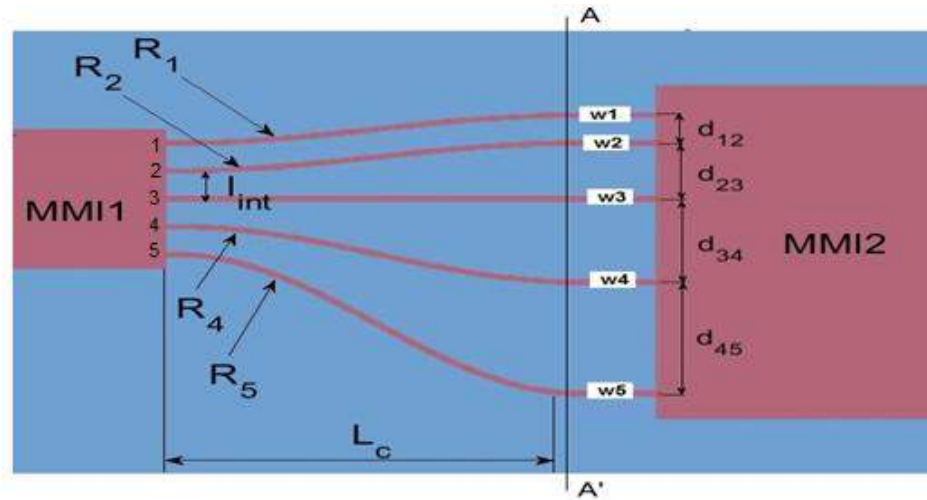


Figura 6.14 Pamje e zmadhuar e zonës ku ndodhen kanalet e përkulur në formë S-je në strukturën e re të biosensorit.

Për kanalin e drejtë, përkatësisht kanalin e tretë me rreze kurbature $R_3 = \infty$, u bë një simulim i veçantë dhe për të u vlerësua humbja 0.0002 dB/ μm . Duke qenë se për secilin kanal në formë S-je dimë gjatësinë lineare L_c , dhe rrezen e kurbaturës R , llogaritëm gjatësinë totale dhe më pas humbjen totale të secilit kanal. Parametrat e kanaleve në formë S-je vlerat përkatëse të humbjeve dhe humbja totale janë paraqitur në tabelën 6.6.

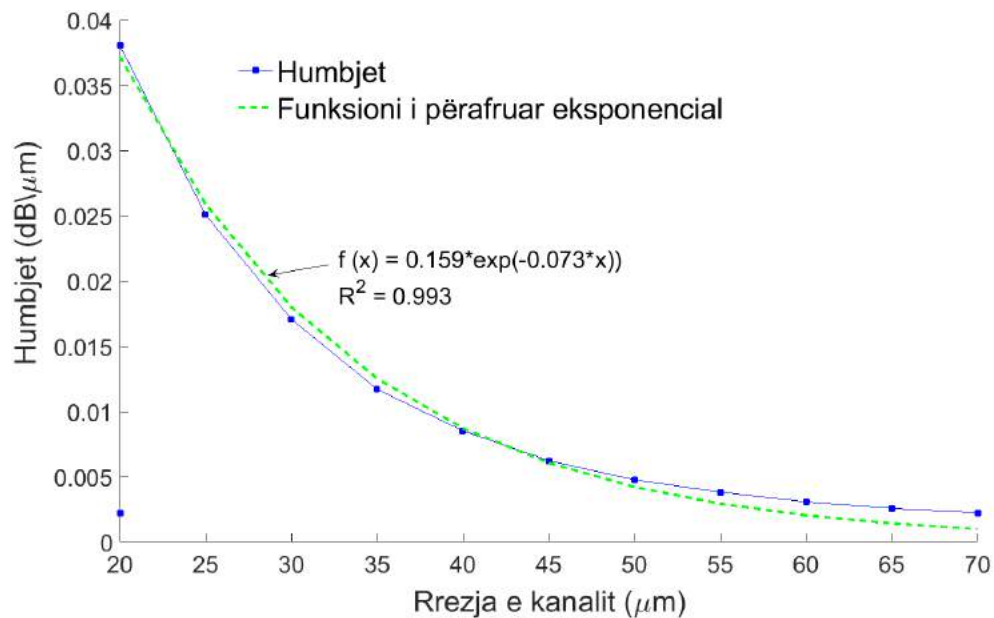


Figura 6.15 Varësia e humbjeve nga rrezja e kanalit në formë S-je.

Tabela 6.6 Parametrat e kanaleve në formë S-je dhe humbjet përkatëse

Kanali	Rrezja e kurbaturës	Humbjet (dB/ μm)	Gjatësia totale e kanalit (μm)	Humbjet totale (dB)
1	$R_1 = 65 \mu\text{m}$	0.0026	204.1	0.531
2	$R_2 = 65 \mu\text{m}$	0.0026	204.1	0.531
3	$R_3 = \infty$	0.0002	50	0.01
4	$R_4 = 36.25 \mu\text{m}$	0.0113	113.825	1.286
5	$R_5 = 25$	0.0251	78.5	1.97
Totali				4.382 dB

6.3 Analiza e humbjeve totale të strukturës

Figura 6.16 tregon në mënyrë skematike një përmbledhje të elementëve të shqyrtuar dhe të vlerave respektive të humbjeve të llogaritura në paragrafët më sipër. Në skemën përmbledhëse të figurës 6.16 janë marrë në konsideratë a) Humbjet e shkaktuara nga çiftimi i burimit të dritës (fibër me pjesë konike ose drita e një pajisje lazer e fokusuar me lente) me kanalën në hyrje të valëdrejtuesit MMI për një tolerancë linearizimi $\pm 1 \text{ mm}$ (2.84 dB), b) Humbjet e shkaktuara nga ndarja në pesë pjesë e fushës hyrëse nga struktura e thjeshtë e valëdrejtuesit MMI 1×5 me gjerësi $W_{\text{MMI}} = 25 \mu\text{m}$ për gjatësinë e valës $\lambda = 647 \text{ nm}$ (0.674 dB), c) Çballancimi i fuqisë që do të ndikojë në kanalën me performancë më të ulët (0.213 dB), d) Humbjet totale të futura nga përdorimi i kanaleve në formë S-je (4.382 dB). Shuma e humbjeve nga të gjithë elementët e shqyrtuar është 8.109 dB.

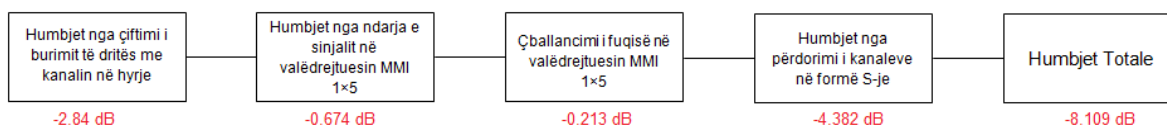


Figura 6.16 Bllok diagram e cila tregon humbjet e elementëve të strukturës së re të biosensorit që janë marrë në shqyrtim.

Nëse do të merrnim në konsideratë humbjet e valëdrejtuesit MMI me pjesë konike, atëherë vlera e humbjeve të shkaktuara nga ndarja e fushës hyrëse në pesë pjesë nga valëdrejtuesi MMI do të ishte 0.443 dB ndërsa vlera e çballancimit 0.079 dB. Si rrjedhojë, vlera e humbjeve totale do të reduktohej në 7.744 dB.

6.4 Përfundimet

Në këtë kapitull pas prezantimit të proceseve aktuale në teknologjinë fotonike dhe procedurave të modelimit të pajisjeve optike, u prezantua një strukturë të re dhe më kompakte për biosensorin interferometrik të bazuar në dy valëdrejtues MMI. Për këtë strukturë u studiua performanca duke

simuluar dhe analizuar në veçanti elementët përbërës të saj, duke vlerësuar në fund mundësinë e aplikimit praktik të saj. Projektimi është kryer duke ndjekur procedurat e duhura në përputhje me kërkesat dhe standardet e kohëve të sotme në teknologjinë fotonike [19]. Elementët e analizuar të kësaj strukture përfshijnë burimin e dritës (fibër optike ose pajisje lazer) të çiftuar me kanalin hyrës të valëdrejtuesit MMI, valëdrejtuesin MMI me interferencë simetrike për ndarjen e fuqisë optike të dritës së burimit në pesë pjesë të barabarta, dhe kanalet në formë S-je të cilët realizojnë ndarjen unike midis kanaleve në dalje. Për burimin e dritës me tolerancë linearizimi $\pm 1\text{mm}$, u arrit një efikasitet çiftimi rreth 52% me kanalin hyrës, ndërsa për valëdrejtuesit MMI, përmes përdorimit të pjesëve konike në kanalet në hyrje dhe në dalje, vlera e humbjeve u reduktua nën 0.5 dB ndërsa çballancimi i fuqisë u reduktua nën 0.08 dB. Gjithashtu, u tregua një tolerancë e mjaftueshme e valëdrejtuesve MMI për devijim 10 nm të gjatësisë së valës rreth vlerës optimale, dhe për devijim të gjatësisë së valëdrejtuesit MMI 10 μm rreth vlerës optimale. Pas vlerësimit të humbjeve të kanaleve në formë S-je u bë një analizë e humbjeve totale e të gjithë elementëve, duke treguar se performanca e pjesës së marrë në shqyrtim është e kënaqshme dhe e krahasueshme me atë të strukturave optike të ndërtuara me teknologjinë fotonike aktuale.

Referencat

- [1] Chrostowski, L. and M. Hochberg, *Silicon Photonics Design: From Devices to Systems*. 2015: Cambridge University Press.
- [2] Lumerical Solutions Inc., *Lumerical MODE Solutions*. 2003-2015: Vancouver, Canada. Available at <https://www.lumerical.com/tcad-products/mode/>
- [3] Hill, M.T., et al., *Optimizing imbalance and loss in 2×2 3-dB multimode interference couplers via access waveguide width*. Lightwave Technology, Journal of, 2003. **21**(10): p. 2305-2313.
- [4] Dai, D. and S. He, *Optimization of ultracompact polarization-insensitive multimode interference couplers based on Si nanowire waveguides*. Photonics Technology Letters, IEEE, 2006. **18**(19): p. 2017-2019.
- [5] Halir, R., et al., *Compact high-performance multimode interference couplers in silicon-on-insulator*. Photonics Technology Letters, IEEE, 2009. **21**(21): p. 1600-1602.
- [6] Halir, R., et al., *A design procedure for high-performance, rib-waveguide-based multimode interference couplers in silicon-on-insulator*. Lightwave Technology, Journal of, 2008. **26**(16): p. 2928-2936.
- [7] Besse, P., et al., *Optical bandwidth and fabrication tolerances of multimode interference couplers*. Lightwave Technology, Journal of, 1994. **12**(6): p. 1004-1009.
- [8] Ulrich, R. and T. Kamiya, *Resolution of self-images in planar optical waveguides*. JOSA, 1978. **68**(5): p. 583-592.
- [9] Thomson, D., et al., *Low loss MMI couplers for high performance MZI modulators*. Photonics Technology Letters, IEEE, 2010. **22**(20): p. 1485-1487.
- [10] Soldano, L.B. and E. Pennings, *Optical multi-mode interference devices based on self-imaging: principles and applications*. Lightwave Technology, Journal of, 1995. **13**(4): p. 615-627.
- [11] La Fontaine, B., *Lasers and Moore's law*. SPIE Professional, October, 2010: p. 20.
- [12] Jain, K., *Excimer laser lithography*. 1990.
- [13] Ymeti, A., et al., *Realization of a multichannel integrated Young interferometer chemical sensor*. Applied optics, 2003. **42**(28): p. 5649-5660.
- [14] Mokkapati, S. and C. Jagadish, *III-V compound SC for optoelectronic devices*. Materials Today, 2009. **12**(4): p. 22-32.
- [15] DeCusatis, C., *Handbook of fiber optic data communication: a practical guide to optical networking*. 2013: Academic Press.
- [16] Shaw, M.J., et al. *Fabrication techniques for low-loss silicon nitride waveguides*. in *MOEMS-MEMS Micro & Nanofabrication*. 2005. International Society for Optics and Photonics.
- [17] AL-HETAR, A.M. and Z.A. SHAMSAN, *Bandwidth and Fabrication Tolerance Criterion for Multimode Interference Splitters*.
- [18] Vlasov, Y. and S. McNab, *Losses in single-mode silicon-on-insulator strip waveguides and bends*. Optics express, 2004. **12**(8): p. 1622-1631.
- [19] Chrostowski, L., et al. *Design methodologies for silicon photonic integrated circuits*. in *SPIE OPTO*. 2014. International Society for Optics and Photonics.

KAPITULLI 7

Analiza e Gabimit në Fazë dhe Ndikimit Reciprok për strukturën e dytë të biosensorit me valëdrejtues MMI

Meqenëse, principi i punës së biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI, të prezantuar në kapitullin 6, është i njëjtë me atë të IY me katër kanale optik atëherë ai do të ketë të njëjtat avantazhe dhe probleme që vijnë nga ky princip. Në këtë kapitull janë analizuar gabimet në matje për strukturën e dytë të biosensorit me valëdrejtues MMI si edhe teknikat e mundshme për reduktimin e tyre.

7.1 Analiza teorike e Gabimit në Fazë dhe Ndikimit Reciprok

Kur në dritaren ndijore të njërit prej kanaleve matës të IY ndodh një bashkëveprim receptor-molekulë, një ndryshim i caktuar faze do të shkaktohet në valën që kalon në këtë kanal. Teorikisht ky ndryshim faze duhet të shfaqet në të gjitha tablotë individuale të interferencës të krijuara nga çiftet e kanaleve që e përmbajnë këtë kanal [1]. Por nga matjet që janë kryer me IY është vënë re se ndryshimi i fazës në të gjithë çiftet e kanaleve devijon pak nga ai që pritet teorikisht [2]. Psh, në qoftë se në kanalin 1 ndodh një ndryshim faze $0.5 \times 2\pi$, ndryshimet e fazës për çiftet e kanaleve që e përmbajnë kanalin 1 (çiftet 1-2, 1-3, dhe 1-4) ndryshojnë nga kjo vlerë me një maksimum afërsisht $0.05 \times 2\pi$ [2]. Devijimi për çiftet e kanaleve për të cilët pritet ky ndryshim (në këtë rast çiftet që përmbajnë kanalin 1) quhet *Gabimi në Fazë (GF)*. Gjithashtu është vënë re se ndryshimi i fazës shfaqet edhe në çiftet e kanaleve 2-3, 3-4, dhe 2-4 tek të cilët teorikisht nuk duhet të ekzistonte. Vlerat që merren për këto çifte kanalesh kanë një maksimum afërsisht $0.035 \times 2\pi$ dhe njihen si *Ndikimi Reciprok (NR)* [2].

Nga studimi i kryer nga Ymeti [1] është treguar që vlerat e GF dhe NR varen nga sasia e ndryshimit të fazës. Nga matjet me IY është vënë re se GF dhe NR minimizohen në ~ 0 kur ndryshimi i fazës i futur në njërin prej kanaleve është një shumëfish i 2π ($N \times 2\pi$), ku N është një numër i plotë (pra kemi një numër të plotë shiritash të shndritshëm dhe të errët të interferencës mbi kamerën CCD). Për më tepër, GF dhe NR ndryshojnë në mënyrë periodike me periodë 2π dhe arrijnë vlerën maksimale kur ndryshimi i fazës i futur në njërin prej kanaleve është afërsisht $(N + 0.5) \times 2\pi$. Një arsye për këto devijime qëndron me mënyrën e funksionimit të algoritmit të transformimit të shpejtë fourier, i njohur si FFT (*Fast Fourier Transform*) [3, 4], i cili përdoret në analizën e sinjalit të tablosë finale të interferencës. Meqenëse kamera CCD që përdoret për të rregjistruar tablonë finale të interferencës përbëhet nga një numër i fundëm pikselash, distanca hapësinore midis tyre do të përcaktojë intervalin e kampionimit të sinjalit.

