

UNIVERZITET U BEOGRADU

Marija D. Ivanović

**UREĐAJ ZA MERENJE KARDIOVASKULARNIH I
RESPIRATORNIH PULSACIJA NA BAZI REŠETKI U
OPTIČKIM VLAKNIMA**

doktorska disertacija

Beograd, 2014

UNIVERSITY OF BELGRADE

Marija D. Ivanović

**AN OPTICAL FIBER-GRATING DEVICE FOR
MEASURING CARDIOVASCULAR AND
RESPIRATORY PULSATIIONS**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2014

PODACI O MENTORIMA I ČLANOVIMA KOMISIJE

Mentori:

Dr Dejan Popović, redovni profesor, Elektrotehnički fakultet, Univerzitet u Beogradu

Dr Jovana Petrović, viši naučni saradnik, Institut za nuklearne nauke „Vinča“, Univerzitet u Beogradu

Članovi komisije za javnu odbranu:

Dr Ljupčo Hadžievski, naučni savetnik, Institut za nuklearne nauke „Vinča“, Univerzitet u Beogradu

Dr Vladan Vukčević, docent, Medicinski fakultet, Univerzitet u Beogradu

Dr Miodrag Vukčević, docent, Medicinski fakultet, Univerzitet u Beogradu

Datum odbrane: 10.07.2014.

Zahvalnica

Imala sam veliku čast i zadovoljstvo da tokom rada na svojoj doktorskoj tezi sarađujem sa velikim brojem kvalitetnih stručnjaka koji su na razne načine uticali na konačan oblik doktorskog rada i kojima na ovaj način želim da izrazim posebnu zahvalnost.

Na prvom mestu želila bih da se zahvalim mentorki dr Jovani Petrović na njenoj nesebičnoj pomoći u istraživanjima, na svemu što me je naučila, na podršci i strpljenju koje mi je pružila, na svim kritikama, sugestijama i pohvalama koje su mi puno značile tokom naše saradnje i izrade ove teze.

Zahvaljujem se mentoru prof. dr Dejanu Popoviću na pomoći, savetima i korisnim sugestijama tokom naše celokupne saradnje.

Veliku zahvalnost dugujem dr Ljupču Hadžievskom i dr Bošku Bojoviću na učešću u formiranju teme doktorske teze, pomoći u organizovanju snimanja na ispitanicima, kao i iskustvima koje su nesebično podelili sa mnom.

Svojim kolegama, a pre svega prijateljima dr Aleksandri Maluckov, dr Goranu Gligoriću, dr Petri Beličev Šutulović, dr Igoru Iliću, Neveni Raičević, Ani Radosavljević, i dr Milutinu Stepiću iz P grupe laboratorije za atomsku fiziku Instituta za nuklearne nauke „Vinča“, volela bih da se zahvalim na velikoj podršci i što su doprineli da mi rad u timu postane pravo zadovoljstvo. Posebno se zahvaljujem dr Aleksandru Daničiću za divno prijateljstvo i podršku, kao i na saradnji bez koje eksperimentalna snimanja ne bi bio tako zanimljiva i zabavna.*

Eksperimentalna snimanja na ispitanicima ne bi bila realizovana da nije bilo podrške i saradnje lekara dr Miodraga Vukčevića iz KBC „Bežanijska kosa“ i dr Vladana Vukčevića iz Kliničkog centra Srbije. Ispitanicima se zahvaljujem na njihovom strpljenju, učešću, ljubaznosti i velikoj pomoći.

Ovom prilikom želela bih da pomenem dr Toma Olsopa (Thomas Allsop), Dotuna Adebaja (Abedotun Adebayo) kao i ostale saradnike istraživačke grupe za fotoniku sa

Aston Univerziteta iz Birmingema, Engleska, koji su mi pomogli i strpljivo me uveli u eksperimentalni svet fiber-optike.

Za saradnju na realizaciji polikardiografa zahvaljujem se Goranu Simiću. Za pomoć u izradi softverskih aplikacija i akviziciji u LabVIEW-u zahvaljujem se dr Nadici Miljković sa Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu i Sofiji Poledici iz National Instruments-a.

Želela bih da izrazim najdublju zahvalnost svojim roditeljima, Draganu i Gordani, bratu Marku i supruhu Vladimiru na nesebičnoj pomoći, podršci i strpljenju koju su mi pružili tokom mog rada na ovoj tezi. Zahvaljujući njima naučila sam mnogo o posvećenosti radu, motivisanosti i ljubavi prema poslu.

Marija Ivanović

Uređaj za merenje kardiovaskularnih i respiratornih pulsacija na bazi rešetki u optičkim vlaknima

Rezime

Osetljivost karakteristika rešetki upisanih u optička vlakna na parametre sredine i sile koje deluju na vlakna dovela je do njihove široke primene u senzorskim sistemima. Standardne metode korišćenja rešetki sa dugim periodom kao senzora zahtevaju korišćenje skupe aparature čineći ih nepraktičnim za kliničku praksu. U cilju prevazilaženja ovog problema razvijena je metoda merenja koja se zasniva na snimanju izlazne snage na samo jednoj talasnoj dužini pomoću fotodiode. Predložena merna šema je ekonomična, jednostavna za rukovanje, prenosiva i ne zahteva visokospecijalizovanog operatera, što je čini pogodnom za kliničku praksu.

Ova teza se bavi sa dva aktuelna problema u pulmološkim (određivanje disajne zapremine tokom mehaničke ventilacije) i kardiološkim (određivanje parametara funkcionisanja leve komore koji se mogu povezati sa srčanom insuficijencijom) merenjima. Polazi se od pretpostavke da se za rešavanje ovih problema mogu koristiti fiber-optički senzori zakrivljenosti i malih pomeraja na bazi rešetki sa dugim periodom. Kako se mere različite fiziološke pulsacije na delovima tela sa različitim zakrivljenostima, osetljivost i opseg senzora određeni u prvoj fazi istraživanja bili su ključni za izbor i način primene senzora u ispitivanjima na dobrovoljcima. Takođe, u tezi je prvi put sistematski proučavan odziv fiber-optičkih rešetki na pomeraj lokalizovan na svega nekoliko njihovih perioda.

Klinički standard za praćenje disajnih zapremina tokom mehaničke ventilacije se zasniva na korišćenju senzora na bazi protoka vazduha kroz oronazalnu masku. Neizbežno curenje vazduha kroz sigurnosne ventile na masci unosi grešku u merenje zapremine i sinhronizaciju ventilatora sa spontanim disanjem bolesnika što može dovesti do nedovoljne ventilacije i/ili oštećenja disajnih puteva. U tezi je predložena nova metoda neinvazivnog praćenja zapremina pluća pomoću fiber-

optičkog senzora zakrivljenosti. Pritom u merenjima se polazi od hipoteze da je promena zapremine vazduha u plućima korelisana sa promenom lokalne krivine torza u predelu rebara sa čvrstim potkožnim tkivom. Ova pretpostavka je proverena uporednim merenjima senzorom i spirometrom na slučajnom uzorku od 18 zdravih ispitanika, pri čemu je uspostavljena linearna korelacija. Pored toga, u tezi je pokazano da se merenjem promene krivine torza pomoću jednog fiber-optičkog senzora dobijaju zadovoljavajući rezultati za klinički relevantne dubine disanja.

Dijagnostika mnogih kardiovaskularnih oboljenja se ne može obaviti u primarnoj zdravstvenoj zaštiti zbog potrebe za korišćenjem skupe aparature i vremena visokostručnih lekara. Time je znatno otežana detekcija tih oboljenja u ranoj fazi kada se one mogu zaustaviti ili izlečiti. Jedno takvo oboljenje je srčana insuficijencija koja se može detektovati pomoću ehokardiograma kod lekara specijaliste. Sa druge strane, istraživanja ukazuju na mogućnost određivanja parametara funkcionisanja leve komore koji se mogu povezati sa srčanom insuficijencijom (ejekciona frakcija i dužina sistolnih intervala) na osnovu merenja električnih i mehaničkih pulsacija na površini tela. U ovoj tezi je ispitana mogućnost merenja pulsacija velikih arterija i vrha srca pomoću fiber-optičkog senzora malih pomeraja, a zatim je predložen i konstruisan novi instrument koji sinhronizuje i simultano obrađuje signale sa ovih senzora i signale sa elektrokardiografa i fonokardiografa. Pilot merenja dužina sistolnih intervala na 6 zdravih ispitanika su pokazala da se dobijene vrednosti nalaze u očekivanom opsegu za zdrave ispitanike, dok su za ejakcionu frakciju određenu na osnovu korelacija iz literature u dva slučaja dobijene realne vrednosti za zdrave ispitanike, a u trećem vrednosti više od klinički očekivanih.

Na osnovu rezultata prikazanih u tezi zaključuje se da se fiber-optičke rešetke sa dugim periodom mogu koristiti kao senzori zakrivljenosti i malih pomeraja, kao i da se isti mogu primeniti u merenjima respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija na površini kože. Ovo čini osnovu za njihov dalji razvoj ka primenama u kliničkoj praksi.

Ključne reči: fiber-optički senzori, rešetke sa dugim periodom, merenje zakrivljenosti, neinvazivna merenja u medicini, mehanička ventilacija, disajne zapremine, ejakciona frakcija

Naučna oblast: Elektrotehnika

Uža naučna oblast: Biomedicinski inženjering

UDK broj: 621.3

An optical fiber-grating device for measuring cardiovascular and respiratory pulsations

Abstract

The sensitivity of fiber-gratings to the parameters of their physical environment and forces applied to the fiber has led to their extensive use as sensors. Standard optical interrogation techniques applied to longperiod grating (LPG) sensors usually require expensive equipment that imposes a limit to their usage in clinical practice. In an attempt to overcome this limitation, we have developed a monochromatic interrogation scheme that relies on the measurement of power transmitted through an LPG at a single wavelength. The proposed scheme is economical, easy to implement, portable and does not require highly trained operator, which makes it suitable for clinical use.

In this thesis we address two current problems in respiratory measurements (continuous monitoring of respiratory volumes during mechanical ventilation) and cardiovascular measurements (evaluation of left ventricular systolic function related to heart failure). This thesis is based on the assumption that these two problems can be solved by using LPG sensors of bending and small displacements, respectively. As we measure physiological pulsations on different body parts with different curvatures, the sensor characterisation performed during the first stage of this research was crucial for the choice of sensors for measurements on volunteers. Moreover, to the best of our knowledge, this thesis represents the first study of the response of a fiber-grating to a local disturbance confined to several grating periods.