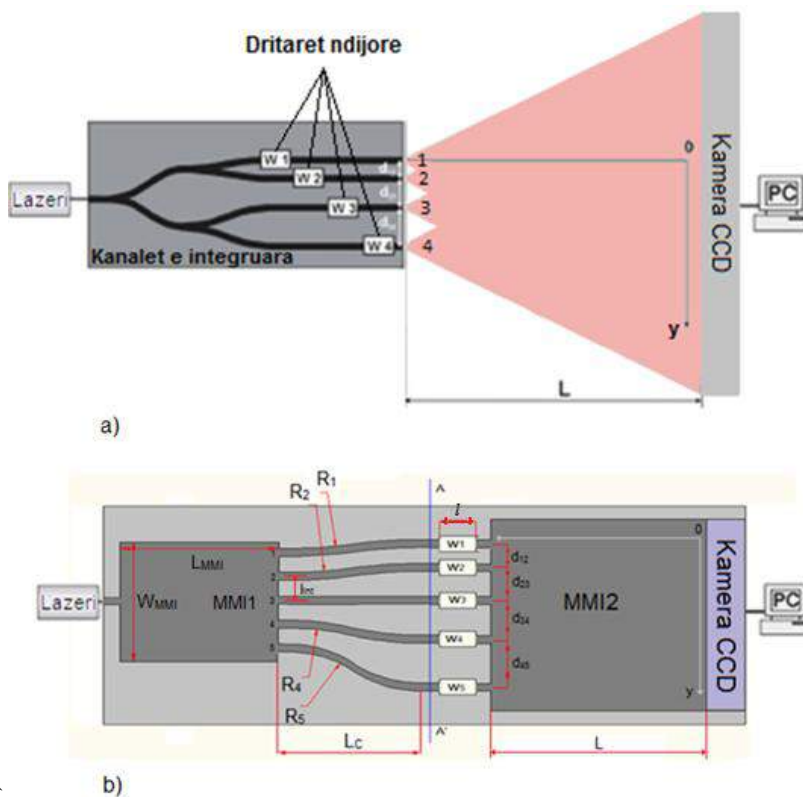


Figura 7.1 Paraqitja skematike. a) IY me katër kanale të integruar. Marrë nga [2]. © The Optical Society 2003. b) Struktura e re e biosensorit me dy valëdrejtues MMI. W_i përcakton dritaren ndijore për kanalën e i -të, d_{ij} është distanca midis kanaleve i dhe j , L është distanca midis kamerës CCD dhe pjesës fundore të kanaleve.

Ekuacioni (5.3) tregon se frekuenca hapësinore e shiritave të krijuar nga interferenca valëve nga dy kanale të çfarëdoshëm i dhe j varet nga distanca midis tyre d_{ij} , gjatësia e valës së burimit λ , dhe nga distanca L midis kamerës CCD dhe pjesës fundore të kanaleve. Pasi aplikojmë FFT-në në sinjalin e tablosë finale të interferencës llogarisim spektrin diskret të frekuencave hapësinore që përmban kjo tablo. Kur përdoret FFT për të matur përmbajtjen frekuencore të një sinjali, në përgjithësi analiza bëhet në një numër të fundëm kampjonesh, duke qenë se në realitet në përgjithësi sinjalet janë të fundëm në kohë. Nga ana e saj FFT supozon se sinjali është periodik dhe i vazhduar dhe që ky numër i fundëm kampjonesh është një numër i plotë periodash të sinjalit. Prandaj, nëse të dhënat e sinjalit nuk përfshijnë një numër të plotë periodash atëherë dy pikat fundore të tij, të cilat FFT supozon se përputhen, nuk do të përputhen, duke bërë që sinjali mos të jetë i vazhduar. Kjo mungesë vazhdueshmërie e sinjalit bën që frekuencat e llogaritura nga FFT të mos përputhen plotësisht me frekuencat reale të sinjalit por të ndodhen midis dy frekuencave më të afërta [5]. Në këtë rast, energjia nga maksimumi kryesor rrjedh në frekuencat fqinjë duke shkaktuar shfaqjen e maksimumeve anësor në spektrin e sinjalit. Kjo dukuri njihet si *rrjedhja spektrale* dhe është një faktor që shkakton një shtrembërim të përmbajtjes frekuencore të sinjalit. Për sinjale të cilët përmbajnë më tepër se një frekuencë, maksimumet anësor të një frekuence mund të mbivendosen me maksimumet kryesorë të frekuencave të tjera duke

shkaktuar pasaktësi në pozicionimin e maksimumit kryesor. Në biosensorin me valëdrejtues MMI, ku tabloja finale e interferencës përbëhet nga dhjetë tablo individuale të interferencës, të cilat rezultojnë në dhjetë frekuenca të ndryshme hapësinore, ky efekt është i rëndësishëm.

Nëse do të kemi një numër të plotë shiritash në tablonë finale të interferencës mbi kamerën CCD, do të thotë se kemi një numër të plotë periodash të sinjalit. Në këtë rast frekuencat hapësinore të përcaktuara nga FFT do të përputhen me frekuencat hapësinore të sinjalit të tablosë finale të interferencës. Distanca nga kamera CCD për të cilën arrihet ky kusht njihet si *distanca e përputhjes*. Në figurën 7.2 paraqiten intensiteti i tablosë finale të interferencës si edhe amplituda dhe faza e frekuencave hapësinore të marra nga simulimi i biosensorit me valëdrejtues MMI në distancën e përputhjes: amplitudat e dhjetë frekuencave hapësinore të llogaritura nga FFT kanë pike të rregullta dhe simetrike të pozicionuara qartë në frekuencat hapësinore përkatëse. Kjo lejon një lexim të qartë të fazës së tyre. Në të kundërt, nëse nuk arrihet përputhja e frekuencave hapësinore, dhjetë piket e amplitudave të frekuencave hapësinore të llogaritura nga FFT do të jenë të deformuara sepse do të kenë pësuar një ndryshim në lartësinë dhe gjerësinë e tyre për shkak të rrjedhjes spektrale. Si rrjedhojë, do të shfaqen pasaktësi në leximin e fazës së frekuencave hapësinore duke shkaktuar lindjen e GF dhe NR. Gjetja e distancës së përputhjes, në të cilën frekuencat e përcaktuara nga FFT përputhen me ato të sinjalit në shqyrtim, është shumë kritike sepse matjet kanë treguar që edhe kur vetëm një ose disa prej frekuencave hapësinore të tablove individuale të interferencës nuk përputhen me ato të përcaktuara nga FFT, atëherë GF dhe NR janë përsëri të konsiderueshme [1].

Midis faktorëve të tjerë që ndikojnë në shfaqjen e këtyre devijimeve mund të përmendim edhe ekzistencën e zhurmës në sinjalin e marrë nga kamera CCD si edhe rezolucioni i dobët i saj. Rregullimi i distancës L nga kamera CCD në mënyrë që të arrihet distanca e përputhjes së frekuencave ka probleme eksperimentale [1]. Duke përdorur teknika të cilat zvogëlojnë efektet e rrjedhjes spektrale dhe përmirësojnë saktësinë e pozicionimit të pikeve të amplitudës së frekuencave hapësinore, vlerat e GF dhe NR mund të zvogëlohen më tej. Ndër to mund të përmendim përdorimin e funksioneve dritare dhe rritjen e rezolucionit të kamerës CCD. Në paragrafin 7.3 do të trajtohen këto metoda për strukturën e dytë të biosensorit me valëdrejtues MMI, të cilat synojnë të zvogëlojnë efektin e faktorëve të përmendur më sipër

7.2 Simulimi i tablosë finale të interferencës dhe llogaritja e GF dhe NR për biosensorin me valëdrejtues MMI

Për biosensorin me valëdrejtues MMI, të treguar në figurën 7.1b, simuluar tablonë finale të interferencës, duke u bazuar në ekuacionin (5.1) me parametrat e strukturës të prezantuar në kapitullin 6. Praktikisht në këtë simulim u përdorën gjatësia e valës optimale $\lambda = 647 \text{ nm}$, dhe distancat midis kanaleve $d_{12} = 5 \mu\text{m}$, $d_{23} = 15 \mu\text{m}$, $d_{34} = 25 \mu\text{m}$, dhe $d_{45} = 35 \mu\text{m}$. Distanca midis pjesës fundore të kanaleve dhe kamerës CCD është marrë $L = 60 \text{ mm}$. Frekuenca maksimale hapësinore në sinjalin e tablosë finale të interferencës krijohet nga tabloja individuale e interferencës midis kanalit 1 dhe 5, duke qenë se $d_{15} = 80 \mu\text{m}$ është distanca maksimale midis kanaleve. Duke zëvendësuar të dhënat në ekuacionin (5.3) marrim që kjo frekuencë është

$k_{15} = 2061 \text{ m}^{-1}$. Bazuar në teoremën e Nyquistit sipas të cilës frekuenca e kampionimit f_k , duhet të jetë më e madhe se dyfishi i frekuencës maksimale në mënyrë që të kemi një riprodhim të saktë të sinjalit të kampionuar [6], atëherë frekuenca minimale e kampionimit që mund të përdorim në simulime është $f_{k,min} = 2k_{15} = 4122 \text{ m}^{-1}$. Pas disa simulimesh u arrit në përfundimin se kushti i përputhjes së frekuencave arrihet kur përdoret frekuenca e kampionimit $f_k = 6000 \text{ m}^{-1}$.

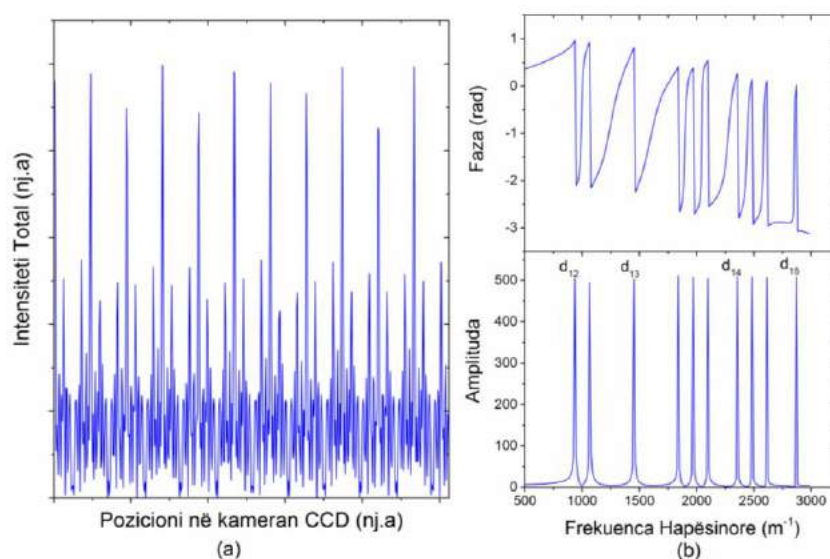


Figura 7.2 a) Tabloja finale e interferencës për biosensorin me valëdrejtues MMI të llogaritur për $L = 60 \text{ mm}$, $d_{12} = 5 \mu\text{m}$, $d_{23} = 15 \mu\text{m}$, $d_{34} = 25 \mu\text{m}$, dhe $d_{45} = 35 \mu\text{m}$, b) Amplituda (poshtë) dhe Faza (sipër) e frekuencave të llogaritura pas aplikimit të FFT-së në tablonë finale të interferencës.

Në figurën 7.2(a) paraqitet sinjali i tablosë finale të interferencës të marrë nga simulimi i interferencës së valëve divergjuese që dalin nga 5 kanalet e biosensorit me valëdrejtues MMI, ndërsa në figurën 7.2(b) tregohen frekuencat hapësinore të llogaritura nga përdorimi i FFT-së mbi sinjalin e tablosë finale të interferencës. Ashtu siç pritej, u morën 10 pike të ndryshëm të amplitudës pas aplikimit të FFT-së, të cilat u përkasin 10 frekuencave të ndryshme hapësinore k_{ij} të krijuara nga 10 çiftet e ndryshme të kanaleve. Figura 7.2(b) tregon se mund të lexohen qartë vlerat e frekuencave dhe të fazës përkatëse për 10 çiftet e ndryshme të kanaleve të këtij biosensori. Piket e amplitudave janë të rregullta dhe simetrike dhe vetëm maksimumi kryesor i spektrit frekuencor të secilit çift kanalesh është i pranishëm. Nëse kanalet 1, 2, 3, dhe 4 do të zgjidhen si kanale matës dhe kanali 5 si referencë, atëherë do të jetë e mundur në princip të analizohen në mënyrë të pavarur dhe paralelisht 4 bashkëveprime të ndryshme receptor-molekulë në dritaret ndijore të kanaleve matës. Për biosensorin me valëdrejtues MMI janë studiuar gjithashtu GF dhe NR për vlera të ndryshme të ndryshimit të fazës në kanal 1. Duke ndryshuar fazën në kanal 1 nga 0 në $2 \times 2\pi$ u vu re se GF dhe NR, ashtu si në IY me katër kanale, ndryshojnë me periudë 2π për të gjithë çiftet e kanaleve. Rezultatet e simulimeve të paraqitura në figurën 7.3 përputhen me ato të pajisjes reale, prandaj programi i simulimit në Matlab që kemi

ndërtuar përveç të tjerash mund të përdoret për të studiuar se si ndryshojnë gabimet e bëra gjatë matjeve, përkatësisht Gabimi në Fazë dhe Ndikimi Reciprok.

7.3 Implementimi i teknikave të ndryshme për zvogëlimin e GF dhe NR

7.3.1 Përdorimi i funksioneve dritare në zvogëlimin e rrjedhjes spektrale

Një metodë për të zvogëluar efektin e rrjedhjes spektrale të shkaktuar nga zbatimi i FFT-së në një sinjal që nuk përmban një numër të plotë periodash, është shumëzimi i sinjalit me një funksion dritare në rrafshin e kohës [7]. Proçesi i shumëzimit të sinjalit të matur me një funksion dritare njihet si *teknika e dritareve* dhe funksioni i përdorur njihet si *funksioni dritare*. Funksionet dritare kanë një maksimum të barabartë me 1 në qendër dhe bien drejt zeros në të dyja anët e këtij maksimumi duke i zbutur vlerat e sinjalit në kufijtë e intervalit të matur (përveç funksionit dritare Drejtkëndor), siç tregohet në figurën 7.5(a). Kjo bën që pikat fundore të sinjalit të përputhen kur ai të trajtohet si periodik nga ana e FFT-së.