In the current clinical practice, continuous monitoring of respiratory volumes during mechanical ventilation is based on the measurement of air flow through an oronasal mask. The errors of monitoring of respiratory volumes and patient-ventilator asynchrony due to the inevitable air leaks from the mask may lead to insufficient ventilation and/or damage of the airway system. In this thesis we

describe a new method for noninvasive monitoring of the respiratory volumes using the fiber-grating sensor of bending. This method is grounded on the hypothesis that the volume of the inhaled air is proportional to the change in a local torso curvature in a ribs area with stiff underlying tissues. This hypothesis is proven by the simultaneous measurement of respiratory volumes by an LPG sensor and a spirometer on the set of 18 healthy volunteers. A linear correlation between the two methods is established. In this thesis, we show that by using a single fiber-grating sensor one can get a good estimate of respiratory volumes for all clinically relevant volumes.

Diagnostics of many cardiovascular disfunctions cannot be performed in primary clinical care due to the high cost and long duration of tests. As a consequence, these disfunctions cannot be detected in an early stage, when they can be stopped or cured. One of them is heart failure (HF) which is diagnosed by relatively costly echocardiography performed by a doctor specialist. However, research results show that the parameters of left ventricular systole (ejection fraction and systolic time intervals), that are obtainable from the electrical and mechanical pulsations on the surface of the body, can be related to the clinical status of patients with HF. In this thesis we have validated a measurement method that permits monitoring of arterial and apex pulsations by LPG sensors of small displacement. A new device has been designed which combines and synchronizes the signals from an LPG sensor with signals from electrocardiograph and phonocardiograph. The pilot study on the set of 6 healthy volunteers has given the values of systolic time intervals as expected for healthy people, while the values of ejection fraction, calculated from the correlations obtained from the literature, were clinically realistic in two cases and higher than expected in the third case.

Based upon the results shown in this thesis, we can conclude that LPG sensors can be used as sensors of bending and small displacements and that they can be applied for measuring respiratory and cardiovascular pulsations on the surface of the body, respectively. These results form a basis for their further development toward applications in clinical practice.

Keywords: fiber-optics sensors, long period grating, curvature sensing, non-invasive medical monitoring, mechanical ventilation, respiratory volume, ejection fraction

Scientific field: Electrical Engineering

Specific topic: Biomedical Engineering

UDK number: 621.3

Sadržaj

Sadržaj	i
Spisak korišćenih skraćenica	iii
Spisak slika	vi
Spisak tabela	x
1 UVOD.....	1
2 FIBER-OPTIČKI SENZORI NA BAZI REŠETKI SA DUGIM PERIODOM... 6	
2.1 Teorija modova u optičkom vlaknu	10
2.2 Teorija sprezanja modova u optičkim vlaknima.....	11
2.2.1 Sprezanje modova u rešetkama sa dugim periodom.....	16
2.3 Matematički model osetljivosti rešetki sa dugim periodom	19
2.3.1 Osetljivost na temperaturu, istežanje i okolni indeks prelamanja.....	21
2.3.2 Osetljivost na krivinu	23
2.4 Zaključak	26
3 KARAKTERIZACIJA SENZORA ZAKRIVLJENOSTI.....	27
3.1 Senzori korišćeni u snimanju respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija	28
3.2 Instrumentacija za snimanje odziva senzora.....	30
3.3 Odziv senzora na savijanje.....	33
3.4 Odziv senzora na male pomeraje	39
3.5 Zaključak	42
4 MERENJE RESPIRATORNIH PULSACIJA.....	44
4.1 Plućna ventilacija.....	48
4.2 Protokol merenja i analiza podataka	48

4.3	Rezultati	56
4.4	Poređenje sa konkurentnim metodama	64
4.5	Zaključak	65
5	MERENJE KARDIOVASKULARNIH PULSACIJA.....	66
5.1	Ejekciona frakcija srca.....	68
5.1.1	Anatomija i fiziologija srca.....	68
5.1.2	Srčani ciklus.....	70
5.1.3	Dijagnostički parametri.....	73
5.2	Merenje karotidnih pulsacija.....	73
5.3	Polikardiografija	76
5.3.1	Instrumentacija i akvizicija.....	77
5.3.2	Određivanje ejekcione frakcije na osnovu merenja dužine sistolnih intervala	80
5.3.3	Merenje pulsacija vrha srca, radijalne arterije i arterije subklavija	84
5.4	Zaključak	86
6	ZAKLJUČAK.....	88
	Literatura.....	90
	Radovi.....	109
	Biografija	112

Spisak korišćenih skraćenica

SKRAĆENICA	ENGLISKI NAZIV	SRPSKI NAZIV
NMR		Nuklearna magnetna rezonanca
TTM	Transfer matrix method	Metoda prenosnih matrica
FBG	Fiber Bragg grating	Bragova rešetka
LPG	Long-period grating	Rešetka sa dugim periodom
SMF	Single mode fiber	Jednomodno vlakno
PTL	Progressive three layered fiber	Vlakno sa progresivnim slojevima
SWEA	Slowly varying envelope approximation	Aproksimacija sporo promenljive anvelope
ESW	Effective straight waveguide	Efektivni prav talasovod
OSA	Optical spectrum analyzer	Optički analizator spektra
DFB	Distributed feedback laser	Laser sa raspodeljenom povratnom spregom
NIV	Noninvasive ventilation	Neinvazivna ventilacija
RIP	Respiratory inductive plethysmography	Respiratorna induktivna pletizmografija
EELV	End-expiratory lung volume	Nivo izdisajne zapremine

EIT	Electrical impedance tomography	Električna impedansna tomografija
OEP	Optoelectronic plethysmography	Optoelektronska pletizmografija
EMG	Electromyography	Elektromiografija
EEG	Electroencephalography	Elektroencefalografija
HF	Heart failure	Srčana insuficijencija
CAD	Coronary artery disease	Koronarna bolest srca
EF	Ejection fraction	Ejekciona frakcija
SV	Stroke volume	Udarni volumen
CO	Cardiac output	Minutni volumen
STI	Systolic time intervals	Dužine sistolnih intervala
EDV	End-diastolic volume	End-dijastolni volumen
EKG		Elektrokardiografija
FKG		Fonokardiografija
KG		Karotidografija
AV	Atrioventricular	Atrioventrikularni
SA	Sinoatrial	Sinusatrijalni
AKG		Apekskardiogram
ESV	End-systolic volume	End-sistolni volumen
LVET	Left ventricular ejection time	Vreme ejakcije leve komore

PEP	Pre-ejection period	Pre-ejekcioni period
PKG		Polikardiografija
HR	Heart rate	Srčani ritam

Spisak slika

Slika 2.1. Šematski prikaz geometrije i profila indeksa prelamanja vlakna sa stepenastim profilom indeksa prelamanja	7
Slika 2.2. Različite strukture promene indeksa prelamanja rešetke u vlaknu.....	7
Slika 2.3. Oblik transmisionog spektra LPG rešetke	9
Slika 2.4. a) Profil moda jezgra; b) profil moda omotača SMF-28 vlakna.....	11
Slika 2.5. Difrakcija talasa na rešetki [53].....	12
Slika 2.6. a) Ilustracija sprezanja modova jezgra i omotača u LPG rešetki (gore) i sprezanja modova jezgra u FBG rešetki (dole) pomoću geometrijske optike. β osa ispod svake slike pokazuje jednačinu rešetke 2.3 za $m=-1$; b) dijagram koji ilustruje uslov slaganja faza za rezonantno sprezanje dva moda u rešetki sa periodom Λ (od vrha ka dnu raste talasna dužina λ osnovnog moda) [52]	13
Slika 2.7. a), b) Geometrija savijenog vlakna, c) profil indeksa prelamanja pravog vlakna (puna siva linija), zakrivljenog vlakna sa promenom indeksa usled istežanja (isprekidana linija) i efektivnog pravog talasovoda (puna crna linija) [81]	23
Slika 2.8. Profili intenziteta modova omotača u poprečnom preseku $y=0$ [84].....	25
Slika 3.1. a) Šematski prikaz LPG senzora; b) grafik indeksa prelamanja.....	28
Slika 3.2. Eksperimentalna postavka proizvodnje LPG rešetke metodom tačka po tačka [71].....	29
Slika 3.3. Izgled LPG senzora	30
Slika 3.4. Spektar laserskih dioda snimljen na Aston Univerzitetu. Spektar je dobijen menjanjem struje na 25.8°C	31
Slika 3.5. Laserski impulsi snimani eksternom AD karticom frekvencijom odabiranja 2500 Hz kada se laserske diode pokreću sa a) 10 Hz; b)100 Hz.....	32
Slika 3.6. a) Šematski prikaz i b) izgled opto-elektronskog modula	33

Slika 3.7. a) Spektralna karakteristika senzora zakrivljenosti merena OSA-om. Tokom savijanja dolazi do pomeranja rezonance ka crvenom delu spektra, b) Osetljivost snage LPG senzora na savijanje na 1470.4 nm mereno OSA-om (zelena linija) i fotodiodom (plava linija). Zelena linija u b) je dobijena kao presek vertikalne zelene linije i karakteristike senzora iz a). Uočena razlika između merenja OSA-om i fotodiodom su najverovatnije posledica velikih promena temperature tokom godine	34
Slika 3.8. Postupak karakterizacije senzora zakrivljenosti kroz faze a) postavljenje senzora na metalnu pločicu b) fikiranje metalne pločice za uređaj c) savijanje senzora	35
Slika 3.9. Modelovanje zakrivljenog senzora	36
Slika 3.10. Načini pričvršćivanja senzora za metalnu pločicu a) lepljenje na krajevima senzora b) podužno lepljenje senzora	36
Slika 3.11. Odzivi senzora 3 i 5 na savijanje kada im je sredina slobodna (plava linija) i kada su podužno zalepljeni (zelena linija). Crvene linije predstavljaju greške određivanja snage i krivine	37
Slika 3.12. Karakterizacija jednog senzora ponovljena 5 puta	38
Slika 3.13. Princip karakterizacije senzora malih pomeraja	39
Slika 3.14. Karakteristika signala zakrivljenosti (plava linija) i malih pomeraja (zelena linija) kada je sredina senzora slobodna. Crvene linije predstavljaju greške određivanja snage i krivine	40
Slika 3.15. Karakteristika signala zakrivljenosti (plava linija) i malih pomeraja (zelena linija) kada je senzor zalepljen. Crvene linije predstavljaju greške određivanja snage i krivine	40
Slika 3.16. Odziv senzora na savijanje (plava linija) zajedno sa odzivima na male centralizovane i decentralizovane pomeraje	41
Slika 3.17. Osetljivost senzora na male pomeraje kada je sredina senzora slobodna	42
Slika 4.1. Postavljanje senzora na torzo	49