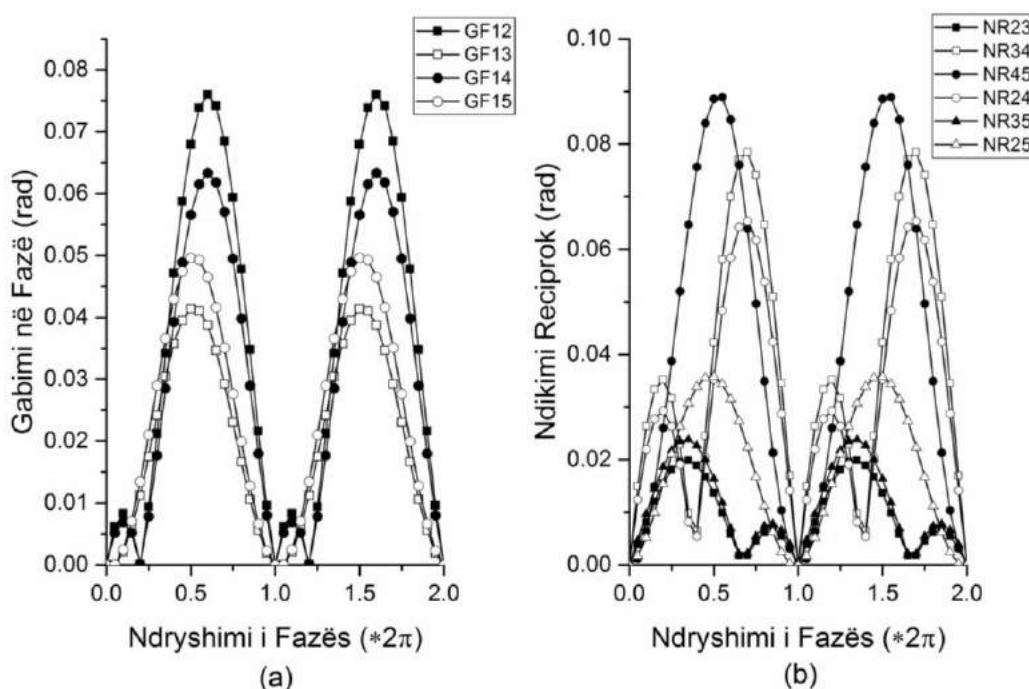


Figura 7.3 a) Gabimi në Fazë (GF_{1i} , $i = 2,3,4$), dhe b) Ndikimi Reciprok (NR_{ij} , $i,j \neq 1$) në biosensorin me valëdrejtues MMI me pesë kanale kur ndryshimi i fazës i futur në kanalin 1 ndryshon në mënyrë graduale nga 0 në $2 \times 2\pi$.

Si rrjedhojë, do të kemi një sinjal të vazhduar dhe kjo do të zvogëlojë rrjedhjen spektrale duke rezultuar në një matje më të saktë të spektrit të frekuencave. Për të kuptuar se si një dritare ndikon në spektrin e frekuencave të një sinjali duhet të njihen karakteristikat e frekuencore të saj. Disa prej funksioneve dritare më të njohur të cilët i kemi përdorur edhe në simulimet e bëra janë:

- Dritarja Drejtkëndore
- Dritarja Hanning
- Dritarja Hamming
- Dritarja Blackman
- Dritarja Gausiane
- Dritarja Bartlett

Shumëzimi i një sinjali me një dritare në rrafshin e kohës është i njëvlershëm me konvolucionin në rrafshin e frekuencave të spektrit të frekuencave të sinjalit me spektrin e frekuencave të dritares së përdorur, siç tregohet në figurën 7.4. Edhe kur nuk përdorim asnjë dritare, pra kur marrim një numër të fundëm të dhënash për sinjalin si në kohë edhe në hapësirë, kemi kryer konvolucionin e spektrit të sinjalit me spektrin e një dritareje drejtkëndore njësi [8].

Spektri i frekuencave i funksioneve dritare ka një maksimum kryesor dhe disa maksimume të tjerë anësorë, siç tregohet në figurën 7.5(b). Maksimumi kryesor i dritares pas konvolucionit në rrafshin e frekuencave apo shumëzimit në rrafshin e kohës me sinjalin origjinal, do të qendëzohet në çdo frekuencë përbërëse të sinjalit origjinal, ndërsa maksimumet anësorë shkojnë drejt zeros me intervale $\Delta f = \frac{F_k}{N} i$, ku N është numri i kampioneve të sinjalit origjinal në hyrje, F_k është frekuenca e kampionimit, ndërsa i është një numër i plotë $i=1,2,\dots,N$. Gjerësia e brezit të maksimumit kryesor është e lidhur drejtpërdrejt me aftësinë për të ndarë elementët frekuencor pranë njëri-tjetrit në spektrin e sinjalit origjinal. Kjo aftësi njihet edhe si "*rezolucioni në frekuencë*" i funksionit dritare. Me ngushtimin e maksimumit kryesor rezolucioni i frekuencës përmirësohet, por nga ana tjetër energjia e dritares shpërndahet në maksimumet anësor duke e përkeqësuar rrjedhjen spektrale. Gjerësia e brezit të maksimumit kryesor merret në rënie 3dB nga vlera e pikut të tij. Lartësia e maksimumeve anësor tregon ndikimin që funksioni dritare ka në frekuencat rreth maksimumit kryesor. Sa më të vegjël të jenë maksimumet anësor aq më e vogël do të jetë rrjedhja spektrale. Prandaj çdo funksion dritare ka karakteristikat e tij dhe është i përshtatshëm në varësi të aplikimit. Shpejtësia e rënies së maksimumeve anësor matet si rënia në decibel e pikut të tyre për çdo dekad frekuencash. Në tabelën 7.1 janë paraqitur karakteristikat e funksioneve dritare të gjashtë dritareve të përmendura më sipër si edhe ekuacioni përkatës. Një dritare ideale do të kishte një gjerësi të vogël të maksimumit kryesor dhe shpejtësi të lartë të rënies së maksimumeve anësor. Në përgjithësi para se të zgjidhet një funksion dritare vlerësohet përmbajtja frekuencore e sinjalit në studim. P.sh, nëse në sinjalin origjinal duhet të ndajmë dy sinjale të cilët janë shumë të afërt në frekuencë dhe me fuqi pothuajse të njëjtë, atëherë duhet zgjedhur një dritare me rezolucion të mirë frekuencor (gjerësi të ngushtë të maksimumit kryesor). Ndërsa nëse duhet të ndajmë dy sinjale me frekuencë jo shumë të afërta dhe me fuqi të ndryshme atëherë duhet zgjedhur një dritare e cila siguron rrjedhje spektrale të ulët (shpejtësi të lartë të rënies së maksimumeve anësor), duke sakrifikuar në rezolucionin e frekuencave, në mënyrë që të jemi në gjendje të dallojmë më qartë pozicionimin e frekuencave të sinjalit në shqyrtim. Nga figura 7.5 mund të shohim se dritarja drejtkëndore e ka gjerësinë e maksimumit kryesor më të ngushtë se dritaret e tjera, por shpejtësia e rënies së maksimumeve të saj anësor

është më e vogël. Ndërsa dritarja Blackman ka gjerësinë më të madhe të maksimumit kryesor dhe një rënie më të shpejtë të maksimumeve anësor.

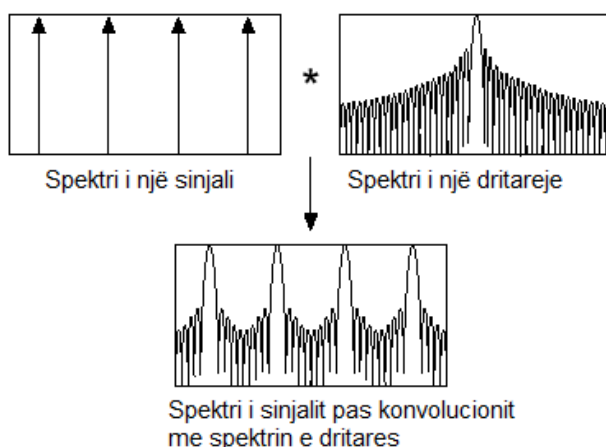


Figura 7.4 Karakteristika e spektrit të frekuencave të sinjalit që merret nga konvolucioni i spektrit të sinjalit original me spektrin e dritares. Marrë nga [8].

Distanca d_{ij} midis kanaleve të biosensorit me valëdrejtues MMI është zgjedhur e tillë që frekuencat përbërëse të tablosë finale të interferencës të jenë të dallueshme qartë nga njëra-tjetra. Me anë të simulimeve në programin Matlab ne kemi analizuar ndikimin e gjashtë dritareve të ndryshme (Drejtëndore, Gaussiane, Hamming, Bartlett, Hanning, Blackman), në zvogëlimin e GF dhe NR për të dhjetë çiftet e kanaleve. Rezultatet e marra nga simulimet janë paraqitur në tabelën 7.2, ndërsa në figurën 7.6 këto të dhëna janë paraqitur në formë grafike.

Duke qenë se piquet e amplitudave të frekuencave përbërëse të tablosë finale të interferencës për biosensorin me valëdrejtues MMI janë janë lehtësisht të dallueshme atëherë pritet që rezultatet më të mira të merren për funksionin dritare i cili bën reduktimin më të mirë të rrjedhjes spektrale. Figura 7.6 tregon qartë se vlerat më të vogla si për GF edhe për NR merren për funksionin dritare Blackman. Ky ishte një rezultat që pritej duke qenë se shpejtësia e rënies së maksimumeve anësor të saj është disa herë më e madhe se ajo e dritareve të tjera. Si rrjedhojë, do të kemi një zvogëlim më të madh të rrjedhjes spektrale e cila përkthehet në vlera më të ulëta për GF dhe NR. Koeficientët e përmirësimit të GF dhe NR, të paraqitura në tabelën 7.3, janë marrë duke bërë raportin e vlerave të marra kur nuk përdorim asnjë funksion dritare me vlerat e marra kur përdorim funksionin dritare përkatës.

Nga të dhënat vihet re se për dritaren Drejtëndore koeficienti i përmirësimit është 1.00 për të gjitha vlerat e GF dhe NR. Kjo tregon se përdorimi i dritares Drejtëndore nuk ka ndonjë ndikim në reduktimin e rrjedhjes spektrale dhe përmirësimin më të mirë për GF dhe NR e marrim duke përdorur dritaren Blackman me një koeficient mesatar përmirësimi 1210.

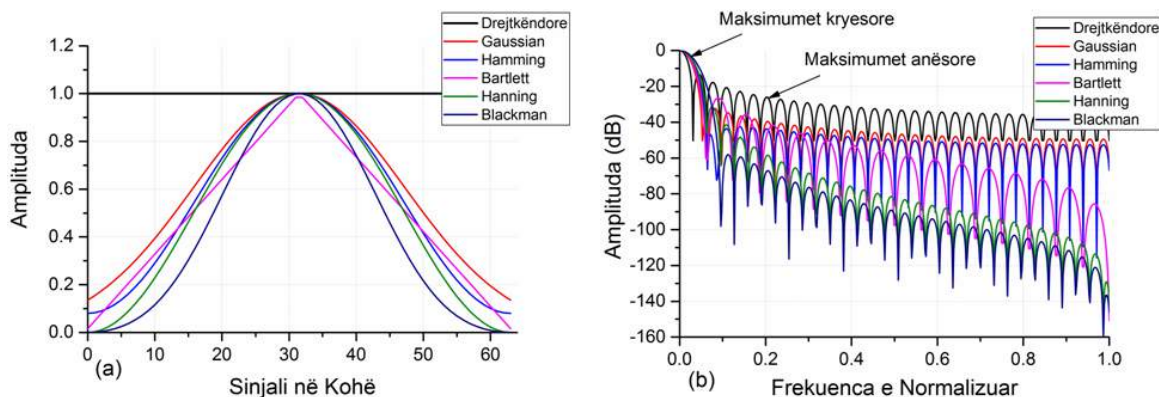


Figura 7.5 a) Funkcionet dritare ne rrafshin e kohës, b) Spektri i normalizuar i frekuencave të funksioneve dritare sipas rendit rritës të shpejtësisë së rënies së maksimumeve anësor.

Tabela 7.1 Karakteristikat e funksioneve dritare

Funksioni Dritare	Gjerësia e maksimumit kryesor (Hz)	Shpejtësia e rënies së maksimumeve anësor (dB/dekadë_fre kuencash)	Ekuacioni
Drejtëndore	0.88	-13.26	$\omega(n) = \begin{cases} 1.0 & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & n \geq N-1 \end{cases}$
Gaussiane	1.15	-32.3	$\omega(n) = \begin{cases} \exp\left(-\left(0.75\pi\left(\frac{2n-N}{N}\right)^2\right)\right) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & n \geq N-1 \end{cases}$
Hamming	1.30	-43.5	$\omega(n) = \begin{cases} 0.54 - 0.46\cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & n \geq N-1 \end{cases}$
Bartlett	1.31	-26.5	$\omega(n) = \begin{cases} \frac{2}{N}\left(\frac{N}{2} - \left n - \frac{N-1}{2}\right \right) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & n \geq N-1 \end{cases}$
Hanning	1.44	-32.17	$\omega(n) = \begin{cases} 0.5\left(1 - \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right)\right) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & n \geq N-1 \end{cases}$
Blackman	1.66	-58.1	$\omega(n) = \begin{cases} 0.42 - 0.5\cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + 0.08\cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & n \geq N-1 \end{cases}$

7.3.2 Varësia e GF dhe NR nga rezolucioni i kamerës CCD

Në paragrafin 7.1 u përmend që rezolucioni i kameras CCD të përdorur në detektimin e sinjalit të tablosë finale të interferencës është një nga faktorët që ndikojnë në shfaqjen e GF dhe NR. Në këtë paragraf do të analizojmë ndikimin që ka rezolucioni në vlerat e GF dhe NR duke përdorur kamera CCD me rezolucione të ndryshëm. Duke qenë se rezolucioni i kamerës CCD përcakton numrin e pikave të sinjalit të marra në shqyrtim dhe distancën midis tyre, në fakt ai është i njëjtë me frekuencën e kampionimit të sinjalit origjinal. Rezolucionet e marra në konsideratë në këto

simulime janë 6×10^3 piksel/m, 10×10^3 piksel/m, 14×10^3 piksel/m, 18×10^3 piksel/m dhe 22×10^3 piksel/m. Varësinë e GF dhe NR nga rezolucioni i kamerës CCD do ta shqyrtojmë për një ndryshim faze $0.3 \times 2\pi$ të futur në kanalën 1 të biosensorit me valëdrejtues MMI.