Slika 4.2. Primeri distorzije signala usled lošeg biranja radne tačke a) saturacija, b) prolazak karakteristike rešetke kroz minimum transmisije na talasnoj dužini laserske diode.....	50
Slika 4.3. Primeri neobrađenih signala sa spirometra i LPG senzora.....	53
Slika 4.4. Primer signala sa oduzetim driftom.....	54
Slika 4.5. Primer signala jednog ispitanika kod koga se uočava velika distorzija signala korišćenjem polinoma viših stepena. Kalibraciona kriva je računata funkcijom a) 4.1, b) 4.2, c) 4.3.....	57
Slika 4.6. Primeri signala a) normalnog i b) plitkog disanja oko različitih EELV nivoa	58
Slika 4.7. Aproksimacija odziva senzora 1 na savijanje.....	58
Slika 4.8. a), b) Grafik rastura rezultata (tačke), kalibraciona funkcija (unutrašnja puna linija) i Δ oblast (spoljašnje isprekidane linije) u kalibracionom i test koraku, respektivno, c) test signal nakon kalibracije, d) tidalne zapremine dobijene sa grafika c).....	59
Slika 4.9. Primer rastura rezultata a) dubokog i b) miks disanja jednog ispitanika kod koga se pretpostavlja da se senzor pomerio.....	60
Slika 4.10. Primer rastura rezultata kod miks načina disanja koje daje a) manje b) veće zapremine na dubokim udasima od zapremina merenih pomoću spirometra.....	61
Slika 4.11. Prikaz slaganja srednjih tidalnih zapremina snimljenih senzorom i odgovarajućih zapremina merenih spirometrom za svakog od 18 zdravih ispitanika a) za prirodno i plitko disanje, b) za duboko disanje, c) za sve tipove disanja.....	62
Slika 4.12. Bland- Altman grafik razlike srednjih vrednosti tidalnih zapremina merenih spirometrom i senzorima na svih 18 ispitanika pri a) prirodnom i plitkom disanju, b) dubokom, c) svim tipovima disanja. Srednja linija predstavlja srednju razliku zapremina dobijenih ovim metodama (bajas), dok spoljne linije predstavljaju ± 1.96 std (u koje upada 95% rezultata)	63
Slika 5.1. Šematski prikaz građe i toka krvi kroz srce.....	69

Slika 5.2. Šematski prikaz elektrokardiograma (EKG), karotidograma (KG), fonokardiograma (FKG) i apekskardiograma (AKG) sa istaknutim karakterističnim talasima tokom različitih faza srčanog ciklusa a) po literaturi [135] b) izmereni našim polikardiografom.....	71
Slika 5.3. Primer signala pulsacije karotidne arterije snimane LPG senzorom.....	76
Slika 5.4. Šema elektronskog stetoskopa [153]	78
Slika 5.5. Postavljanje EKG elektroda, elektronskog stetoskopa i LPG senzora za snimanje karotidnog impulsa	81
Slika 5.6. Primer srednjeg impulsa sa karakterističnim tačkama potrebnim za računanje STI	82
Slika 5.7. Primer apekskardiograma sniman LPG senzorom	85
Slika 5.8. Primeri pulsacija arterija a) subklavije b) radijalne merenih LPG senzorima	86

Spisak tabela

Tabela 3.1. Troslojno vlakno sa progresivnim slojevima.....	29
Tabela 4.1. Rezultati test signala: poređenje signala dobijenih senzorom i spirometrom	59
Tabela 5.1. Dužine sistolnih intervala	83

1 UVOD

Rešetke upisane u optička vlakna predstavljaju periodične strukture kojima se kontroliše prostiranje svetlosti kroz vlakna. Osetljivost karakteristika optičkih rešetki na spoljašnje parametre (istezanje, temperaturu, pritisak, vibracije, krivinu, okolni indeks prelamanja) kao i mogućnost multipleksiranja i više-parametarskih merenja dovela je do njihove široke primene u senzorskim sistemima. Kako se optička vlakna odlikuju biokompatibilnošću, netoksičnošću, hemijskom inertnošću kao i debljinom manjom od standardnih hirurških struktura, rešetke u optičkim vlaknima imaju veliki potencijal za biomedicinske primene. Ove strukture ne proizvode imunološki odgovor organizma te su potpuno bezbedne za *in vivo* merenja na ljudima. Pored toga treba napomenuti da su rešetke u optičkim vlaknima neosetljive na elektromagnetne promene u njihovoj okolini, što ih čini pogodnim za primenu u aplikacijama gde se klasični električni senzori ne mogu koristiti, kao kod nuklearne magnetne rezonance (NMR-a) [1, 2].

Zbog atraktivnih osobina optičkih rešetki intenzivno se istražuju nove tehnike za primenu ovih senzora u različitim oblastima medicine, kao na primer u **biomehanici** za mapiranje pritiska u ortopedskim zglobovima [3, 4, 5], za merenje deformiteta na butnoj kosti [6], za određivanje efekta dekalifikacije [7], za merenje distribucije pritiska kod intervertebralnih diskova [8, 9, 10, 11, 12]; u **zubnoj biomehanici** za merenje osobina

stomatoloških materijala [13, 14], za merenje istezanja na površini implantiranih vilica [15, 16, 17]; u **ginekologiji** za intravaginalno merenje pritiska mišića karlice [18]; u **imunologiji** kao biosenzori za imobilizaciju antitela [19], za praćenje aktivnosti mikroba [20], za kvantifikaciju HIV proteina [21]; u **pulmologiji** za merenje pokreta tela tokom disanja [22, 23, 24, 25, 26] i određivanje disajne frekvencije [27, 28, 29], za praćenje vitalnih parametara tokom NMR-a, gde se pored pulmoloških parametara prati i kardiološki parametar – srčana frekvencija [27, 28, 29]. U **kardiološkim** ispitivanjima pored praćenja srčane frekvencije, ovi senzori se još koriste i za određivanje krvnog pritiska [30] i kao deo balistokardiografa [31].

U aplikacijama koje su orijentisane ka praćenju vitalnih funkcija odnosno dobijanju informacija o disajnim i/ili srčanim frekvencijama u jakom elektromagnetnom polju tokom NMR-a koriste se rešetke sa kratkim periodom [27, 28, 22, 29, 32, 33]. Ove rešetke se koriste za snimanje promena obima torza odnosno istezanja senzora. Naš motiv je drugačiji. U ovoj tezi će se proučavati fiber senzori na bazi rešetki sa dugim periodom za praćenje promena krivina torza na površini tela i malih lokalnih pomeraja na površini vrata nastalih kao posledica respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija. Alternativni izbor bi bile rešetke sa kratkim periodom upisane u optička vlakna, ali kako rešetke sa dugim periodom imaju veću osetljivost na savijanje od rešetki sa kratkim periodom, opredelili smo se za rešetke sa dugim periodom.

Neinvazivna ventilacija može spasiti život osobama obolelim od hronične opstruktivne bolesti pluća (oko 64 miliona ljudi), koja je trenutno na petom mestu vodećih uzroka smrtnosti u svetu, a procenjuje se da će do 2030. god. biti na trećem mestu [34, 35]. Oslanjanje na vrednosti koje daju merači protoka vazduha u ventilatorima nije preporučljivo usled neizbežnog curenja vazduha kroz oronazalnu masku, što se nadomešćuje lekarskom procenom posmatranjem pokreta grudnog koša [36, 37]. Kako je ovakva procena vremenski zahtevna za lekara, subjektivna i veoma zavisi od stručnosti lekara intenzivno se istražuju novi merači disajnih zapremina. Ključni korak je napravljen uspostavljanjem korelacije između zapremine pluća i pokreta torza i abdomena [38]. Neslaganje između ritma disanja koje obezbeđuje ventilator sa spontanim ritmom disanja bolesnika može dodatno opteretiti respiratorni sistem i pogoršati stanje kritično obolelih bolesnika. Standardni postupci za sinhronizaciju ventilatora sa disanjem ispitanika koriste

pneumatske parametre za aktivaciju ventilatora. Postupak praćenja pokreta grudnog koša ispitanika pri udahu bi omogućio aktivaciju ventilatora nezavisno od curenja vazduha.

U ovoj tezi ćemo predstaviti metodu za merenje disajnih zapremina pomoću jednog fiber-optičkog senzora krivine na bazi rešetke sa dugim periodom. Predloženi metod merenja disajnih zapremina ne zavisi od protoka vazduha i stoga nema grešku koju izaziva curenje vazduha kroz oronazalnu masku, a koja je osnovna greška metoda koje se koriste u savremenoj kliničkoj praksi. Pored toga, primenom ove metode uklanja se potreba za lekarskim nadzorom disanja. Senzor i merna šema su kompaktni i ekonomični, a merna procedura neinvazivna i jednostavna, čime su ispunjeni tehnički uslovi za primenu ove metode u zdravstvu.

Najčešće upotrebljavani klinički standardi za dijagnostiku srčanih oboljenja su elektro- i ehokardiografija. Dok je EKG rasprostranjen u primarnoj zdravstvenoj zaštiti, ehokardiografija je dostupna relativno malom broju bolesnika čime se smanjuje verovatnoća pravovremene dijagnoze. S obzirom na to da pravovremena dijagnoza predstavlja najbolji način za prevenciju oboljenja i smanjenje smrtnosti kao i to da su kardiovaskularne bolesti vodeći uzrok smrtnosti u Evropi (47% od ukupne smrtnosti u 2012. god. [39]) postoji potreba za razvojem novih neinvazivnih metoda koje su jednostavne za upotrebu i imaju pristupačnu cenu.

U tezi je opisan novi dijagnostički uređaj (polikardiograf) koji kombinuje senzore na bazi rešetki u optičkim vlaknima za detekciju kardiovaskularnih pulsacija sa površine tela sa dve konvencionalne dijagnostičke metode – elektrokardiografijom i fonokardiografijom. Istovremenom registracijom ovih signala moguće je dobiti dobru meru funkcionisanja leve komore [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48]. Ova tehnika je jeftina, jednostavna za upotrebu i ne iziskuje visoko-stručno osoblje, čime pokazuje dobar potencijal za uvođenje u primarnu zdravstvenu zaštitu.

Teza je urađena kao deo projekta P* grupe Laboratorije za atomsku fiziku Instituta za nuklearne nauke „Vinča“ u saradnji sa Aston Univerzitetom iz Velike Britanije. Naučno-tehnički doprinos autora teze se sastoji u detaljnom ispitivanju odziva senzora na bazi rešetki sa dugim periodom na savijanje i pobudu lokalizovanu na mali broj perioda rešetke dobijenog snimanjem izlazne snage na samo jednoj talasnoj dužini; prilagođavanju akvizicije podataka sa senzora pulmološkoj i kardiološkoj aplikaciji kao i

sinhornizaciji signala senzora, elektrokardiografskih signala i signala elektronskog stetoskopa (polikardiografija); realizaciji šeme za snimanje fonokardiograma; obradi i analizi snimljenih podataka. Pored toga, autor teze je učestvovao i u pravljenjima protokola za snimanje pulmoloških i kardioloških pulsacija sa površine tela; u merenjima na ispitanicima i u prilagođavanju postojećeg EKG uređaja za polikardiografiju.