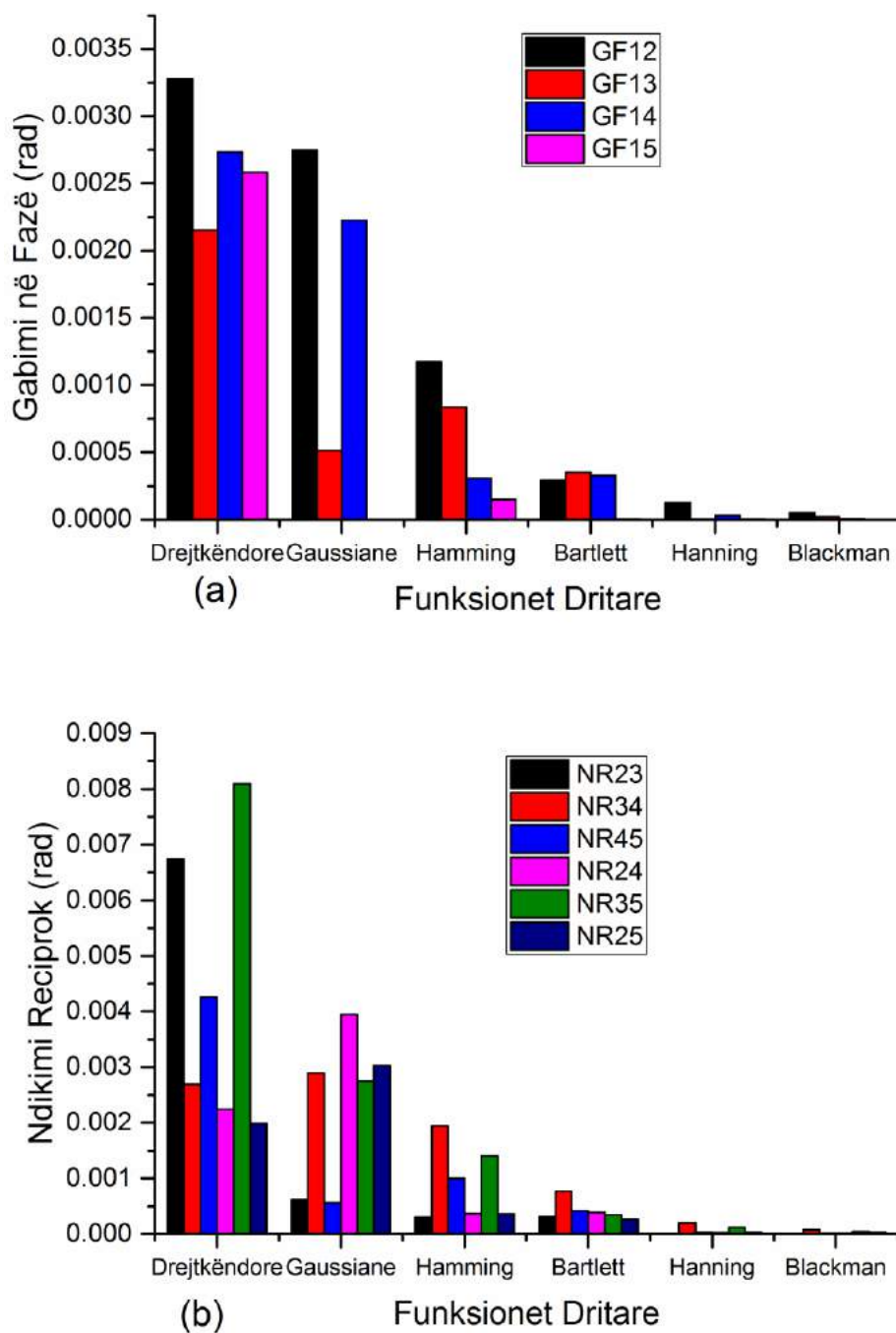


Figura 7.6 Vlerat e a) GF (GF_{1i} $i = 2, 3, 4, 5$) dhe b) NR (NR_{ij} , $i \neq j$) për gjashtë funksionet dritare kur kemi futur një ndryshim faze $0.3 \times 2\pi$ në kanalën 1.

Tabela 7.2 Vlerat e GF dhe NR pas përdorimit të funksioneve dritare

Tipi i Gabimit (rad)	Funksioni Dritare					
	Drejtëndore	Gaussiane	Hamming	Bartlett	Hanning	Blackman
GF12	3.28×10^{-3}	2.75×10^{-3}	1.17×10^{-3}	2.93×10^{-4}	1.26×10^{-4}	5.15×10^{-5}
GF13	2.15×10^{-3}	5.13×10^{-4}	8.36×10^{-4}	3.51×10^{-4}	4.74×10^{-6}	1.96×10^{-5}
GF14	2.73×10^{-3}	2.23×10^{-3}	3.09×10^{-4}	3.29×10^{-4}	3.16×10^{-5}	6.71×10^{-6}
GF15	2.58×10^{-3}	2.85×10^{-6}	1.49×10^{-4}	4.83×10^{-6}	3.95×10^{-6}	1.30×10^{-6}
NR23	6.74×10^{-3}	6.16×10^{-4}	3.05×10^{-4}	3.16×10^{-4}	2.37×10^{-6}	1.02×10^{-6}
NR34	2.69×10^{-3}	2.89×10^{-3}	1.95×10^{-3}	7.75×10^{-4}	1.99×10^{-4}	8.12×10^{-5}
NR45	4.26×10^{-3}	5.59×10^{-4}	1.00×10^{-3}	4.21×10^{-4}	3.95×10^{-5}	1.68×10^{-5}
NR24	2.24×10^{-3}	3.94×10^{-3}	3.71×10^{-4}	3.95×10^{-4}	3.37×10^{-5}	1.36×10^{-5}
NR35	8.09×10^{-3}	2.75×10^{-3}	1.41×10^{-3}	3.51×10^{-4}	1.19×10^{-4}	4.89×10^{-5}
NR25	1.99×10^{-3}	3.03×10^{-3}	3.66×10^{-4}	2.63×10^{-4}	4.04×10^{-5}	4.07×10^{-5}

Tabela 7.3 Koeficientët e përmirësimit për GF dhe NR të marra nga raporti e vlerave të marra kur nuk përdorim asnjë funksion dritare me vlerat e marra kur përdorim funksionin dritare përkatës

Tipi i Gabimit	Funksioni Dritare					
	Drejtëndore	Gaussiane	Hamming	Bartlett	Hanning	Blackman
GF12	1.00	1.19	2.80	11.2	26.0	63.7
GF13	1.00	4.19	2.57	6.13	453	110
GF14	1.00	1.23	8.84	8.31	86.4	407
GF15	1.00	9.04	17.3	534	653	1990
NR23	1.00	14.2	28.8	27.8	3690	8620
NR34	1.00	1.21	1.79	4.51	17.6	43.0
NR45	1.00	9.91	5.54	13.2	140	330
NR24	1.00	0.74	7.86	7.38	86.6	214
NR35	1.00	3.82	7.46	29.9	88.2	215
NR25	1.00	0.85	7.06	9.82	64.00	63.4
Mesatarja	1.00	4.64	9.00	65.2	531	1210

Figura 7.7 tregon qartë se si GF edhe NR zvogëlohen ndjeshëm me rritjen rezolucionit të kamerës CCD për të gjithë çiftet e kanaleve. Ky zvogëlim është i ndjeshëm deri në rezolucionin 18×10^3 piksel/m dhe rritja e mëtejshme e rezolucionit e zvogëlon shumë pak GF dhe NR për të gjithë çiftet e kanaleve, ndaj gjykojmë që përdorimi i kamerave me rezolucion më të lartë nuk do të sillte përmirësim të cilësisë së matjeve, përveçse rritjes së kostos së biosensorit.

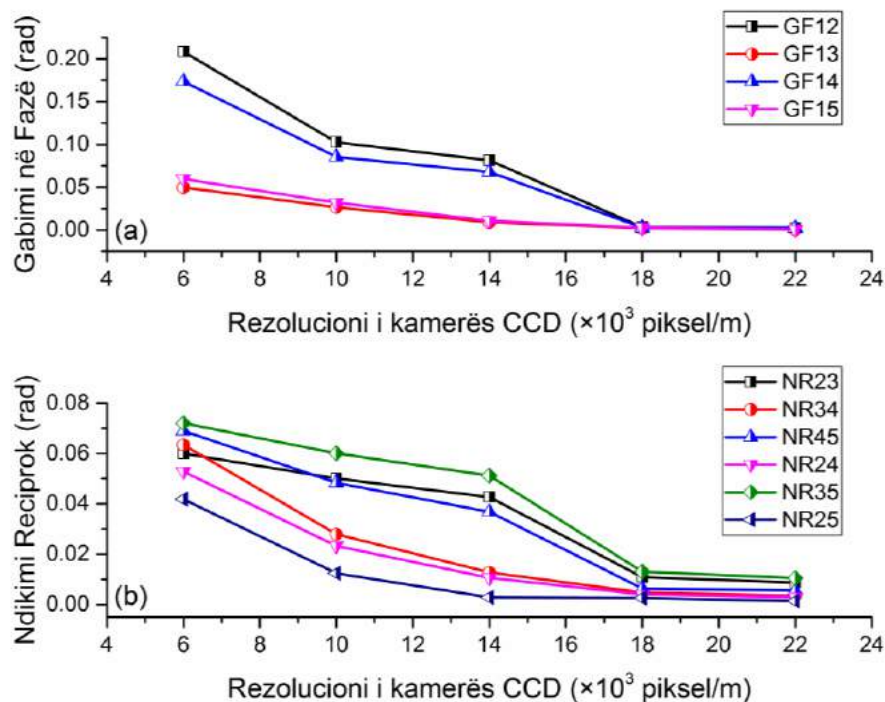


Figura 7.7 Varësia e GF dhe NR nga rezolucioni i kamerës CCD për të gjithë çiftet e kanaleve të biosensorit me valëdrejtues MMI për një ndryshim faze $0.3 \times 2\pi$ në kanal 1.

Për të përcaktuar ligjshmëritë e varësisë së GF dhe NR nga rezolucioni i kamerës CCD rezultatet e simulimit u përafruan me funksione fuqi të formës $y = ax^{-b}$, ku y përfaqëson GF ose NR ndërsa x përfaqëson rezolucionin e kamerës CCD. Në tabelën 7.4 janë paraqitur vlerat e GF dhe NR, koeficientët a dhe b si edhe koeficientët e korrelacionit R për secilin çift kanalesh. Krahas tyre, në këtë tabelë është treguar edhe raporti i madhësive GF dhe NR midis rezolucioneve 6×10^3 piksel/m dhe 18×10^3 piksel/m si tregues për vlerësimin e efektit përmirësues të metodës në vlerat e GF dhe NR.

Të dhënat e tabelës 7.4 tregojnë se funksionet fuqi, për të gjithë çiftet e kanaleve, i përafrojnë mjaft mirë kurbat e varësisë së GF dhe NR nga rezolucioni i kamerës CCD (vlera e katrorit të koeficientit të korrelacionit, R^2 , ndryshon në kufijtë 0.84 - 0.97). Rritja e rezolucionit të kamerës CCD nga 6×10^3 - 18×10^3 piksel/m shoqërohet me zvogëlim të GF dhe NR mesatarisht me 44.4 herë. Rritja e mëtejshme e aftësisë ndarëse të kamerës CCD ndikon shumë pak në zvogëlimin e GF dhe NR.

Tabela 7.4 Rezultatet e GF dhe NR për rezolucione të ndryshme të kamerës CCD si edhe koeficientët e përafrimit me funksione të formës $y=ax^{-b}$

Tipi i gabimit (rad)	Rezolucioni i kamerës CCD ($\times 10^3$ piksel/m)					Koeficientët e funksionit $y=ax^{-b}$		$Y(6 \times 10^3) / Y(18 \times 10^3)$	R^2
	6	10	14	18	22	a	b		
GF12	0.2084	0.1026	0.0815	0.0033	0.0026	0.41	-2.83	78.78	0.86
GF13	0.0498	0.0266	0.0090	0.0022	0.0005	0.0906	-2.73	96.94	0.865
GF14	0.1737	0.0855	0.0679	0.0027	0.0022	0.3417	-2.83	78.78	0.86
GF15	0.0597	0.0319	0.0107	0.0026	0.0006	0.1087	-2.73	96.94	0.865
NR23	0.0600	0.0501	0.0427	0.0109	0.0088	0.0849	-1.23	6.85	0.837
NR34	0.0634	0.0279	0.0128	0.0048	0.0035	0.0776	-1.861	18.15	0.962
NR45	0.0690	0.0484	0.0368	0.0064	0.0055	0.1029	-1.646	12.47	0.88
NR24	0.0529	0.0233	0.0106	0.0040	0.0029	0.0646	-1.861	18.15	0.962
NR35	0.0720	0.0601	0.0512	0.0131	0.0105	0.1019	-1.23	6.85	0.837
NR25	0.0419	0.0124	0.0028	0.0026	0.0014	0.0435	-2.419	30.08	0.972
Mesataret							-2.137	44.40	0.9

7.4 Përfundimet

Një përshkrim i plotë teorik i Gabimit në Fazë dhe Ndikimit Reciprok u bë për biosensorin me valëdrejtues MMI, të cilat rrodhën nga fakti i ngjashmërisë së principit të tij të punës me atë të IY me katër kanale optik të integruar. Konstrukt i biosensorit me valëdrejtues MMI ka në dalje pesë kanale të pozicionuar në distanca të ndryshme nga njëri-tjetri, në mënyrë që ndryshimi i fazës midis kanaleve të çdo çifti të monitorohet në mënyrë të pavarur nga çiftet e tjerë të kanaleve. Simulimet e kësaj pajisje me programin Matlab treguan se GF dhe NR mund të arrijnë vlera maksimale kur ndryshimi i fazës në njërin prej kanaleve është $(N + 0.5) \times 2\pi$, por ato gjithashtu reduktohen në ~ 0 kur ndryshimi i fazës në njërin prej kanaleve është një shumëfish i 2π ($N \times 2\pi$, ku N është një numëri plotë). Këto rezultate përputhen me ato të marra me IY me katër kanale të integruara.

Për të zvogëluar efektin e rrjedhjes spektrale të shkaktuar nga përdorimi i FFT-s mbi tablonë finale të interferencës, u analizua teknika e dritareve për gjashtë dritare të ndryshme (Drejtëndore, Gaussiane, Hamming, Bartlett, Hanning dhe Blackman). Kjo teknikë e cila bazohet në shumëzimin e sinjalit origjinal me një funksion dritare në rrafshin e kohës rezultoj shumë efektive në zvogëlimin e GF dhe NR. Rezultatet më të mira u arritën për dritaren Blackman me një mesatare të koeficientit të përmirësimit 1210. Efekti i zvogëlimit të rrjedhjes spektrale nga kjo dritare, për shkak të shpejtësisë së madhe të rënies së maksimumeve anësor, është dominues kundrejt rezolucionit më të dobët të frekuencës që ka kjo dritare krahasuar me të tjerat. Ky rezultat bazohet në faktin se distanca midis kanaleve të biosensorit me valëdrejtues MMI lejon që të dallohen qartë frekuencat hapësinore të tablosë finale të interferencës, dhe si rrjedhojë ka tolerancë të mirë kundrejt rezolucionit në frekuencë.

Rritja e rezolucionit të kamerës CCD në të gjitha rastet shoqërohet me një zvogëlim të shpejtë të vlerës së GF dhe NR deri në 18×10^3 piksela/m. Rritja e mëtejshme e rezolucionit nuk ka ndikim të madh në zvogëlimin e GF dhe NR, fakt që e bën praktikisht të panevojshëm përdorimin e kamerave CCD me rezolucion më të madh pasi do të rriste koston e pajisjes. Varësia e GF dhe NR nga rezolucioni mund të përfaqësohet mjaft mirë me anë të një funksioni fuqi të formës $y = ax^{-b}$ duke qenë se vlerat e katrorit të koeficientit të korrelacionit, R^2 , ndryshojnë në kufijtë 0.84 - 0.97.