Struktura teze po glavama je sledeća:

Druga glava teze predstavlja upoznavanje sa teorijom o sensorima na bazi rešetki sa dugim periodom koji se koriste za detekciju respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija. Za modelovanje rešetke se koristi teorija sprezanja modova u kojoj je objašnjeno pod kojim uslovima dolazi do sprezanja, kako ono izgleda i od čega zavisi. Takođe, u ovoj glavi je izveden matematički model osetljivosti rešetki sa dugim periodom na temperaturu, istežanje i okolni indeks prelamanja, dok je osetljivost na savijanje samo fenomenološki objašnjena.

U trećoj glavi teze dati su opis senzora i uređaja korišćenog za snimanje transmitovane snage kroz rešetke sa dugim periodom na samo jednoj talasnoj dužini a koji je razvijen na Aston Univerzitetu. Ovaj uređaj je iskorišćen za karakterizaciju senzora zakrivljenosti i pobudu lokalizovanu na mali broj perioda rešetke, koja je ovde detaljno izložena.

Četvrta glava teze predstavlja respiratornu aplikaciju. Na početku ove glave su izloženi trenutno stanje i problemi u kliničkoj praksi kod mehaničke ventilacije. U cilju njihovog rešavanja razvijen je protokol merenja koji se sastoji iz dve faze: kalibracione i test. Protokol merenja zajedno sa postupkom analize rezultata je detaljno objašnjen u ovoj glavi. Rezultati studije uz diskusiju i poređenje naše metode sa drugim metodama su dati na samom kraju ove glave.

Peta glava teze predstavlja kardiovaskularnu aplikaciju. U ovoj glavi je predstavljena metoda određivanja ejekcione frakcije na osnovu merenja dužina sistolnih intervala dobijenih simultanim snimanjem elektrokardiograma, fonokardiograma i karotidograma. Za snimanje pulsacija karotidne arterije iskorišćena je metoda koja se zasniva na snimanju transmitovane snage kroz senzor na bazi rešetke sa dugim periodom. Detaljan opis razvijenog polikardiografa je izložen u ovoj glavi. Pored toga, prikazani su

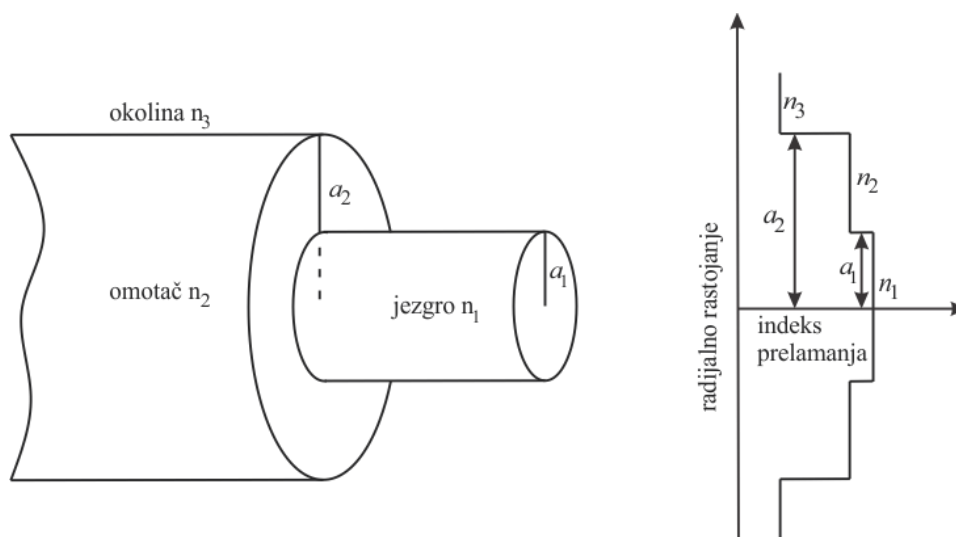
i primeri snimaka dobijeni merenjem pulsiranja vrha srca, radijalne arterije i arterije subklavije sensorima na bazi rešetki sa dugim periodom.

U šestoj glavi je dat generalni zaključak o korišćenju senzora na bazi rešetki sa dugim periodom za merenje respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija kao i o metodama razvijenim tokom rada na tezi.

2 FIBER-OPTIČKI SENZORI NA BAZI REŠETKI SA DUGIM PERIODOM

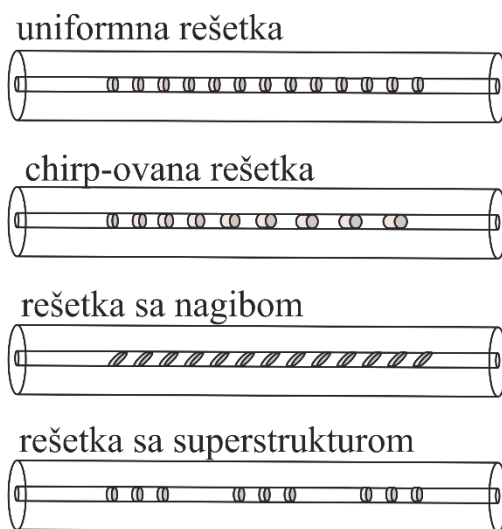
U svom najjednostavnijem obliku, optička vlakna se sastoje od staklenog jezgra koje je okruženo slojem omotača, čiji indeks prelamanja n_2 je malo manji (obično 1-2 % manji) od indeksa prelamanja jezgra n_1 (slika 2.1). Takva vlakna se generalno nazivaju vlakna sa stepenastim profilom indeksa prelamanja (*step-index fiber*), da bi se razlikovala od vlakana sa gradijentnim profilom (*graded-index fiber*), kod kojih indeks prelamanja postepeno opada od centra jezgra prema periferiji [49]. Prostiranje talasa u optičkom vlaknu se analizira rešavanjem Maxwell-ovih jednačina [50, 51] sa odgovarajućim graničnim uslovima, čija rešenja predstavljaju optičke modove. Ovi modovi se u odsustvu perturbacije prostiru bez sprežanja. Do sprežanja može doći ako talasovod ima periodičnu faznu i/ili amplitudsku perturbaciju (rešetku) sa periodom čija je inverzna vrednost bliska zbiru ili razlici konstanti prostiranja modova. Kada se rešetke upišu u optičko vlakno, one su te koje kontrolišu osobine svetlosti koja će biti vođena ili izračena. Treba još napomenuti da vođenje svetlosti kroz rešetku u optičkom vlaknu nije određeno samo periodom rešetke već i osobinama samog vlakna i okruženja. Rešetka se može modelovati različitim metodama kao što su: teorija sprežanja modova, metoda prenosnih matrica

(Transfer matrix method - TTM), Rouard-ova metoda, Bloch-ova teorija, Hamilton-ova metoda i dr.



Slika 2.1. Šematski prikaz geometrije i profila indeksa prelamanja vlakna sa stepenastim profilom indeksa prelamanja

Neki od najčešćih dizajna rešetki su prikazani na slici 2.2.



Slika 2.2. Različite strukture promene indeksa prelamanja rešetke u vlaknu

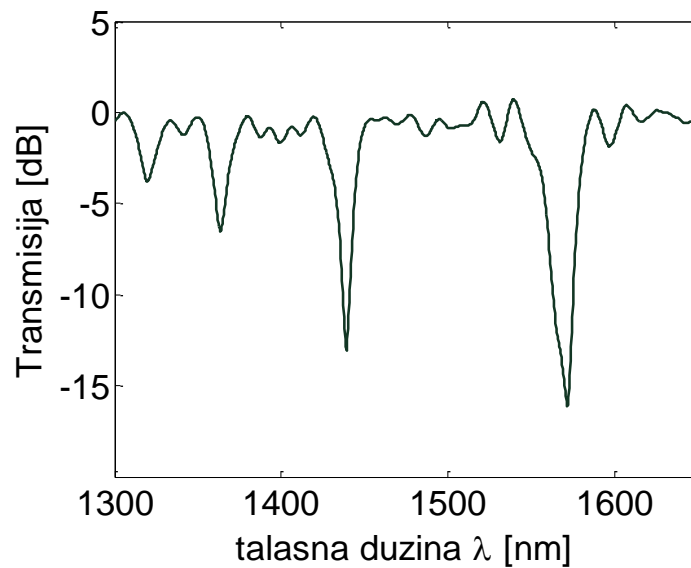
U zavisnosti od dužine perioda rešetke se dele na: Bragg-ove rešetke ili rešetke sa kratkim periodom (fiber Bragg gratings - FBG) i rešetke sa dugim periodom (long-period gratings - LPG). FBG rešetke imaju submikronski period i rade na principu sprezanja osnovnog moda sa kontradirekcionim modovima, dok LPG rešetke najčešće imaju periode u opsegu od 100 μm do 1mm i kod njih dolazi do sprezanja osnovnog moda sa kodirekcionim modovima [51, 52, 53].

Periodične modulacije optičkih osobina vlakna se mogu postići trajnom modifikacijom indeksa prelamanja jezgra ili fizičkom deformacijom vlakna. Modulacija indeksa prelamanja jezgra se može dobiti UV zračenjem [54, 55, 56, 57], jonskom implantacijom [58], femtosekundnim impulsnim zračenjem [59], zračenjem CO₂ laserom [60, 61], difuzijom dopanata u jezgro [62] i električnim pražnjenjem [63, 64]. Deformacija vlakna se može postići mehanički [65, 66], sužavanjem vlakna topljenjem [67] ili naprezanjem materijala jezgra [68] ili omotača [69]. Proizvodnja rešetki UV zračenjem je dobro poznata i predstavlja najčešće korišćenu metodu modulacije indeksa prelamanja jezgra [70, 51]. Uvođenje modulacija indeksa prelamanja ovom metodom se može izvesti tačku po tačku [71] ili se cela dužina LPG rešetke može simultano formirati izlaganjem vlakna laserskom zračenju preko amplitudne maske [71, 72], preko reljefnih ogledala [73] ili korišćenjem niza mikrosočiva [74], čime se omogućava brz i reproduktivan način proizvodnje [70, 51]. Rešetke koje će se koristiti u ovom radu su proizvedene UV zračenjem koristeći metodu tačka po tačka [71]. Proces proizvodnje je realizovan na Aston Univerzitetu iz Birmingema u Engleskoj.