Referencat

- [1] Ymeti, A., *Development of a multichannel integrated Young interferometer immunosensor*. 2004, PhD thesis, University of Twente, The Netherlands.
- [2] Ymeti, A., et al., *Realization of a multichannel integrated Young interferometer chemical sensor*. Applied optics, 2003. **42**(28): p. 5649-5660.
- [3] Nakadate, S., *Phase detection of equidistant fringes for highly sensitive optical sensing. I. Principle and error analyses*. JOSA A, 1988. **5**(8): p. 1258-1264.
- [4] Kujawinska, M. and J. Wojciak, *High accuracy Fourier transform fringe pattern analysis*. Optics and lasers in engineering, 1991. **14**(4): p. 325-339.
- [5] Cerna, M. and A.F. Harvey, *The fundamentals of FFT-based signal analysis and measurement*. National Instruments, Junho, 2000.
- [6] Marks, R., *Introduction to Shannon sampling and interpolation theory*. 2012: Springer Science & Business Media.
- [7] Offelli, C. and D. Petri, *The influence of windowing on the accuracy of multifrequency signal parameter estimation*. Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on, 1992. **41**(2): p. 256-261.
- [8] Instruments, N. *Windowing Signals*. 2012; Available from: http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370051V-01/cvi/libref/analysisconcepts/windowing_signals/.

KAPITULLI 8

Diskutime dhe Konkluzione

Rritja e kërkesave për pajisje ndijore të cilat mund të analizojnë një numër të madh kampionesh, të jenë të mbartshme dhe me kosto të ulët i ka rritur vitet e fundit kërkimet në fushën e biosensorëve optik. Në veçanti biosensorët interferometrik i përmbushin të gjitha karakteristikat e nevojshme për t'u shndërruar në pajisje të mbartshme, por kalimi nga pajisjet aktuale diagnostikuese, të cilat janë të mëdha dhe komplekse, tek pajisje të vogla, të mbartshme dhe me kosto të ulët vazhdon të jetë i vështirë [1]. Në këtë tezë është studiuar zhvillimi i strukturës së një biosensori interferometrik me valëdrejtues MMI i cili synon të adresojë këto probleme. Në këtë kapitull janë paraqitur konkluzionet e arritura gjatë kësaj pune, avantazhet dhe disavantazhet që ka kjo strukturë, si edhe janë diskutuar disa mundësi të tjera kërkimore në përmirësimin e performancës së saj.

8.1 Konkluzionet e arritura në këtë tezë

Në kapitujt e mëparshëm janë trajtuar teoria dhe parimet bazë të modelimit dhe projektimit të pajisjeve optike të bazuara në fenomenin e shëmbëllimeve të veta tek valëdrejtuesit MMI. Në këtë tezë është prezantuar zhvillimi i një biosensori me valëdrejtues MMI, parimi i punës së të cilit është i njëjtë me atë të interferometrit të Youngut (IY) me katër kanale optik të integruar [2]. Ai bazohet në përdorimin e dy valëdrejtuesve MMI të vendosur njëri pas tjetrit. Në këtë tezë janë prezantuar dy struktura për biosensorin interferometrik të cilat ndryshojnë vetëm për nga përmasat e tyre, por principi i punës është i njëjtë. Në tabelën 8.1 janë paraqitur vlerat parametrave të tyre. Struktura e dytë është më kompakte se struktura e parë për shkak se kemi përdorur valëdrejtues MMI me përmasa më të vogla. Pas një analize të plotë teorike të projektimit të këtyre strukturave është bërë simulimi i tyre duke përdorur dy nga programet më të njohur në këtë fushë: OptiBPM dhe Lumerical MODE Solutions. Në përgjithësi biosensorët interferometrikë ndjekin një parim pune të përbashkët: fusha tranzitore e valës optike që përhapet në to depërton në dritaren ndijore të kanaleve matës, ku çdo ndryshim i indeksit të thyerjes shkakton një ndryshim të fazës së valës optike që përhapet në to. Duke kombinuar valën optike të kanaleve matës me atë të një kanali referencë merret një tablo interference e cila përpunohet më tej dhe lidhet me sasinë e substancës së depozituar apo me ndryshimin e indeksit të thyerjes në dritaren ndijore. Në kapitullin 5 është prezantuar struktura e parë e biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI, i cili ka një strukturë më kompakte dhe ofron kapacitet më të lartë matës se IY me katër kanale optik në të cilin është bazuar. Në këtë strukturë trashësia e bërthamës dhe gjerësia e kanaleve hyrës/dalës të valëdrejtuesit të parë MMI janë përcaktuar sa ato të IY në

mënyrë që të sigurohet punimi në një modë të vetme. Në strukturën e dytë, të prezantuar në kapitullin 6, punimi në një modë të vetme është përcaktuar përmes simulimeve.

Tabela 8.1 Parametrat e dy strukturave të biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI të prezantuar në këtë tezë

Emri	Parametri	Struktura e parë	Struktura e dytë
Gjerësia e valëdrejtuesit MMI 1×5 (μm)	W_{MMI}	150	25
Gjatësia e valëdrejtuesit MMI 1×5 (μm)	L_{MMI}	1.391×10^4	323.2
Trashësia e bërthamës (Si ₃ N ₄) (nm)	d_F	70	90
Lartësia e kreshtës së kanalit (nm)	h_1	0.7	10
Trashësia e nënshtresës (SiO ₂) (μm)	d_S	1.25	1.25
Trashësia e mbështjellës (SiO ₂) (μm)	d_C	1.5	1.5
Indeksi i thyerjes së bërthamës	n_f	2	2
Indeksi i thyerjes së mbështjellës	n_c	1.45	1.45
Indeksi i thyerjes së nënshtresës	n_s	1.45	1.45
Distanca midis kanaleve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 (μm)	l_{int}	30	5
Gjerësia e kanaleve (μm)	c_w	4	0.5
Rrezja e kanalit të parë (μm)	R_1	373	65
Rrezja e kanalit të dytë (μm)	R_2	373	65
Rrezja e kanalit të katërt (μm)	R_4	219.6	36.25
Rrezja e kanalit të pestë (μm)	R_5	100	25
Gjatësia e dritareve ndijore (μm)	l	8	4
Gjerësia e dritareve ndijore (μm)	w_{win}	100	100
Gjatësia lineare e kanaleve në dalje (μm)	L_C	141.4	50
Distanca midis kanaleve (μm)	d_{12}	30	5
	d_{23}	40	15
	d_{34}	50	25
	d_{45}	60	35

Në strukturën e parë gjerësia dhe gjatësia e valëdrejtuesit MMI janë përcaktuar 150 μm dhe 1.394 cm, respektivisht, ndërsa në strukturën e dytë gjerësia dhe gjatësia e valëdrejtuesit të parë

MMI janë reduktuar në 25 μm dhe 323.2 μm , respektivisht. Përdorimi i interferencës simetrike tek valëdrejtuesi MMI në të dyja strukturat është shfrytëzuar për ndarjen e fuqisë së sinjalit në hyrje në mënyrë të ballancuar në pesë kanale në dalje, katër prej të cilëve do të përdoren për matje dhe i pesti si referencë, duke bërë të mundur të monitorohen paralelisht dhe në mënyrë të pavarur katër bashkëveprime receptor-mikroorganizëm. Në të dyja strukturat distanca midis çdo çifti kanalesh në dalje, ku secili çift funksionon si një IY me dy kanale, është përcaktuar në mënyrë të tillë që të jetë unike. Në këtë mënyrë ndryshimi i fazës së sinjalit të interferencës nga çdo çift kanalesh mund të monitorohet në mënyrë paralele dhe të pavarur nga çiftet e tjerë.

Shpesh herë ndjeshmëria e biosensorëve interferometrikë pengohet nga sinjale që lindin nga faktorë të tjerë që nuk kanë të bëjnë me një bashkëveprim real receptor-mikroorganizëm në dritaren ndijore të biosensorit. Këto sinjale lidhen me *ndryshime jo-specifike të indeksit të thyerjes* të cilat mund të shkaktohen psh, nga lidhja e receptorëve me një proteinë të caktuar, me një mbetje ADN-je apo nga ndryshimet në temperaturë të solucionit në dritaren ndijore, dhe mund të kenë vlera të konsiderueshme. Mulder et al., [3] ka treguar teorikisht se duke përdorur disa gjatësi vale në interferometrin e Young-ut është e mundur të dallohen ndryshimet specifike nga ato jo-specifike të indeksit të thyerjes duke u bazuar në përmasat e ndryshme të grimcave (psh, proteinat (1-10 nm), viruset (50-200 nm), bakteriet (0.5-1 μm)). Në këtë mënyrë bëhet e mundur diferencimi i rasteve kur ndryshimi i indeksit të thyerjes ndodh si rezultat i një bashkëveprimi real receptor-mikroorganizëm nga rastet kur ndryshimi i indeksit të thyerjes ndodh nga faktorë që nuk lidhen me praninë e mikroorganizmit në solucion. Për këtë arsye, në kapitullin 5 kemi analizuar gjithashtu performancën e valëdrejtuesit MMI 1×5 të strukturës së biosensorit për disa gjatësi valore. Duke ruajtur gjerësinë prej 150 μm dhe gjatësinë prej 1.391 cm për këtë valëdrejtues, u analizua fuqia në dalje për fushën me polarizim TE dhe TM për gjatësitë e valëve $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$, $\lambda_2 = 1.294 \mu\text{m}$, $\lambda_3 = 1.941 \mu\text{m}$ dhe $\lambda_4 = 2.588 \mu\text{m}$, të cilat lidhen me periodën e parë, të dytë, të tretë, dhe të katërt të shëmbëllimeve të fushës, respektivisht. Rezultatet treguan se me rritjen e gjatësisë së valës fuqia në dalje të tij zvogëlohet në mënyrë eksponenciale në formën $y = a \exp(bx)$ për të dy polarizimet, me koeficientë të korrelacionit, R , që lëvizin në intervalin 86.5% - 99.5%. Për shkak të rritjes së shpërhapjes së fushës me rritjen e gjatësisë së valës shëmbëllimet bëhen gjithmonë e më pak të kufizuara dhe si rrjedhojë çiftimi i tyre me kanalet në dalje përkeqësohet gjithmonë e më shumë duke shkaktuar zvogëlimin e fuqisë në dalje.

Humbje të vogla dhe një ndarje e ballancuar e fuqisë së valës në kanalet dalëse të valëdrejtuesit MMI 1×5 është me rëndësi në mënyrë që biosensori interferometrik të punojë në mënyrë sa më efikente. Një vlerësim i Humbjeve dhe i Çballancimit të fuqisë të përcaktuar me ekuacionet (5.8) dhe (5.9) për dy polarizimet dhe gjatësitë valore të përmendura më sipër tregoi se humbjet për fushën me polarizim TM janë më të mëdha se ato të fushës me polarizim TE. Rezultatet e simulimeve treguan se vetëm fusha me polarizim TE dhe gjatësi vale $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$ ka një vlerë të humbjeve më të vogël se 1dB, e konsideruar si një vlerë e pranueshme për valëdrejtuesit MMI [4]. Vlerat e marra për çballancimin e fuqisë për gjatësinë e valës $\lambda_1 = 0.647 \mu\text{m}$ për dhjetë çiftet e ndryshme të kanaleve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5, treguan se ato

janë të vogla ($< 1\text{dB}$) veçanërisht për polarizimin TE, duke treguar se valëdrejtuesi MMI 1×5 që kemi përdorur në strukturën e biosensorit punon si një ndarës i mirë fuqie. Vlerësimi i humbjeve për periodën e parë të shëmbëllimeve për katër gjatësitë valore tregoi se vlerat $< 1\text{dB}$ për polarizimin TE merren për gjatësinë e valës $\lambda_1 = 0.647\text{ }\mu\text{m}$, ndërsa për polarizimin TM merren për $\lambda_3 = 1.941\text{ }\mu\text{m}$. Në analizën tonë kemi përfshirë edhe një valëdrejtues MMI 1×10 me 10 kanale në dalje i cili mund të shfrytëzohet në të ardhmen në strukturën e një biosensori me më tepër kanale matës. Vlerësimi i humbjeve për këtë valëdrejtues është bërë për periodën e parë të shëmbëllimeve për gjatësitë e valëve $\lambda_1 = 0.647\text{ }\mu\text{m}$ dhe $\lambda_2 = 1.294\text{ }\mu\text{m}$ për dy polarizimet TE dhe TM. Vlerësimi i humbjeve për valëdrejtuesin MMI 1×10 tregoi se ato janë pothuajse të njëjta me ato të valëdrejtuesit MMI 1×5 për të dy polarizimet në gjatësinë e valës $\lambda_1 = 0.647\text{ }\mu\text{m}$. Ndërsa për gjatësinë e valës $\lambda_2 = 1.294\text{ }\mu\text{m}$ humbjet janë dy deri në tre herë më të ulëta për valëdrejtuesin MMI 1×10 për të dy polarizimet TE dhe TM.

Në kapitullin 6 është analizuar struktura e dytë e biosensorit interferometrik duke përdorur programin Lumerical MODE Solutions. Me anë të këtij programi është studiuar performanca e elementëve përbërës të strukturës së biosensorit interferometrik, që nga çiftimi i burimit të dritës në hyrje deri tek kanalet në formë S-je. Kjo strukturë u projektua që të punojë në polarizimin TE dhe gjatësinë e valës $0.647\text{ }\mu\text{m}$ me një nënshtresë SiO_2 me trashësi $1.25\text{ }\mu\text{m}$ dhe mbështjellë SiO_2 me trashësi $1.5\text{ }\mu\text{m}$. Gjerësia prej $25\text{ }\mu\text{m}$ e valëdrejtuesit të parë MMI 1×5 të kësaj strukture çon në një distancë prej $5\text{ }\mu\text{m}$ midis kanaleve në dalje. Përmes simulimeve u tregua se kjo strukturë mund të punojë në një modë të vetme (moda themelore) duke përdorur një trashësi 90 nm për bërthamën e valëdrejtuesit MMI 1×5 dhe gjerësi $0.5\text{ }\mu\text{m}$ për kanalet hyrës/dalës të saj. Trashësia 90 nm për bërthamën e valëdrejtuesit është një prej standarteve të përdorura gjerësisht në ndërtimin e valëdrejtuesve optik [5]. Lartësia e kreshtës së kanaleve është marrë $h = 10\text{ nm}$.

Përpara se të bëhej analiza e elementëve përbërës të strukturës së dytë të biosensorit u studiuan dhe përcaktuan përmasat optimale të rrjetës së zbërthimit të tyre, e cila u përdor gjatë simulimeve. Përmasat optimale të rrjetës së zbërthimit përcaktojnë numrin minimal të qelizave të nevojshme për të cilën rezultatet e simulimit merren me një saktësi dhe kohë të pranueshme. Ky proces njihet ndryshe si testimi i konvergjencës. Për të përcaktuar indeksin efektiv të thyerjes së modës themelore TE të kanalit hyrës të valëdrejtuesit MMI 1×5 , u përcaktua një dritare simulimi me përmasa $2.5\text{ }\mu\text{m}$ në drejtimin y dhe $3\text{ }\mu\text{m}$ në drejtimin z. Në drejtimin y numri i qelizave të rrjetës së zbërthimit, secila me përmasë $0.25\text{ }\mu\text{m}$, u mbajt konstant në vlerën 150. Ky numër qelizash në drejtimin y është më se i mjaftueshëm për zbërthimin e gjerësisë prej $0.5\text{ }\mu\text{m}$ të kanaleve hyrës dhe dalës të valëdrejtuesit MMI 1×5 . Nga simulimet u tregua se indeksi efektiv i thyerjes së modës themelore TE të kësaj strukture konvergjon në vlerën $n_{ef} = 1.6048$ për 217 qeliza në drejtimin z.