Rešetke u optičkim vlaknima se koriste u fiber-optičkim komunikacijama (npr. kao filtri spektra) i sensorima. Prednosti ovakvih uređaja su: jednostavan način proizvodnje, malo slabljenje, kompaktnost i potencijalno niska cena. Međutim, najistaknutija karakteristika rešetki je fleksibilnost koju nude za postizanje željene spektralne karakteristike [75, 53]. Moguće je menjati i modulirati različite fizičke parametre rešetke: period (modulacija chirp-ovanjem), indukovanu promenu indeksa prelamanja (modulacija apodizacijom), dužinu, i nagnutost rešetke, kao i to da li podržavaju sprezanje osnovnog moda sa modovima koji propagiraju u istom ili suprotnom smeru na željenoj talasnoj dužini. Varirajući ove parametre, mogu se napraviti rešetke sa normalizovanom širinom ($\Delta\lambda/\lambda$) između 0.1 i 10^{-4} , sa izrazito oštrom spektralnom i odabranom disperzivnom karakteristikom [53].

U transmissionom spektru LPG rešetki mogu se primetiti serije linija slabljenja na određenim talasnim dužinama, pri čemu svaka linija slabljenja odgovara sprezanju osnovnog moda sa različitim modovima omotača (slika 2.3). Oblik spektra i rezonantna talasna dužina zavise od perioda i dužine LPG rešetke, kao i od lokalnog okruženja (temperatura, vlažnost, indeks prelamanja sredine koja okružuje vlakno) i sila primenjenih na vlakno (istezanje, savijanje, opterećenje) [70]. Osetljivost na određenu

mernu veličinu zavisi od sastava vlakna kao i reda moda omotača sa kojim se osnovni mod jezgra spreže, zbog čega je različita za svaku liniju slabljenja [70]. Kako linije slabljenja različito reaguju na spoljašnje uticaje, LPG rešetke predstavljaju obećavajuću alatku za napredne aplikacije senzora. To znači da se LPG rešetke mogu iskoristiti za simultano merenje više parametara, npr. istezanja i temperature [76], posmatrajući odziv različitih linija slabljenja. Međutim, zbog simultane osetljivosti jedne linije slabljenja na više parametara nije uvek moguće razlikovati efekte različitih parametara. Ovaj fenomen se naziva unakrsna-osetljivost (*cross-sensitivity*) i nepoželjna je u primenama koje se zasnivaju na merenju samo jednog parametra. Stoga, bez obzira na to da li želimo da minimiziramo ili maksimiziramo osetljivost na neki parametar, poznavanje osetljivosti na različite parametre je poželjno znati unapred radi praktičnog dizajna uređaja.



Slika 2.3. Oblik transmissionog spektra LPG rešetke

U ovoj tezi za modelovanje rešetke će se koristiti teorija sprezanja modova. Kako se u njoj podrazumeva da profili električnog polja modova neperturbovanog vlakna ostaju nepromenjeni u prisustvu slabe perturbacije, analizu ćemo početi određivanjem modova u neperturbovanom optičkom vlaknu. Zatim će se u model uvesti rešetka, koja uzrokuje razmenu energije (sprezanje) između modova. U teoriji sprezanja modova biće objašnjeno pod kojim uslovima dolazi do sprezanja, kako ono izgleda i od čega zavisi. U ovoj glavi biće izveden i matematički model osetljivosti LPG rešetke na temperaturu, istezanje i okolni indeks prelamanja. Pošto matematički model osetljivosti LPG rešetke na krivinu zahteva obimne numeričke proračune koji izlaze iz okvira ove teze, ukratko će

biti objašnjeno šta se dešava u rešetki kada dođe do savijanja. Eksperimentalna karakterizacija LPG senzora zakrivljenosti biće detaljno izložena u poglavlju 3.

2.1 Teorija modova u optičkom vlaknu

U tezi je iznet osnovni koncept modova optičkih vlakana sa stepenastim profilom indeksa prelamanja, bitan za razumevanje rešetki upisanih u takvo vlakno. Detaljna analiza se može naći u literaturi [50, 51, 52].

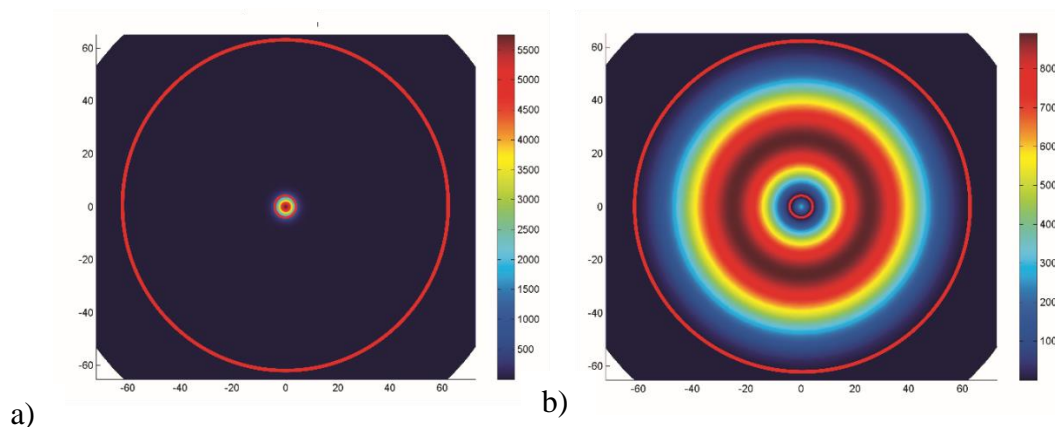
Matematički model, izložen u ovoj tezi, se odnosi na jednomodno vlakno (Single mode fiber - SMF vlakano) sa stepenastim profilom indeksa prelamanja, čija je geometrija data na slici 2.1. Ovaj model je validan i za troslojno vlakno sa progresivnim slojevima (Progressive three layer fiber - PTL vlakno) kod koga spoljni omotač ima indeks prelamanja n_3 . Tačno rešenje hibridnih modova (EH i HE modova) za ovakva vlakna zahteva rešavanje talasne jednačine u cilindričnim koordinatama i veoma je komplikovano. Međutim, za vođene modove jezgra, opravdano je koristiti pretpostavku slabog vođenja ($n_1 - n_2 \ll 1$), koja dovodi do znatnog uprošćavanja problema nalaženja komponenti polja i uslova postojanja modova jezgra. Koristeći pomenutu aproksimaciju dobija se uslov postojanja modova:

$$\begin{aligned} V\sqrt{1-b} \frac{J_{l+1}(V\sqrt{1-b})}{J_l(V\sqrt{1-b})} &= V\sqrt{b} \frac{K_{l+1}(V\sqrt{b})}{K_l(V\sqrt{b})}, \\ V\sqrt{1-b} \frac{J_{l-1}(V\sqrt{1-b})}{J_l(V\sqrt{1-b})} &= -V\sqrt{b} \frac{K_{l-1}(V\sqrt{b})}{K_l(V\sqrt{b})}, \end{aligned} \quad 2.1$$

gde je J_l Bessel-ova funkcija prve vrste l -tog reda, K_l modifikovana Bessel-ova funkcija druge vrste l -tog reda, $V = (2\pi a_1 / \lambda) \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$ normalizovana frekvencija (V parametar vlakna), koja određuje koliko vođenih modova može postojati u vlaknu sa stepenastim profilom indeksa prelamanja, i $b = (n_{eff}^2 - n_2^2) / (n_1^2 - n_2^2)$ u kome je n_{eff} efektivni indeks prelamanja moda $n_{eff} = (2\pi / \lambda) \beta$, a β konstanta prostiranja moda jezgra.

Mod LP_{01} (HE_{11}) može da se prostire na svakoj talasnoj dužini. Drugim rečima ovaj mod nema frekvenciju odsecanja (*cutoff frequency*) i uvek postoji bez obzira na veličinu normalizovane frekvencije V [50]. Pošto u ovoj tezi razmatramo slučaj samo

jednomodnih vlakana, pod modom jezgra ćemo podrazumevati mod LP_{01} . Takođe, u ovoj tezi ćemo razmatrati samo slučaj uniformne rešetke sa kružnom simetrijom indeksa prelamanja po poprečnom preseku vlakna, kada se jedino modovi omotača koji imaju azimutni red $l=1$ mogu efikasno sprežati sa modom jezgra. Analitički izrazi za profile modova jezgra i omotača azimutnog reda $l=1$ za geometriju sa slike 2.1 mogu se naći u [52]. Ovde je bitno istaći da je longitudinalna komponenta električnog polja oko 2 reda veličine manja od transverzalne komponente [52]. Primeri profila polja moda jezgra i jednog moda omotača (simetričan mod) koji ima dovoljno velik integral preklapanja sa modom jezgra su dati na slici 2.4.



Slika 2.4. a) Profil moda jezgra; b) profil moda omotača SMF-28 vlakna

2.2 Teorija sprežanja modova u optičkim vlaknima

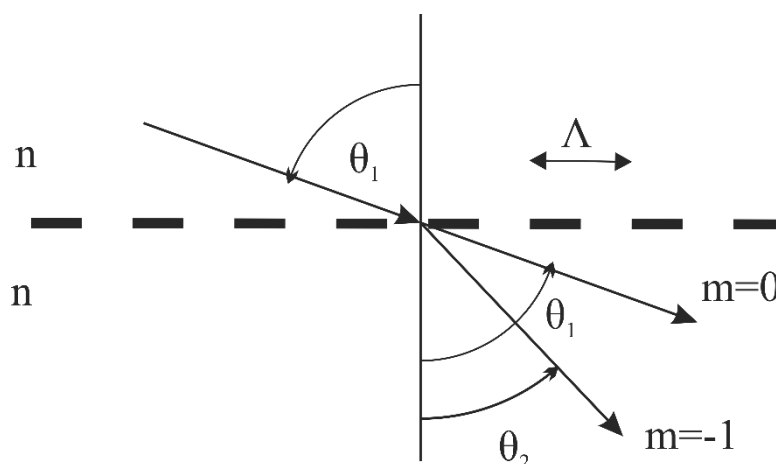
Već je pomenuto da kada se rešetka upiše u vlakno dolazi do sprežanja modova. Profili polja se koriste da bi se odredila jačina sprežanja modova, dok se propagacione konstante (efektivni indeksi prelamanja) koriste za određivanje pozicije rezonance sprežanja u spektru. Radi lakšeg razumevanja koncepta sprežanja modova analizu ćemo izvesti za slučaj sprežanja dva moda. Na kraju će u par rečenica biti objašnjeno kako se problemu pristupa u praksi.