Nga analiza që u krye për përcaktimin e trashësisë së bërthamës së valëdrejtuesit MMI 1×5 u vu re se modat e rendeve të larta fillojnë të shfaqen për trashësi të bërthamës mbi 250 nm . Kjo tregon se trashësia prej 90 nm që është përdorur për bërthamën e këtij valëdrejtuesi është e përshtatshme që ai të punojë në një modë të vetme. Analiza e gjerësisë së kanaleve për të punuar në një modë të vetme tregoi se vlera maksimale e gjerësisë së tyre është 660 nm . Si rrjedhojë,

gjerësia prej 500 nm që kemi zgjedhur për kanalet hyrës/dalës të valëdrejtuesit MMI 1×5 sigurojnë punimin në një modë të vetme të tyre.

Çiftimi i burimit të dritës me kanalën hyrës të strukturës së biosensorit të prezantuar këtu është shumë i rëndësishëm përse i përket efikasitetit energjetik të kësaj strukture. Në analizën që iu bë çiftimit të modës themelore të fibrës optike Corning SMF-28, e cila përdoret gjerësisht si burim drite në pajisjet optike [6], me kanalën hyrës të valëdrejtuesit MMI 1×5 u vlerësua se merret një humbje prej 10dB. Duke qenë se kjo është një vlerë relativisht e lartë kemi konsideruar përdorimin e një pjese konike në dalje të fibrës për zvogëlimin e përmasës së modës së saj themelore. Nga njëra anë sa më e vogël të jetë përmasa e modës aq më e lartë do të jetë efikasiteti i çiftimit, por nga ana tjetër kjo e rrit ndjeshmërinë ndaj linearizimit me kanalën hyrës. Simulimet treguan se për të patur tolerancë linearizimi ± 1 mm të sistemit dhe humbje të çiftimit më të vogël se 3dB, duhet që rrezja e modës në dalje të fibrës (apo të ndonjë burimi tjetër optik) të jetë më e vogël se $1.14 \mu\text{m}$. Një vlerë e tillë e përmasës së modës i korrespondon humbjes prej 2.84 dB në çiftimin e burimit të dritës.

Për valëdrejtuesin e parë MMI 1×5 kemi studiuar vlerën e Humbjeve dhe të Çballancimit të fuqisë për gjerësi të ndryshme të tij; përkatësisht 15, 25, 35, dhe $45 \mu\text{m}$. Për çdo gjerësi kemi përcaktuar gjatësinë optimale të valëdrejtuesit aty ku vlera e humbjeve dhe e çballancimit të fuqisë është minimale. Këto të dhëna janë paraqitur në tabelën 6.2.

Toleranca të pranueshme në fabrikim dhe ndaj luhatjeve të gjatësisë së valës së burimit të dritës janë të rëndësishme për punimin e qëndrueshëm të valëdrejtuesve MMI. Toleranca në fabrikim i referohet ndikimit që ka ndryshimi në procesin e prodhimit i përmasave gjeometrike të strukturës në performancën e tyre, ndërsa tolerancat në punimin e tyre lidhen me sjelljen e tyre ndaj luhatjeve në gjatësinë e valës, polarizim, temperaturë, etj [7]. Luhajtja e gjatësisë së valës së burimit të dritës në valëdrejtuesit MMI mund të ketë ndikim të konsiderueshëm në performancën e tyre [7], prandaj është me interes të studiohet toleranca e tyre kundrejt devijimit të gjatësisë së valës së burimit të dritës nga vlera qëndrore. Në analizën që kemi bërë, humbjet prej 1 dB dhe çballancimi prej 0.5 dB janë konsideruar si vlera të pranueshme [8]. Për një burim drite me polarizim TE dhe gjatësi vale 647 nm, për valëdrejtuesin MMI 1×5 me gjerësi $25 \mu\text{m}$ është treguar se gjatësia optimale është $323.2 \mu\text{m}$. Për këtë valëdrejtues kemi studiuar tolerancën (duke vlerësuar humbjen dhe çballancimin) për luhatje të gjatësisë së valës së burimit në një brez 10 nm rreth gjatësisë së valës qëndrore. Pra, përveç gjatësisë së valës 647 nm, humbjet dhe çballancimi i fuqisë u studiuan edhe për 637 nm dhe 657 nm. Të dhënat treguan se humbjet qëndrojnë nën vlerën 1dB dhe çballancimi i fuqisë më i vogël se 0.5 dB për të tre këto gjatësi valore duke treguar se ky valëdrejtues ka tolerancë të mirë punimi. Tolerancat në fabrikim për këtë valëdrejtues janë studiuar duke shqyrtuar humbjet dhe çballancimin e fuqisë në një brez $10 \mu\text{m}$ rreth gjatësisë optimale $323.2 \mu\text{m}$. Pra, humbja dhe çballancimi i fuqisë u vlerësuan edhe për gjatësitë $313.2 \mu\text{m}$, dhe $333.2 \mu\text{m}$ të valëdrejtuesit MMI 1×5 . Të dhënat treguan se humbjet janë pak më të larta se 1 dB ndërsa çballancimi i fuqisë është më i vogël se 0.5 dB për të tre gjatësitë e valëdrejtuesit MMI. Përsëri këto toleranca mund të konsiderohen të pranueshme, prandaj ky valëdrejtues është i përshtatshëm për t'u përdorur në strukturën e biosensorit interferometrik.

Studimet kanë treguar se përdorimi i pjesëve konike në kanalet hyrës/dalës të valëdrejtuesve MMI e përmirëson çiftimin e dritës me këto kanale [9]. Për këtë arsye kemi studiuar performancën e valëdrejtuesit MMI 1×5 , me gjerësi $25 \mu\text{m}$ dhe gjatësi $323.2 \mu\text{m}$, duke përdorur pjesë konike me gjatësi $10 \mu\text{m}$ dhe gjerësi fundore $0.66 \mu\text{m}$. Gjerësia e pjesës fundore është marrë sa vlera maksimale e gjerësisë së kanalit e cila siguron punimin në një modë të vetme. Simulimet treguan se me përdorimin e pjesëve konike humbjet e kësaj strukture u zvogëluan në 0.443 dB ndërsa çballancimi i fuqisë u zvogëlua në 0.079 dB . Duhet theksuar se përdorimi i pjesëve konike tek valëdrejtuesit MMI përveç avantazhit që sjell në përmirësimin e performancës së tyre, shoqërohet edhe me rritjen e kompleksitetit të këtyre strukturave duke çuar në rritjen e kostos së strukturës totale të biosensorit. Si rrjedhojë, përdorimi i tyre nuk është një domosdoshmëri por varet nga kërkesat specifike të çdo aplikimi.

Së fundmi, në kapitullin 6 u vlerësuan humbjet e futura nga kanalet në formë S-je të cilët realizojnë ndarjen unike midis çifteve të kanaleve në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 . Shkaqet kryesore të humbjeve në kanalet në formë S-je janë mospërputhja e modave midis pjesës së drejtë të kanalit dhe asaj të përkulur. Duke përdorur metodën numerike të diferencave të fundme në rrafshin e kohës (FDTD) u analizuan humbjet për kanalet e përkulur me rreze kurbature në brezin $20\text{-}70 \mu\text{m}$. Rezultatet treguan qartë se me rritjen e rrezes së kurbaturës vlera e humbjeve zvogëlohet pothuajse në mënyrë eksponenciale. Nga përafrimi që u bë u mor funksioni $f(x) = 0.159 * \exp(-0.073 * x)$, nëpërmjet të cilit u llogaritën humbjet totale për secilin. Për kanalën e drejtë me rreze $R_3 = \infty$ u bë një simulim i veçantë dhe për të u vlerësua humbja $0.0002 \text{ dB}/\mu\text{m}$.

Humbja totale e të gjithë elementëve të shqyrtuar për këtë strukturë rezulton të jetë 8.109 dB . Nëse do të merrnim në konsideratë humbjet e valëdrejtuesit MMI 1×5 me pjesë konike në kanalet hyrës/dalës humbjet totale reduktohen në 7.744 dB .

Në kapitullin 7 nëpërmjet simulimeve në programin Matlab për strukturën e dytë të biosensorit interferometrik u analizuan dy teknika për zvogëlimin e gabimeve në matje të vëna re tek IY me katër kanale optik, përkatësisht Gabimi në Fazë (GF) dhe Ndikimi Reciprok (NR). Për shkak se parimi i punës së biosensorit interferometrik të prezantuar në këtë tezë është i njëjtë me atë të IY me katër kanale optik, ai do të ndikohet nga të njëjtat gabime në matje. Në fillim simulua tablonë finale të interferencës duke e marrë 60 mm distancën midis pjesës fundore të kanaleve të biosensorit dhe kamerës CCD dhe duke përdorur një frekuencë kampionimi $f_k = 6000 \text{ m}^{-1}$. Ashtu siç pritej, pas aplikimit të FFT-së në tablonë finale të interferencës u morën 10 frekuenca të ndryshme hapësinore të krijuara nga 10 çiftet e ndryshëm të kanaleve të biosensorit. Piqet e amplitudave janë të rregullta dhe simetrike dhe vetëm maksimumi kryesor i spektrit frekuencor të secilit çift kanalesh është i pranishëm. Kjo tregon se me këto parametra është arritur distanca e përputhjes dhe në këtë mënyrë mund të lexohen qartë vlerat e frekuencave hapësinore dhe të fazës përkatëse të tyre.

Duke e ndryshuar fazën në kanalën 1 të biosensorit nga 0 në $2 \times 2\pi$, u studiua GF dhe NR. Ashtu si në IY me katër kanale optik, rezultatet treguan se GF dhe NR ndryshojnë me periudë 2π për të gjithë çiftet e kanaleve të biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI. Një nga shkaqet kryesore të shfaqjes së GF dhe NR është efekti i rrjedhjes spektrale të shkaktuar nga përdorimi i transformimit të shpejtë fourier (FFT) mbi tablonë finale të interferencës. Ne kemi

analizuar teknikën e funksioneve dritare dhe rritjen e rezolucionit të kamerës CCD për zvogëlimin e vlerës së GF dhe NR. Teknika e funksioneve dritare u analizua për gjashtë dritare të ndryshme: Drejtkëndore, Gaussiane, Hamming, Bartlett, Hanning dhe Blackman. Përveç dritares Drejtkëndore, të gjitha dritaret e tjera rezultuan shumë efektive në zvogëlimin e GF dhe NR. Rezultatet më të mira u morën për dritaren Blackman me një mesatare të koeficientit të përmirësimit 1210. Efekti i zvogëlimit të rrjedhjes spektrale nga kjo dritare, për shkak të shpejtësisë së madhe të rënies së maksimumeve anësor është dominues kundrejt rezolucionit më të dobët të frekuencës që ka kjo dritare krahasuar me të tjerat. Për kamerën CCD u analizuan rezolucionet 6×10^3 piksel/m, 10×10^3 piksel/m, 14×10^3 piksel/m, 18×10^3 piksel/m dhe 22×10^3 piksel/m. Rritja e rezolucionit të kamerës CCD u shoqërua me një zvogëlim të shpejtë të vlerës së GF dhe NR deri në rezolucionin 18×10^3 piksel/m. Rritja e mëtejshme e rezolucionit nuk tregoi ndikim të madh në zvogëlimin e GF dhe NR, fakt që e bën praktikisht të panevojshëm përdorimin e kamerave CCD me rezolucion më të madh, pasi do të rrisë më tepër koston e pajisjes. Varësia e GF dhe NR nga rezolucioni mund të përafrohet mjaft mirë me anë të funksioneve fuqi të formës $y = ax^{-b}$ duke qenë se vlerat e katrorit të koeficientit të korrelacionit, R^2 , ndryshojnë në kufijtë 0.84 - 0.97.

8.2 Diskutime

Në këtë paragraf do të diskutohen disa nga avantazhet dhe disavantazhet që ka biosensori me valëdrejtues MMI i prezantuar në këtë tezë si edhe do të krahasohet me biosensorë të tjerë interferometrik.

Duke qenë se valëdrejtuesit MMI kanë përmasa dhe humbje të vogla si edhe toleranca të mëdha në fabrikim [8], janë shumë të përshtatshëm për ndërtimin e pajisjeve optike kompakte. Në strukturën e prezantuar në këtë tezë është shfrytëzuar efekti i interferencës së shumë modave për të bërë ndarjen e dritës në hyrje në një distancë disa herë më të vogël krahasuar me përdorimin e ndarësve në formë Y-ni të përdorur në IY me katër kanale. Përdorimi i interferencës simetrike në veçanti mundëson ndërtimin e ndarësve optik $1 \times N$ me gjatësi katër herë më të vogël krahasuar me interferencën çift apo interferencën e përgjithshme [8]. Kjo ndikon drejtpërdrejt në zvogëlimin e përmasës së strukturës në tërësi dhe në uljen e koston së saj. Për të krijuar një ide të përgjithshme mbi sipërfaqen që do të zinin në një qark të integruar dy strukturat e prezantuara këtu dhe për t'i krahasuar me biosensorë të tjerë interferometrikë, në tabelën 8.2 janë paraqitur përmasat e përafërta të disa prej biosensorëve interferometrik më të njohur. Ndërkohë që në IY me katër kanale optik, mund të monitorohen paralelisht deri në 3 kampione të ndryshëm ku njëri prej kanaleve përdoret si referencë, struktura e biosensorit të prezantuar në këtë tezë ofron mundësinë të monitorohen paralelisht deri në katër kampione të ndryshëm duke përdorur pesë kanale, njëri prej të cilëve do të shërbejë si referencë.

Tabela 8.2 Përmasat e disa prej biosensorëve interferometrik

	Biosensori interferometrik me valëdrejtues MMI		IY me katër kanale optik [2]	Interferometri Mach-Zehnder me dy kanale [10]	Interferometri me valëdrejtues bimodal [11]
	Struktura e parë	Struktura e dytë			
Përmasat (gjatësi×gjërësi)	2.2cm×300μm	4.5mm×110μm	5cm×18mm	6mm×50μm	30mm×10mm

Vendosja e kamerës CCD në pjesën fundore të valëdrejtuesit të dytë MMI të biosensorit është një tjetër përparësi e tij, pasi do të çojë në përmirësimin e stabilitetit të tablosë finale të interferencës duke qenë se eliminohet problemi i luhatjeve të ajrit nga përhapja e rrezeve divergjente në ajër, një problem që është i pranishëm në IY me katër kanale optik. Por në anën tjetër, në këtë konfigurim çiftimi i dritës nga valëdrejtuesi i dytë MMI tek kamera CCD është më i vështirë se në rastin e IY. Në këtë rast mund të jetë e nevojshme përdorimi i vajit, ose ndonjë solucioni tjetër, në ndërfaqen midis valëdrejtuesit MMI dhe kamerës CCD për të zbutur diferencën e indekseve të thyerjes dhe për të mbushur boshllëqet midis tyre. Megjithatë, për të pasur një implementim të saktë nevojitet një studim i mëtejshëm më i detajuar i këtij problemi. Gjithashtu mundësitë në zgjedhjen e kamerës CCD janë më të vogla, pasi në këtë rast do të ishte e nevojshme një kamer me piksela më të vegjël në përmasa për të bërë leximin e tablosë së interferencës me rezolucionin e duhur për të mënjanuar rrjedhjen spektrale. Si rrjedhojë, kamera e nevojshme për këtë biosensor mund të jetë më e shtrenjtë se ajo e IY me katër kanale optik.

Përdorimi i fushës tranzitore dhe i teknikës interferometrike tek biosensorët interferometrik ka treguar se ofron ndjeshmëri të lartë në detektimin e mikroorganizmave. Gjithashtu, përdorimi i një tabloje interference e thjeshton principin e detektimit krahasuar me interferometra të tjerë, si p.sh, interferometri Mach-Zehnder në të cilin principi i detektimit bazohet në rrezet që interferojnë duke u bashkuar në të njëjtin kanal, pas të cilit ndodhet një fotodetektor i cili mat intensitetin e tyre për të llogaritur diferencën e fazës. Përdorimi i një tabloje interference bën të mundur aplikimin e një principi më të thjeshtë detektimi, me kosto më të ulët dhe shpejtësi më të larta në leximin e diferencës së fazës së rrezeve.

Biosensorët e bazuar në SPR ofrojnë mundësinë e monitorimit të disa kampioneve njëkohësisht. P.sh, Biosensori SPR i cili prodhohet aktualisht nga BIACORE mund të monitorojë paralelisht deri në 3 kampione të ndryshëm [12]. Biosensori interferometrik i prezantuar këtu përveç faktit që mund të monitorojë paralelisht 4 kampione të ndryshëm, mundëson rritjen e kapacitetit matës të tij për shkak të tolerancave të larta dhe kompaktësisë që ofrojnë valëdrejtuesit MMI. Krahasuar me teknikën tradicionale ELISA, e cila është një teknikë standarde e bazuar në përdorimin e etiketave, biosensorët interferometrik përveçse nuk kanë nevojë për përdorimin e etiketave, kanë treguar se kanë një rezolucion të paktën një rend më të lartë se ELISA dhe mund të përdoren edhe nga një personel jo shumë i kualifikuar [13].

Biosensori i prezantuar këtu, përveç përdorimit në aplikime të ndryshme mjekësore, mund të përdoret edhe për të monitoruar procese të ndryshme industriale, interferencën

elektromagnetike apo rrezikun e shpërthimeve, duke e bërë akoma më tërheqës nga ana komerciale.

8.3 Synimet për të ardhmen

Përgjatë punës së kryer në këtë tezë janë identifikuar gjithashtu edhe kërkimet e mundshme në mënyrë përmirësimit dhe modifikimit të strukturës së biosensorit interferometrik dhe në veçanti të valëdrejtuesve MMI si pjesë kryesore përbërëse të tij. Ndoshta llogjikisht hapi tjetër në vazhdimin e kësaj pune është fabrikimi i strukturave të prezantuara këtu dhe testimi i tyre. Megjithatë, hapa të mëtejshëm në optimizimin e performancës së kësaj pajisje mund të bëhen para se të kalohet në procesin e prodhimit. Valëdrejtuesit MMI të simuluar në këtë punë kanë relativisht vlera të ulëta të humbjeve dhe të çballancimit të fuqisë. Kjo vjen pjesërisht nga gjerësia e vogël e tyre e cila lejon të përhapen vetëm një numër i vogël modash, duke sakrifikuar në cilësinë e shëmbëllimeve. Për të përmirësuar tolerancat në fabrikim të valëdrejtuesve MMI mund të përdoren kanale hyrës/dalës me gjerësi më të madhe [14]. Valëdrejtuesit MMI dhe kanalet hyrës dhe dalës mundësisht mund të ndërtohen që të jenë të pavarur nga polarizimi i fushës. Kjo punë mund të zgjerohet në zhvillimin e një strukture tjetër ku mund të përdoren më shumë se pesë kanale në dalje ($N > 5$) duke e rritur në këtë mënyrë numrin e kanaleve matës. Por nga ana tjetër rritja e numrit të kanaleve do të shoqërohet me përkeqësim të rezolucionit dhe saktësisë së biosensorit për shkak të rritjes së numrit të frekuencave hapësinore. Kjo do ta bëjë më të vështirë diferencimin e tyre në sinjalin final për shkak të rritjes së efektit të rrjedhjes spektrale. Me teknikat e sotme litografike, rezolucioni i të cilave shkon afërsisht 200-300 nm, është e këshillueshme që distanca midis kanaleve të jetë deri në 3 μm [15].

Në rastin e biosensorëve të bazuar në fushën tranzitore mënyra e çiftimit të dritës në valëdrejtues është një aspekt kritik sepse një çiftim i mirë e rrit ndjeshmërinë e pajisjes përmes përmirësimit të raportit sinjal-zhurmë. Në strukturat e analizuara në këtë tezë është studiuar teknika e çiftimit *end-fire* si një nga teknikat më të zakonshme, por ekzistojnë edhe teknika të tjera si ajo e çiftimit me anë të prizmit dhe çiftimi me anë të rrjetës së difraksionit. Kjo e fundit ka treguar se siguron integritet dhe stabilitet të mirë, megjithatë shumë pak punë kanë treguar përdorimin e rrjetës së difraksionit në biosensorët optik, veçanërisht në brezin e dukshëm [16].

Një çështje kyçe në zhvillimin e biosensorit interferometrik të prezantuar këtu është integrimi i sistemit mikrofluidik i cili duhet të sigurojë kontaktin e kampionit me zonën ndijore. Vëllimi i kampionit të nevojshëm duhet të jetë i vogël dhe shpejtësia e rrjedhjes së tij në vlera optimale për të patur një performancë të mirë. Një studim i detajuar i distancës midis kanaleve matës dhe i pozicionit të dritareve ndijore është i nevojshëm për të mënjeluar mospërputhjen me sistemin mikrofluidik dhe për të bërë një menaxhim të mirë të lëngjeve [13, 17]. Më pas, përmasa e rrjetit të kanaleve mikrofluidik, projektimi i tyre, prodhimi, lidhja dhe linearizimi me zonën ndijore janë hapa të tjerë.

Metoda të tjera mund të analizohen për të përmirësuar rrjedhjen spektrale nga përdorimi i transformimit të shpejtë fourier. Psh., mbivendosja e sinjaleve, interpolimi i të dhënave nga tabloja finale e interferencës për të patur një numër të plotë shiritash, etj, mund të përdoren për

përmirësimin e cilësisë së matjeve të kësaj pajisje. Gjithashtu, një analizë e veçantë duhet bërë edhe për valët divergjuese nga pesë kanalet në dalje të cilat përhapen në valëdrejtuesin e dytë MMI dhe formojnë tablonë finale të interferencës. Një studim i saktë i gjerësisë dhe gjatësisë së valëdrejtuesit të dytë MMI në mënyrë që tabloja finale e interferencës të mos ndikohet nga pasqyrimet e valëve në këtë valëdrejtues është me interes të bëhet.

Faktorë të tjerë shqetësues të sistemeve interferometrik të cilët duhet të reduktohen më tepër janë luhatjet e temperaturës, vibrimet e sistemit, ndotjet, luhatjet në densitetin e lëngut të kampionit, zhurmat nga kamera CCD apo burimi i dritës, papërsosmëritë teknologjike, etj. Ruajtja e nivelit të fuqisë optike të valëve në dalje të kanaleve, e cila është e rëndësishme për pajisjet interferometrike, kërkon monitorimin e fuqisë optike në dalje dhe sigurimin e një mekanizmi të përshtatshëm për lidhjen e kundërt për të përcaktuar dhe aplikuar korrigjimet e nevojshme. Kjo duhet të arrihet në një mënyrë që të mbrohet integriteti i sinjaleve optike. Një mënyrë monitorimi mund të jetë përdorimi i portave optike për të devijuar një pjesë të vogël të dritës nga secili kanal në dalje në një detektor, i cili më pas vë në punë reagimin elektronik të lidhjes së kundërt [18].

Përshkrimi i mësipërm i fushave për avancimin e punës së prezantuar në këtë tezë nuk është përfundimtar, por është sjellë për të krijuar idenë e dyerve të tjera kërkimore që janë hapur. Përmirësime të mëtejshme të sistemit mund të çojnë në një performancë më të mirë, duke e bërë këtë lloj sensori më interesant dhe të përdorshëm në një brez të gjerë aplikimesh në fusha si kujdesi shëndetësor, analiza e ushqimit, monitorimi ambjental, kontrolli i bioproçeseve, etj.

8.4 Përfundimet

Përmes zhvillimit të këtij projekti është propozuar ndërtimi i strukturës së një biosensori interferometrik të bazuar në valëdrejtuesit MMI. Kjo çoi në shqyrtimin e bazës teorike të këtyre pajisjeve dhe në kërkimin për mjete të ndryshme simulimi të bazuar në analizën numerike, në mënyrë që simulimi i strukturës të ishte i saktë dhe i besueshëm. Përgjigja e këtyre përpjekjeve ishte përdorimi i dy prej programeve simulues më të njohur për simulimin e valëdrejtuesve optik, OptiBPM dhe Lumerical MODE Solutions. Problemi kryesor me të cilin u përballa gjatë kësaj pune ishte përcaktimi i parametrave optimal për të zhvilluar një simulim sa më të saktë dhe eficient. Për këtë arsye kodi i simulimit të përdorur në dy programet simulues është përmirësuar disa herë. Punimi dhe performanca e valëdrejtuesve MMI janë analizuar në detaje duke treguar se janë një zgjedhje e mirë në ndërtimin e qarqeve optik. Për të përcaktuar realizueshmërinë e strukturës së re është bërë një vlerësim i performancës së të gjithë elementëve përbërës të saj, megjithatë në mënyrë që të realizohet një pajisje ndijore e vlefshme nga ana komerciale është esenciale të studiohen më tej mekanizmat për përmirësimin e performancës së saj. Së fundmi, përveç përdorimit kryesor në diagnozat mjekësore, shpresojmë që pajisja ndijore e përshkruar në këtë tezë të gjejë aplikim dhe zbatim në fusha të tjera më të gjera, duke e çuar përpara ëndrrën për pajisje ndijore të integruara dhe të mbartshme dhe të nxisi më tej zhvillimin në fushën e biosensorëve interferometrik.

Referencat

- [1] Ligler, F.S., *Perspective on optical biosensors and integrated sensor systems*. Analytical chemistry, 2008. **81**(2): p. 519-526.
- [2] Ymeti, A., *Development of a multichannel integrated Young interferometer immunosensor*. 2004, Phd thesis, University of Twente, The Netherlands.
- [3] Mulder, H.K., et al., *Size-selective detection in integrated optical interferometric biosensors*. Optics express, 2012. **20**(19): p. 20934-20950.
- [4] Soldano, L., et al. *Large optical bandwidth of InGaAsP/InP multi-mode interference 3-dB couplers*. in *Proceedings of the 6th European Conference on Integrated Optics and technical Exhibit: April 18-22, 1993, Neuchatel, Switzerland; ECIO'93/Ed. P. Roth*. 1993. ECIO.
- [5] Chrostowski, L. and M. Hochberg, *Silicon Photonics Design: From Devices to Systems*. 2015: Cambridge University Press.
- [6] DeCusatis, C., *Handbook of fiber optic data communication: a practical guide to optical networking*. 2013: Academic Press.
- [7] AL-HETAR, A.M. and Z.A. SHAMSAN, *Bandwidth and Fabrication Tolerance Criterion for Multimode Interference Splitters*.
- [8] Soldano, L.B. and E. Pennings, *Optical multi-mode interference devices based on self-imaging: principles and applications*. Lightwave Technology, Journal of, 1995. **13**(4): p. 615-627.
- [9] Thomson, D., et al., *Low loss MMI couplers for high performance MZI modulators*. Photonics Technology Letters, IEEE, 2010. **22**(20): p. 1485-1487.
- [10] Yuan, D., et al., *Mach-Zehnder Interferometer Biochemical Sensor Based on Silicon-on-Insulator Rib Waveguide with Large Cross Section*. Sensors, 2015. **15**(9): p. 21500-21517.
- [11] Zinoviev, K.E., et al., *Integrated bimodal waveguide interferometric biosensor for label-free analysis*. Journal of Lightwave Technology, 2011. **29**(13): p. 1926-1930.
- [12] AB, P.B. *SPR Biosensor*. Available from: www.biacore.com.
- [13] Myers, F.B. and L.P. Lee, *Innovations in optical microfluidic technologies for point-of-care diagnostics*. Lab on a Chip, 2008. **8**(12): p. 2015-2031.
- [14] Spiekman, L.H., *Compact integrated optical components for telecommunication networks*. 1996: TU Delft, Delft University of Technology.
- [15] Montelius, L., et al., *Nanoimprint-and UV-lithography: Mix&Match process for fabrication of interdigitated nanobiosensors*. Microelectronic engineering, 2000. **53**(1): p. 521-524.
- [16] Gounaridis, L., et al., *Design of grating couplers and MMI couplers on the TriPlex platform enabling ultra-compact photonic-based biosensors*. Sensors and Actuators B: Chemical, 2015. **209**: p. 1057-1063.
- [17] Fan, X. and I.M. White, *Optofluidic microsystems for chemical and biological analysis*. Nature photonics, 2011. **5**(10): p. 591-597.
- [18] Lee, S.-S., et al., *Polymeric tunable optical attenuator with an optical monitoring tap for WDM transmission network*. Photonics Technology Letters, IEEE, 1999. **11**(5): p. 590-592.

Përmbledhje

Pasi u trajtuan teoria dhe parimet bazë të modelimit, projektimit dhe karakterizimit të pajisjeve optike të bazuara në fenomenin e shëmbëllimeve të veta tek valëdrejtuesit MMI, ky fenomen u shfrytëzua në konfigurimin e strukturës së një biosensori interferometrik duke përdorur dy valëdrejtues MMI njëri pas tjetrit. Në kapitullin 2 janë treguar parimet bazë të funksionimit të valëdrejtuesve optik si edhe metodat e përgjithshme të studimit të tyre. Reduktimi në një-dimension i analizës dy-dimensionale të përhapjes së valëve në valëdrejtuesit optik është veçanërisht i rëndësishëm për të studiuar karakteristikat e valëdrejtuesve MMI.

Interferenca e modave në valëdrejtuesit MMI çon në krijimin e shëmbëllimeve të veta, ku fusha në hyrje shfaqet në kopje të shumëfishta të vetvetes në distanca të caktuara. Në kapitullin 3 bëhet një përshkrim i detajuar i principit të punës së valëdrejtuesve MMI ku me ekuacione analitike janë shprehur mënyra e formimit të shëmbëllimeve të vetme dhe të shumëfishta si për interferencën e përgjithshme edhe për interferencën e kufizuar (një rast i veçant i së cilës është interferenca simetrike).

Në kapitullin 4 është bërë një studim i literaturës ku janë paraqitur zhvillimet kryesore që kanë ndodhur në fushën e biosensorëve interferometrik në 20 vitet e fundit duke i klasifikuar ato në dy grupe kryesore, në biosensorët interferometrik me kanal të përbashkët dhe me kanale të ndarë. Përveç zhvillimeve në këtë fushë janë paraqitur gjithashtu avantazhet dhe disavantazhet për secilin grup biosensorësh. Përveç ndryshimeve në ndërtimin e tyre, biosensorët interferometrik ndjekin një parim pune të përbashkët: fusha tranzitore e valës optike që përhapet në to depërton në dritaren ndijore të kanaleve matës, ku çdo ndryshim i indeksit të thyerjes shkakton një ndryshim të fazës së valës optike. Duke kombinuar valën optike të kanaleve matës me atë të një kanali referencë merret një tablo interference e cila përpunohet më tej dhe lidhet me sasinë e substancës së depozituar apo me ndryshimin e indeksit të thyerjes në dritaren ndijore.