Rešetke u vlaknu su optičke difrakcione rešetke, i samim tim kada upadni talas nailazi na rešetku pod uglom θ_1 u odnosu na normalu, on stvara efekat koji se može opisati pomoću poznate jednačine rešetke [50, 77]:

$$n \sin \theta_2 = n \sin \theta_1 + m \frac{\lambda}{\Lambda}, \quad 2.2$$

gde je θ_2 ugao difrakcije talasa, λ talasna dužina talasa, Λ period rešetke, a konstanta m ceo broj koji određuje red difrakcije (slika 2.5). Ova jednačina određuje pravac θ_2 pod kojim se dešava konstruktivna interferencija. Međutim, iz nje se indirektno može odrediti i talasna dužina na kojoj dolazi do najefikasnijeg sprezanja između modova (rezonantna talasna dužina). Kako je konstanta prostiranja data sa $\beta = (2\pi/\lambda)n_{eff}$, gde je $n_{eff} = n \sin \theta$, jednačina rešetke za vođene modove se može napisati u obliku

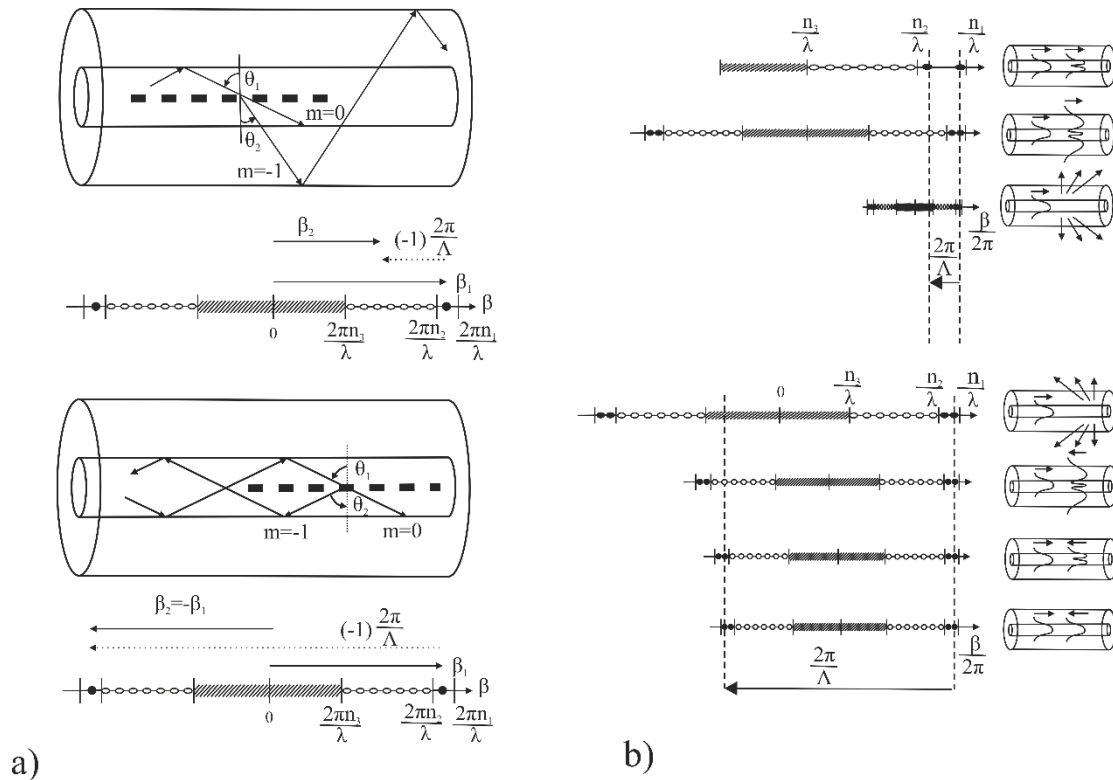
$$\beta_2 = \beta_1 + m \frac{2\pi}{\Lambda}. \quad 2.3$$



Slika 2.5. Difrakcija talasa na rešetki [53]

Za difrakciju prvog reda $m = -1$, koja se obično dešava u rešetkama, uslov 2.3 je prikazan na β osi ispod slike vlakna na slici 2.6. Puni krugovi pokazuju vezane modove jezgra ($n_2 < n_{eff} < n_1$), prazni krugovi modove omotača ($n_3 < n_{eff} < n_2$), dok šrafirani deo predstavlja kontinuum radijacionih modova ($0 < n_{eff} < n_3$). Negativne vrednosti β označavaju da se mod prostire u $-z$ smeru. Sa slike 2.6a) se jasno vidi da u slučaju kada je period rešetke mali dolazi do sprezanja osnovnog moda sa modovima koji se kreću u suprotnom smeru od njega (FBG), dok u slučaju kada je period rešetke velik osnovni mod se spreže sa modovima koji se kreću u istom smeru (LPG). Na tačno određenoj talasnoj dužini u zavisnosti od perioda rešetke može doći do sprezanja osnovnog moda sa višim modovima jezgra, modovima omotača ili radijacionim modovima u oba smera. Kada bi se merio transmisioni spektar moda jezgra najnižeg reda kroz rešetku sa datim periodom u veoma širokom opsegu talasnih dužina, izmerena slabljenja u transmisionom spektru bila bi posledica sledećih procesa: na najkraćim talasnim dužinama bi dolazilo do

sprezanja osnovnog moda sa modom jezgra višeg reda koji propagira u istom smeru; na malo većim talasnim dužinama do sprezanja osnovnog moda sa modovima omotača koji propagiraju u istom smeru; dok bi na još većim talasnim dužinama dolazilo do sprezanja osnovnog moda sa radijacionim modovima u istom smeru. Ako bi se posmatralo šta se dešava na još većim talasnim dužinama videlo bi se da dolazi do sprezanja osnovnog moda sa modovima koji propagiraju u suprotnom smeru i to sledećim redosledom. Prvo bi došlo do sprezanja osnovnog moda sa radijacionim modovima, zatim sa modovima omotača, onda sa modovima jezgra višeg reda i na kraju na najvećoj talasnoj dužini sa modom jezgra najnižeg reda koji propagira u suprotnom smeru (Bragg-ova refleksija) (slika 2.6b))



Slika 2.6. a) Ilustracija sprezanja modova jezgra i omotača u LPG rešetki (gore) i sprezanja modova jezgra u FBG rešetki (dole) pomoću geometrijske optike. β osa ispod svake slike pokazuje jednačinu rešetke 2.3 za $m=-1$; b) dijagram koji ilustruje uslov slaganja faza za rezonantno sprezanje dva moda u rešetki sa periodom Λ (od vrha ka dnu raste talasna dužina λ osnovnog moda) [52]

Za LPG rešetke važi da je $\beta_2 > 0$, pa se za $m = -1$ iz jednačine 2.3 dobija da je rezonantna talasna dužina transmisionne rešetke data sa

$$\lambda = (n_{eff,1} - n_{eff,2})\Lambda. \tag{2.4}$$

Jednačina 2.4 se naziva uslovom slaganja faza za LPG rešetke. Do istog rezultata bi se došlo i da se posmatra zakon održanja impulsa po kome suma propagacionog vektora incidentnog moda $\vec{\beta}_1$ i recipročnog vektora rešetke $(-2\pi/\Lambda)$ mora biti jednaka propagacionom vektoru $\vec{\beta}_2$.

Teorija sprezanja modova se često koristi za modelovanje rešetke u vlaknima koje imaju perturbaciju duž z -ose. U ovoj teoriji se uvodi pretpostavka da se polje u perturbovanom vlaknu može izraziti kao superpozicija vođenih modova u nepertubovanom vlaknu, s tim što amplituda moda više nije konstantna već zavisi od položaja duž ose vlakna tj. od koordinate z [51, 53]. To znači da se transverzalna komponenta električnog polja može napisati kao superpozicija talasa koji putuju unapred i unazad (jednačina 2.5).

$$\vec{E}_i(x, y, z, t) = \sum [A_j(z)e^{i\beta_j z} + B_j(z)e^{-i\beta_j z}] \vec{e}_{jt}(x, y) e^{-i\omega t}, \quad 2.5$$

gde su $A_j(z)$ i $B_j(z)$ sporo promenljive amplitude j -tog moda koji se prostiru u smeru $+z$ i $-z$ ose, respektivno. Transverzalno polje moda $\vec{e}_{jt}(x, y)$ može da predstavlja vođene modove jezgra, omotača ili radijacione modove. Sopstveni modovi su ortogonalni i stoga nema razmene energije između njih, dok uvođenjem rešetke dolazi do dielektrične perturbacije koja za posledicu ima sprezanje modova tako da amplitude A_j i B_j j -tog moda evoluiraju duž z -ose.

Da bi se dobili izrazi koji opisuju evolucije amplituda A_j i B_j j -tog moda primenjuje se aproksimacija sporo promenljive anvelope (Slowly varying envelope approximation – SVEA), koja je opravdana u slučaju slabog sprezanja. Sistemom jednačina 2.6 su date generalne jednačine sprezanja modova, koje opisuju promene u amplitudama modova koji se kreću unapred ili unazad. Postupak izvođenja ovih relacija je dat u literaturi [52].

$$\begin{aligned} \frac{dA_m}{dz} &= i \sum_k A_k K_{km} e^{i(\beta_k - \beta_m)z} + i \sum_k B_k K_{km} e^{-i(\beta_k + \beta_m)z}, \\ \frac{dB_m}{dz} &= -i \sum_k A_k K_{km} e^{i(\beta_k + \beta_m)z} - i \sum_k B_k K_{km} e^{-i(\beta_k - \beta_m)z}. \end{aligned} \quad 2.6$$

U jednačinama 2.6 K_{km} je transverzalni koeficijent sprezanja modova m i k dat sa

$$K_{km}(z) = \frac{\omega \epsilon_0}{4} \iint_{-\infty}^{\infty} \Delta \epsilon(x, y, z) e_k(x, y) e_m^*(x, y) dx dy, \quad 2.7$$

dok je longitudinalni koeficijent sprezanja zanemaren pošto je $K_{km}^z \ll K_{km}^t$. Smatrajući da je $\delta n \ll n$, perturbacija permitivnosti se može izraziti kao:

$$\Delta \epsilon(x, y, z) \approx 2n \delta n(x, y, z). \quad 2.8$$

Optičke osobine rešetki u vlaknu su određene indukovanom promenom indeksa prelamanja δn duž z -ose. U većini rešetki indukovana promena indeksa $\delta n(x, y, z)$ je približno uniformna po poprečnom preseku vlakna i ne postoji van jezgra. U ovoj tezi koristimo promenu indeksa definisanu kao

$$\delta n_1(z) = \overline{\delta n_1}(z) \left[1 + v \cos\left(\frac{2\pi}{\Lambda} z\right) \right], \quad 2.9$$

gde je $\overline{\delta n_1}$ „dc“ promena indeksa jezgra prostorno usrednjena po periodu rešetke, v koeficijent modulacije indeksa, a Λ period rešetke. Zamenom jednačina 2.8 i 2.9 u 2.7 dobija se da se transverzalni koeficijent sprezanja modova m i k može zapisati u obliku

$$K_{km}(z) = \sigma_{km}(z) + 2k_{km}(z) \cos\left(\frac{2\pi}{\Lambda} z\right), \quad 2.10$$

pri čemu su uvedeni novi koeficijenti:

$$\sigma_{km}(z) = \frac{\omega \epsilon_0 n_1}{2} \overline{\delta n_1}(z) \iint_{\text{jezgro}} e_k(x, y) e_m^*(x, y) dx dy, \quad 2.11$$

$$k_{km}(z) = \frac{v}{2} \sigma_{km}(z),$$

gde σ predstavlja „dc“, a k „ac“ koeficijent sprezanja.

2.2.1 Sprezanje modova u rešetkama sa dugim periodom

Sprezanje modova kod LPG rešetki se može opisati sistemom jednačina:

$$\begin{aligned} \frac{dA^{co}}{dz} &= iA^{co}\sigma_{01-01}^{co-co} + i\sum_{\nu} \left(A_{\nu}^{cl} k_{1\nu-01}^{cl-co} e^{-i2\delta_{1\nu-01}^{cl-co}z} \right) \\ \sum_{\nu} \left[\frac{dA^{cl}}{dz} &= iA^{co} k_{1\nu-01}^{cl-co} e^{i2\delta_{1\nu-01}^{cl-co}z} \right], \end{aligned} \quad 2.12$$

gde je $\delta_{1\nu-01}^{cl-co}$ parametar malog odstupanja dat relacijom

$$\delta_{1\nu-01}^{cl-co} \equiv \frac{1}{2} \left(\beta_{01}^{co} - \beta_{1\nu}^{cl} - \frac{2\pi}{\Lambda} \right). \quad 2.13$$

Prilikom izvođenja jednačina 2.12 polazi se od generalnih jednačina sprezanja modova (jednačina 2.6), s tim što se zanemaruje sprezanje između modova omotača, uključujući i samorasejanje modova omotača. Ova aproksimacija je realna pošto je, u rešetkama koje se ovde analiziraju, $k_{1\nu-1\mu}^{cl-cl} \ll k_{1\nu-01}^{cl-co}$ i $\sigma_{1\nu-1\mu}^{cl-cl} \ll \sigma_{1\nu-01}^{cl-co}$. Takođe je tačno da je $k_{1\nu-01}^{cl-co} \ll k_{01-01}^{co-co}$ i $\sigma_{1\nu-01}^{cl-co} \ll \sigma_{01-01}^{co-co}$, međutim sprezanje moda jezgra i omotača se ne zanemaruje, s obzirom da ono predstavlja efekat koji se želi razumeti, a i zato što se ovaj tip sprezanja, za zadati period rešetke, dešava na različitim talasnim dužinama od sprezanja između modova jezgra. Detaljan postupak izvođenja jednačina 2.12 može se naći u literaturi [52, 51].

Jednačine 2.12 su validne u opsegu talasnih dužina za koje je uslov 2.13 približno jednak nuli za izabranu vrednost perioda rešetke. Talasna dužina na kojoj je $\delta_{1\nu-01}^{cl-co} = 0$ predstavlja rezonantnu talasnu dužinu za sprezanje modova jezgra i omotača. Da bi mogao da reši sistem jednačina 2.12 potrebni su granični uslovi, koji za LPG rešetke glase:

$$\begin{aligned} A^{co} \left(z = -\frac{L}{2} \right) &= 1, \\ A_{\nu}^{cl} \left(z = -\frac{L}{2} \right) &= 0, \end{aligned} \quad 2.14$$

gde je L dužina rešetke. Transmisija kroz rešetku se izračunava po standardnoj formuli

$$T = \frac{A^{co} \left(z = \frac{L}{2} \right)}{A^{co} \left(z = -\frac{L}{2} \right)}. \quad 2.15$$

U praksi stepen složenosti rešavanja jednačina sprežanja modova zavisi od jačine i sprekralne gustine rezonanci. Sistem jednačina 2.12 sadrži veliki broj (obično nekoliko stotina) diferencijalnih jednačina prvog reda [52]. S obzirom na to da se rešenja računaju za svaku talasnu dužinu, problem se može pojednostaviti uočavajući da na posmatranoj talasnoj dužini dolazi do sprežanja osnovnog moda sa samo jednim ili nekoliko modova blizu rezonance. Stoga, samo one parove modova koji imaju najmanji parametar malog odstupanja iz jednačine 2.13 treba zadržati. Ilustracije radi analitički ćemo izvesti slučaj kada na odabranoj talasnoj dužini postoji samo jedan mod omotača. Uvešćemo nove amplitude

$$\begin{aligned} R(z) &\equiv A^{co} e^{i \left(\delta - \frac{\sigma^{co-co}}{2} \right) z}, \\ S(z) &\equiv A^{cl} e^{-i \left(\delta + \frac{\sigma^{co-co}}{2} \right) z}. \end{aligned} \quad 2.16$$

U tom slučaju jednačine 2.12 postaju

$$\begin{aligned} \frac{dR}{dz} &= i \hat{\sigma} R(z) + ik^{cl-co} S(z), \\ \frac{dS}{dz} &= -i \hat{\sigma} S(z) + ik^{cl-co} R(z), \end{aligned} \quad 2.17$$

gde je $\hat{\sigma} \equiv \delta^{cl-co} + \sigma^{co-co} / 2$. Kako su za uniformnu rešetku σ^{co-co} , pa samim tim i $\hat{\sigma}$, kao i k^{cl-co} konstante, jednačine 2.17 predstavljaju dve spregnute diferencijalne jednačine prvog reda sa konstantnim koeficijentima, čijim rešavanjem se dobijaju amplitude $R(z)$ i $S(z)$

$$\begin{aligned}
 R(z) &= C_1 \cos\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right) + iC_2 \sin\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right), \\
 S(z) &= C_1 \left(\frac{i}{k^{cl-co}} \sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} \sin\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right) - \frac{\hat{\sigma}}{k^{cl-co}} \cos\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right) \right) + \\
 &+ C_2 \left(\frac{1}{k^{cl-co}} \sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} \cos\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right) - \frac{i\hat{\sigma}}{k^{cl-co}} \sin\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right) \right),
 \end{aligned} \tag{2.18}$$

gde su C_1 i C_2 konstante koje se mogu izračunati iz graničnih uslova $R(0)=1$ i $S(0)=0$. Nakon njihovog određivanja dobija se izraz za transmisiju oblika

$$T = \frac{|R(z)|^2}{|R(0)|^2} = \cos^2\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right) + \frac{1}{1 + \frac{k_{cl-co}^2}{\hat{\sigma}^2}} \sin^2\left(\sqrt{k_{cl-co}^2 + \hat{\sigma}^2} z\right) \tag{2.19}$$

Rezonanca se dobija kada je $\hat{\sigma} = \delta^{cl-co} + (\sigma^{co-co}/2) = 0$, odakle se može izračunati rezonantna talasna dužina. Minimum transmisije linije slabljenja je dat izrazom

$$T = 1 - \sin^2(k_{cl-co} L). \tag{2.20}$$

Procena koliko modova treba posmatrati u slučaju kada postoji više od dva rezonantna moda može se izvesti tako što se odredi spektralna širina i lokacija okolnih rezonanci. Zadržavaju se samo one rezonance čija se centralna talasna dužina nalazi unutar te spektralne širine (može se posmatrati deo ili nekoliko spektralnih širina) posmatrajući od talasne dužine koja se trenutno razmatra. U opštem slučaju kada postoji više modova izračunavanje transmisionog spektra bi se moglo izvesti na sledeći način. Na svakoj talasnoj dužini se odredi najbliža rezonanca. Ako je rešetka dovoljno slaba tako da je odabrana spektralna širina $\Delta\lambda$ susednih rezonanci mnogo manja od rastojanja između tih rezonanci i talasne dužine koja se trenutno posmatra, zadržava se samo najbliža rezonanca čime se dobija slučaj spreznja samo dva moda. Ako rešetka nije dovoljno slaba, numerički se integriše skup diferencijalnih jednačina spreznja uključujući onoliko modova koliko je potrebno. U ovom slučaju numeričko rešavanje je neophodno čak i u slučaju uniformne rešetke.

2.3 Matematički model osetljivosti rešetki sa dugim periodom

Osetljivost karakteristika LPG rešetki na spoljašnje uslove dovela je do njihove široke primene u sensorima. Položaj rezonantne talasne dužine kao i sam oblik linije slabljenja osetljiv je na modulacije u svojstvima vođenja modova koje mogu biti uzrokovane primenom sile na vlakno (kao što su istežanje, savijanje, opterećenje i dr) ili promenom spoljašnjih uslova oko vlakna (npr. temperature, okolnog indeksa prelamanja i sl). Ova osetljivost se manifestuje kao promena položaja, oblika i/ili amplitude rezonantnih linija slabljenja u transmissionom spektru i različita je za različite linije slabljenja. Posmatrajući jednačinu 2.20 vidi se da amplituda linije slabljenja zavisi od dužine rešetke i jačine sprežanja modova (odnosno od modulacije indeksa prelamanja i preklapanja rezonantnih modova). Diferencirajući uslov slaganja faza (jednačinu 2.4), moguće je izvesti analitički izraz za osetljivost rezonantne talasne dužine LPG rešetke na spoljašnji parametar X

$$\frac{\partial \lambda}{\partial X} = \frac{\partial}{\partial X} (\delta n_{eff} \Lambda) = \left(\frac{\partial (\delta n_{eff})}{\partial X} + \frac{d(\delta n_{eff})}{d\lambda} \frac{\partial \lambda}{\partial X} \right) \Lambda + \delta n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial X} \quad 2.21$$

gde je $\delta n_{eff} = n_{eff,1} - n_{eff,2}$. Totalni izvod $\frac{d(\delta n_{eff})}{d\lambda} = \frac{\partial (\delta n_{eff})}{\partial \lambda} + \frac{\partial (\delta n_{eff})}{\partial n} \frac{\partial n}{\partial \lambda}$ obuhvata disperziju talasovoda i materijala, respektivno. Uvođenjem parametra generalne osetljivosti γ , koji opisuje povratnu spregu (*feedback*) rešetke usled disperzije vlakna

$$\gamma = \frac{1}{1 - \frac{d(\delta n_{eff})}{d\lambda} \Lambda} \quad 2.22$$

i faktora Γ specifičnog za mernu veličinu

$$\Gamma = \frac{\partial (\delta n_{eff})}{\partial X} \frac{1}{\delta n_{eff}} \quad 2.23$$

izraz 2.21 za osetljivost rešetke na parametar X postaje

$$\frac{\partial \lambda}{\partial X} = \lambda \gamma \left(\Gamma + \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial X} \right). \quad 2.24$$