Në kapitullin 5 është prezantuar struktura e një biosensori interferometrik me valëdrejtues MMI, i cili bazohet në parimin e punës së interferometrit të Youngut me katër kanale optik, por me një strukturë më kompakte dhe me kapacitet më të lartë matës. Përdorimi i interferencës simetrike është shfrytëzuar për ndarjen e fuqisë së sinjalit në hyrje në mënyrë të ballancuar në pesë kanale në dalje, katër prej të cilëve do të përdoren për matje dhe i pesti si referencë, duke bërë të mundur të monitorohen paralelisht dhe në mënyrë të pavarur katër bashkëveprime receptor-mikroorganizëm. Analiza e fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 tregoi se me rritjen e periodës së shëmbëllimeve të fushës ajo zvogëlohet në mënyrë eksponenciale për dy polarizimet TE dhe TM. Vlerat më të ulëta se 1dB për humbjet merren për gjatësinë e valës $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$ me polarizim TE. Për gjatësitë e tjera valore merren humbje më të mëdha se 1dB për shkak të rritjes së shpërhapjes së shëmbëllimeve re me rritjen e periodës së tyre. Vlerësimi i çballancimit të fuqisë në dalje të valëdrejtuesit MMI 1×5 tregoi vlera të ulëta për të dy polarizimet TE dhe TM, duke siguruar një ndarje pothuajse të ballancuar të fuqisë në dalje. Kjo e bën këtë valëdrejtues të përshtatshëm për t'u përdorur në konstruktin e ri të biosensorit

interferometrik të prezantuar në këtë tezë. Vlerësimi i humbjeve për valëdrejtuesin MMI 1×10 tregoi se ato janë pothuajse të njëjta me ato të valëdrejtuesit MMI 1×5 për të dy polarizimet në gjatësinë e valës $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$. Ndërsa për gjatësinë e valës $\lambda = 1.294 \mu\text{m}$ humbjet janë dy deri në tre herë më të ulëta për valëdrejtuesin MMI 1×10 për të dy polarizimet TE dhe TM.

Në kapitullin 6 është prezantuar struktura e dytë e biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI, e cila është më kompakte krahasuar me strukturën e parë. Për këtë strukturë është studiuar performanca duke analizuar veçmas elementët përbërës të saj ku përfshihen çiftimi i burimit të dritës me kanalin hyrës, valëdrejtuesi MMI 1×5 i cili bën ndarjen e barabartë të fuqisë optike të fushës në pesë kanalet në dalje, dhe kanalet në formë S-je të cilët realizojnë ndarjen unike midis kanaleve në dalje. Për një burim drite me tolerancë linearizimi $\pm 1\text{mm}$, u arrit një efikasitet çiftimi rreth 52% me kanalin hyrës, ndërsa përmes përdorimit të pjesëve konike në kanalet në hyrje dhe në dalje të valëdrejtuesit MMI vlera e humbjeve u reduktua nën 0.5 dB ndërsa çballancimi i fuqisë u reduktua nën 0.08 dB. Gjithashtu, u tregua një tolerancë e mirë e valëdrejtuesve MMI për një devijim 10 nm të gjatësisë së valës rreth vlerës optimale 647 nm, dhe për devijim $10 \mu\text{m}$ të gjatësisë së valëdrejtuesit MMI rreth vlerës optimale 323.2 μm . Pas vlerësimit të humbjeve të kanaleve në formë S-je u bë një analizë e humbjeve totale e të gjithë elementëve të marrë në shqyrtim. Humbjet totale rezultuan në vlerën 8.109 dB kur nuk përdorim pjesë konike tek valëdrejtuesit MMI, ndërsa me përdorimin e pjesëve konike humbjet u reduktuan në 7.744 dB.

Për shkak se parimi i punës është i njëjtë me interferometrën e Youngut me katër kanale optik, të njëjtat gabime në matje do të jenë të pranishme edhe në biosensorin interferometrik me valëdrejtues MMI. Një nga shkaqet kryesore të shfaqjes së këtyre gabimeve është efekti i rrjedhjes spektrale të shkaktuar nga përdorimi i transformimit të shpejtë fourier (FFT) mbi tablonë finale të interferencës. Për këtë arsye në kapitullin 7 pasi bëmë një përshkrim të plotë teorik të gabimeve në matje, përkatësisht Gabimit në Fazë (GF) dhe Ndikimit Reciprok (NR), me anë të simulimeve në programin Matlab u analizua teknika e funksioneve dritare dhe rritja e rezolucionit të kamerës CCD për zvogëlimin e vlerës së tyre. Këto analiza u kryen për parametrat e strukturës së dytë të biosensorit interferometrik me valëdrejtues MMI. Teknika e funksioneve dritare u analizua për gjashtë dritare të ndryshme: Drejtëndore, Gaussiane, Hamming, Bartlett, Hanning dhe Blackman, dhe rezultoi shumë efektive në zvogëlimin e GF dhe NR. Rezultatet më të mira u arritën për dritaren Blackman me një mesatare të koeficientit të përmirësimit 1210. Efekti i zvogëlimit të rrjedhjes spektrale nga kjo dritare, për shkak të shpejtësisë së lartë të rënies së maksimumeve anësor, është dominues kundrejt rezolucionit më të dobët të frekuencës që ka kjo dritare krahasuar me të tjerat. Rritja e rezolucionit të kamerës CCD në të gjitha rastet shoqërohet me një zvogëlim të shpejtë të vlerës së GF dhe NR deri në 18×10^3 piksela/m. Rritja e mëtejshme e rezolucionit nuk ka ndikim të madh në zvogëlimin e GF dhe NR, fakt që e bën praktikisht të panevojshëm përdorimin e kamerave CCD me rezolucion më të madh pasi do të rriste koston e pajisjes. Varësia e GF dhe NR nga rezolucioni mund të përafrohet mjaft mirë me anë të funksioneve fuqi të formës $y = ax^{-b}$ duke qenë se vlerat e katrorit të koeficientit të korrelacionit, R^2 , ndryshojnë në kufijtë 0.84 - 0.97.

Summary

After explaining the theory and basic principles of modeling, design and characterization of optical devices based on the phenomenon of self imaging in the MMI waveguides, we used this phenomenon in configuring the structure of an interferometric biosensor by using two MMI waveguides one after another.

Chapter 2 shows the basic working principles of optical waveguides, as well as the main methods for their study. The reduction in one-dimension of the two-dimensional analysis for the spread of the waves in optical waveguides is particularly important to study the characteristics of MMI waveguides.

Mode interference in MMI waveguides leads to the creation of self images, where the input field appears as multiple copies of itself at certain distances. In Chapter 3 we have made a detailed description for the working principle of MMI waveguides, where we have expressed with analytical equations how the single and multiple images are formed, for the general interference as well as for the restricted interference (a special case of which is symmetrical interference).

In Chapter 4 we have made a literature review and have presented the main developments that have occurred in the field of interferometric biosensor in the past 20 years by classifying them into two main groups, in interferometric biosensors with a common channel and separate channels. Besides the developments in this field we have also presented the advantages and disadvantages to each biosensor group. Despite the changes in their design, interferometric biosensor follow a common working principle: the evanescent field of the directed optical wave penetrates in the sensing windows of the measuring channels, where every change of the refraction index causes a phase change in the directed optical wave. By combining the output optical field from the measuring channels to that of a reference channel an interference pattern is obtained. The changes in the interference pattern is related to the mass coverage deposited or to the change in the refractive index in the sensing window.

Chapter 5 presents the structure of the interferometric biosensor with two MMI waveguides, which is based on the working principle of the Young interferometer (YI) with four optical channels, but with a more compact structure and higher measurement capacity. The symmetrical interference in MMI waveguides is used to separate the power of the input field into five output channels, four of which will be used for measurement purposes and the fifth as a reference one, making it possible to monitor in parallel and independently four binding events. Analysis of the output power of the MMI 1×5 waveguide showed that by increasing the period of the self-images it decreases exponentially for both polarizations, TE and TM. Values lower than 1dB for the excess loss are obtained for the TE polarized field with $0.647 \mu\text{m}$ wavelength. For the other wavelengths losses greater than 1dB are obtained due to the increased dispersion observed in the self-images with a higher periodicity. The analysis of the power imbalance for the MMI 1×5 waveguide showed for both TE and TM polarization, offering a nearly balanced division of the

optical field power for the defined parameters. This shows that this waveguide is suitable to be used in the new design of the interferometric biosensor presented in the thesis. The evaluation of losses for the MMI 1×10 waveguide showed that they are almost identical to those of MMI 1×5 waveguide for both polarizations at wavelength $\lambda = 0.647 \mu\text{m}$. As for the wavelength $\lambda = 1.294 \mu\text{m}$ losses are two to three times lower for the MMI 1×10 waveguide for TE and TM polarization.

Presented in Chapter 6 is the second structure for the interferometric biosensor with MMI waveguides, which is more compact than the first structure presented in chapter 5. The performance of this structure is studied by analyzing separately its components, including the light source coupled to the input channel of the MMI waveguide, the MMI 1×5 waveguide which splits equally the optical power of the input field into the five output channels, and the S-channels that implement the unique separation between them. For a light source with aligning tolerance $\pm 1\text{mm}$ a coupling efficiency of 52% with the input channel is achieved. Through the use of the tapering sections in the input and output channels of the MMI waveguide losses are reduced to a value lower than 0.5 dB while power imbalance is reduced to a value lower than 0.08 dB. The MMI waveguides showed a good tolerance for a 10 nm deviation of the wavelength around the optimal value of 647 nm, and for a 10 μm deviation of the MMI length around the optimal value of 323.2 μm . After analyzing the losses for the S-channels we evaluated the total loss of the structure. The value of the total loss for the structure resulted 8.109 dB when not using tapered sections, while the use of tapered sections reduced the total losses in 7.744 dB.

Because the working principle is the same with the Young interferometer with four optical channels, the same measurement errors will be present in the interferometric biosensor with MMI waveguides. One of the main reasons for these errors is due to the spectral leakage caused by the use of Fast Fourier Transform (FFT) in the final interference pattern. For this reason after a full theoretical description of the measurement errors in chapter 7, Phase Error (PE) and Cross Talk (CT) respectively, we analyzed the use of window functions and the increase in CCD camera resolution to reduce their value. These analyzes were carried out for the parameters of the second structure of the interferometric biosensor with MMI waveguides. The window functions technique was analyzed for six different windows: Rectangular, Gaussian, Hamming, Bartlett, Hanning and Blackman, and proved to be very effective in reducing PE and CT. The best results were achieved for the Blackman window with an average improvement coefficient of 1210. The spectral leakage reduction from this window due to the high speed decreasing of the side lobs, is dominant against the weaker resolution in frequency of this window compared to the others. The increase in CCD camera resolution in all cases is accompanied by a rapid reduction of PE and CT up to resolution 18×10^3 pixels/m. A further increase in the resolution has no effect in reducing PE and CT, which makes it practically unnecessary the use of CCD cameras with a higher resolution because it would increase the cost of the device. PE and CT dependence from the CCD camera resolution can be approximated quite well through the power functions of the form $y = ax^{-b}$ since the values of the correlation coefficient, R^2 , fall in the range 0.84 - 0.97.

Falënderime

Këtu dëshiroj të përfitoj nga ky rast për të falënderuar të gjithë ata njerëz që më kanë ndihmuar dhe kanë bashkëpunuar me mua në projektin tim të doktoraturës.

Para së gjithash, do të doja të falënderoja udhëheqësin tim shkencor, Dr. Aurel Ymeti i cili më krijoi mundësinë të punoj në këtë projekt. E falënderoj për përkushtimin; sugjerimet dhe këshillat e vyera që më ka dhënë gjatë gjithë këtyre viteve, mbikëqyrjen me takt, për diskutimet e frytshme me të dhe që nuk e humbi kurrë besimin tek unë.

Në veçanti, do të doja të shpreh mirënjohjen time të thellë për Prof. Tatjana Mulaj si udhëheqësia ime e parë në FIMIF. E falënderoj për mbështetjen e madhe që më ka dhënë, përkushtimin dhe këshillat e saj gjatë gjithë kohës që kam punuar në këtë departament, për inkurajimin e saj të vazhdueshëm dhe të sjellshëm.

Dëshiroj të shpreh një falënderim të veçantë për Prof. Pëllumb Berberi mbështetja morale dhe profesionale e të cilit si edhe dëshira e mirë për të diskutuar çdo gjë në lidhje me projektin më ka inkurajuar në mënyrë të vazhdueshme. Diskutimet me të në lidhje me këtë projekt ishin gjithmonë shumë të dobishme.

Gjithashtu dëshiroj të falënderoj përzemërsisht Prof. Partizan Malkaj për motivimin, diskutimet dhe bashkëpunim e frytshëm në këtë projekt si edhe për ndihmën dhe ndarjen e ekspertizës së tij në optikën e integruar.

Falënderoj të gjithë kolegët e mi në FIMIF për ndihmën e tyre si edhe të gjithë studentët e tjerë të doktoraturës të cilët kanë punuar gjatë këtyre viteve në FIMIF.

Së fundi, por jo për nga rëndësia, i jam pafundësisht mirënjohës familjes time, prindërve të mi dhe motrës time, të cilët më kanë qëndruar pranë në çdo moment duke treguar mirëkuptim dhe tolerancë për çdo "mungesë" timen. U jam mirënjohës për inkurajimin e tyre, entuziazmin dhe dashurinë pa kushte, për durimin e tyre pafund, ndihmën e madhe gjatë punës sime në këtë projekt duke qenë gjithmonë të gatshëm për mua.

Moisi Xhoxhi

Publikimet dhe Konferencat

Publikimet

1. "Multimode Interference Biosensor Working With Multiple Wavelengths And Two Polarizations", " **Moisi Xhoxhi**, Tatjana Mulaj, Partizan Malkaj, Alma Dudia, Aurel Ymeti, International International Journal of Scientific & Technology Research (IJSTR), July 2014, **ISSN**: 2277-8616, Volume 3/ Issue 7
2. " Interferometric Evanescent Wave Biosensor Principles and Parameters ", **Moisi Xhoxhi**, Alma Dudia, Aurel Ymeti, IOSR Journal of Applied Physics (JAP), **e-ISSN**: 2278-4861, September 2015, Volume 7, Issue 5
3. "Analysis of Phase Error and Cross Talk for the Young Interferometer Immunosensor", Moisi Xhoxhi, Joan Jani, Partizan Malkaj, IOSR Journal of Applied Physics (JAP), **e-ISSN**: 2278-4861, December 2015, Volume 7/ Issue 6

Konferencat

1. "Development of a Multimode Interference Based Multichannel Integrated Lab-On-A-Chip Biosensor ", Moisi Xhoxhi, Tatjana Mulaj, Partizan Malkaj, Alma Dudia, Aurel Ymeti, International Conference on Research and Education (ICRAE) **ISSN**: 2308-0825, May 2013, Shkodër, Albania
2. " Design Improvement of a Biosensor Using MMI Waveguides ", Moisi Xhoxhi, Tatjana Mulaj, Partizan Malkaj, International Conference on Research and Education in Natural Sciences (RENS2013) **ISBN**: 978-9928-4135-5-0, November 2013, Shkodër, Albania
3. " Multimode Interference Biosensor Working with Multiple Wavelengths and Two Polarizations ", Moisi Xhoxhi, Tatjana Mulaj, Partizan Malkaj, Alma Dudia, Aurel Ymeti, International Conference on "New Technologies and Applications in Medicine" (NTAM 2014), November 2014, Tirana, Albania