Odziv rešetke na spoljne parametre sadrži doprinose promene perioda rešetke, promene razlike efektivnih indeksa prelamanja jezgra i omotača koji zavise od profila indeksa, geometrije vlakna i talasne dužine. Uticaji materijalne i talasovodne disperzije vlakna na parametar γ predstavljaju promene osobina vlakna koje za posledicu imaju pomeraj talasne dužine. Radi boljeg razumevanja fizičkog značenja parametara γ izraz 2.22 se može napisati u obliku

$$\gamma = \frac{\frac{d\lambda}{d\Lambda}}{\frac{\delta n_{eff}}{\delta n_g}} \quad 2.25$$

gde je $\delta n_g = n_{g,1} - n_{g,2} = \left(n_{eff,1} - \lambda \frac{dn_{eff,1}}{d\lambda} \right) - \left(n_{eff,2} - \lambda \frac{dn_{eff,2}}{d\lambda} \right)$ razlika grupnih indeksa

prelamanja jezgra i omotača. Sada je očigledno da se parametar γ može dobiti direktno iz nagiba krive zavisnosti perioda rešetke od talasne dužine (krive slaganja faza). Grupni indeksi prelamanja jezgra i omotača pokazuju smer pomeranja rezonantne talasne dužine. Naime, ako je grupni indeks prelamanja omotača veći od grupnog indeksa jezgra doći će do pomeranja ka plavom delu spektra (ka kraćim talasnim dužinama), a u suprotnom slučaju do pomeranja ka crvenom delu spektra (ka većim talasnim dužinama) [78]. Takođe, treba napomenuti da za svaki mod postoji tačka okretanja (*turning point*) na krivoj slaganja faza [75]. To znači da je sprezanje osnovnog moda sa jednim modom omotača, za dati period rešetke, okarakterisano sa dve rezonantne linije slabljenja u transmissionom spektru. Za linije na manjim talasnim dužinama važi da je $\gamma > 0$, dok je za linije na većim talasnim dužinama $\gamma < 0$. Pošto se razmatra vlakno kod koga je $n_1 > n_2 > n_3$, δn_{eff} je uvek pozitivno, pa sledi da razlika grupnih indeksa prelamanja jezgra i omotača određuje znak parametra γ . Kako u tački okretanja $|\gamma| \rightarrow \infty$, tačka okretanja određuje uslov maksimalne osetljivosti svakog moda. To znači da se LPG može tako dizajnirati da ispoljava veliku osetljivost na određenoj talasnoj dužini, birajući period rešetke i mod omotača u blizini tačke okretanja.

2.3.1 Osetljivost na temperaturu, istezanje i okolni indeks prelamanja

Osetljivost rešetke na temperaturu može se razumeti posmatrajući jednačinu 2.24 i stavljajući da je faktor temperaturske osetljivosti Γ_{temp} iz jednačine 2.23 jednak

$$\Gamma_{temp} = \frac{\partial(\delta n_{eff})}{\partial T} \frac{1}{\delta n_{eff}} = \frac{\frac{\partial n_{eff,1}}{\partial T} \frac{n_{eff,1}}{n_{eff,1}} - \frac{\partial n_{eff,2}}{\partial T} \frac{n_{eff,2}}{n_{eff,2}}}{n_{eff,1} - n_{eff,2}} = \frac{\xi_{co} n_{eff,1} - \xi_{cl} n_{eff,2}}{n_{eff,1} - n_{eff,2}}, \quad 2.26$$

gde su ξ_{co} i ξ_{cl} termooptički koeficijenti jezgra i omotača, respektivno. Koeficijent termalne ekspanzije α iznosi

$$\alpha = \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \quad 2.27$$

čime se dobija

$$\frac{\partial \lambda}{\partial T} = \lambda \gamma (\Gamma_{temp} + \alpha). \quad 2.28$$

Pravilnim izborom perioda rešetke i sastava vlakna moguće je napraviti liniju slabljenja sa pozitivnom, negativnom ili nultom osetljivošću na temperaturu. Iako je, generalno govoreći, za vlakna na bazi silicijum-dioksida, $\alpha \ll \Gamma_{temp}$, i samim tim osetljivost pretežno određena proizvodom $\gamma \Gamma_{temp}$, pri dizajniranju temperaturski neosetljivih senzora uticaj parametra α treba uzeti u obzir, pošto je lakše zadovoljiti uslov $\Gamma_{temp} = -\alpha$, nego $\xi_{co} n_{co}^{eff} = \xi_{cl} n_{cl}^{eff}$ [70].

Osetljivost na aksijalno istezanje LPG rešetki se može dobiti iz jednačine 2.24 stavljajući da je faktor osetljivosti na istezanje $\Gamma_{istezanje}$ jednak

$$\Gamma_{istezanje} = \frac{\partial(\delta n_{eff})}{\partial \varepsilon} \frac{1}{\delta n_{eff}} = \frac{\frac{\partial n_{eff,1}}{\partial \varepsilon} \frac{n_{eff,1}}{n_{eff,1}} - \frac{\partial n_{eff,2}}{\partial \varepsilon} \frac{n_{eff,2}}{n_{eff,2}}}{n_{eff,1} - n_{eff,2}} = \frac{\eta_{co} n_{eff,1} - \eta_{cl} n_{eff,2}}{n_{eff,1} - n_{eff,2}}, \quad 2.29$$

gde su η_{co} i η_{cl} elastooptički koeficijenti jezgra i omotača, čime se dobija

$$\frac{\partial \lambda}{\partial \varepsilon} = \lambda \gamma (\Gamma_{\text{istezanje}} + 1) \quad 2.30$$

I u ovom slučaju pravilnim izborom perioda rešetke i sastava vlakna moguće je napraviti liniju slabljenja sa pozitivnom, negativnom ili nultom osetljivošću na istezanje. Da bi se napravila LPG rešetka neosetljiva na istezanje, potrebno je zadovoljiti uslov $\Gamma_{\text{istezanje}} = -1$, što je obično moguće samo za jedan mod vlakna [70].

Osetljivost na okolni indeks prelamanja LPG rešetki nastaje usled zavisnosti uslova slaganja faza od efektivnog indeksa prelamanja omotača, koji je funkcija indeksa prelamanja medijuma koji okružuje vlakno n_3 . Prema tome, pod uslovom da omotač ima veći indeks prelamanja od okoline postojaće zavisnost rezonantne talasne dužine od indeksa prelamanja medijuma koji okružuje omotač oblika:

$$\frac{\partial \lambda}{\partial n_3} = \lambda \gamma \Gamma_{\text{okolina}}, \quad 2.31$$

pri čemu je faktor okolnog indeksa prelamanja Γ_{okolina}

$$\Gamma_{\text{okolina}} = \frac{\partial(\delta n_{\text{eff}})}{\partial n_3} \frac{1}{\delta n_{\text{eff}}} = \frac{\frac{\partial n_{\text{eff},1}}{\partial n_3} - \frac{\partial n_{\text{eff},2}}{\partial n_3}}{n_{\text{eff},1} - n_{\text{eff},2}} = -\frac{\frac{\partial n_{\text{eff},2}}{\partial n_3}}{n_{\text{eff},1} - n_{\text{eff},2}}. \quad 2.32$$

Prilikom izvođenja izraza 2.31 važi da je

$$\frac{\partial \Lambda}{\partial n_{\text{okolina}}} = 0, \quad 2.33$$

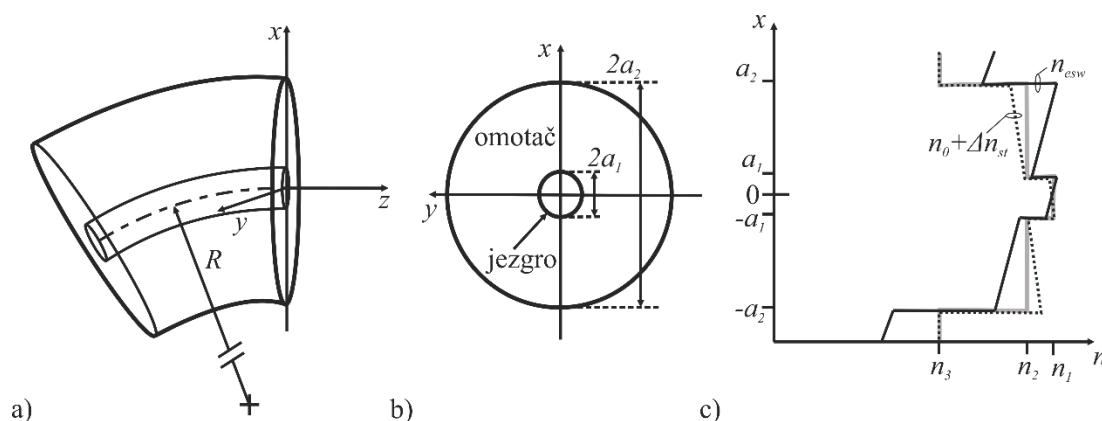
pošto period rešetke ne zavisi od promene indeksa prelamanja okoline. U suprotnom, za $n_3 > n_2$ rezonantni pikovi bi pokazali značajno smanjenu osetljivost ili bi za $n_3 \approx n_2$ u spektru bili vidljivi širokopolasni gubici bez izraženih individualnih linija slabljenja. Jasno je da osetljivost na spoljašnji indeks prelamanja ima dosta praktičnih implikacija prilikom pakovanja i zaštite LPG rešetki [70].

2.3.2 Osetljivost na krivinu

Modovi zakrivljenog vlakna se mogu odrediti korišćenjem efektivnog pravog talasovoda (Effective straight waveguide - ESW), kod koga se profil indeksa prelamanja (slika 2.7) dobija konformnim preslikavanjem zakrivljenog vlakna [79, 80]. Naime, savijanjem vlakna javlja se naprezanje $\varepsilon = kx$ duž optičke ose (slika 2.7), pri čemu je $k = 1/R$, R poluprečnik krivine. To naprezanje, putem fotoelastičnog efekta, dovodi do promene indeksa prelamanja za Δn_{st} (isprekidana linija na slici 2.7c). Intuitivno je jasno da u materijalu u delu $x > 0$ dolazi do istežanja, a samim tim i smanjanja indeksa prelamanja, dok u delu $x < 0$ dolazi do sabijanja materijala i povećanja indeksa prelamanja, u slučaju kada je $k > 0$. Konformnim preslikavanjem ovako promenjenog indeksa prelamanja dobija se profil indeksa prelamanja efektivnog pravog talasovoda (puna crna linija na slici 2.7c) [81]. U slučaju $x \ll R$ indeks prelamanja ESW se može zapisati u obliku

$$n_{esw} = n(x, y) \cdot (1 + kx), \quad 2.34$$

gde je $n = n_0 + \Delta n_{st}$. Sa slike 2.7c se može videti da se indeks prelamanja usled savijanja modifikuje u sva tri sloja, pri čemu se istežanje ispoljava samo u jezgrou i omotaču (materijal oko vlakna ne oseća istežanje vlakna).

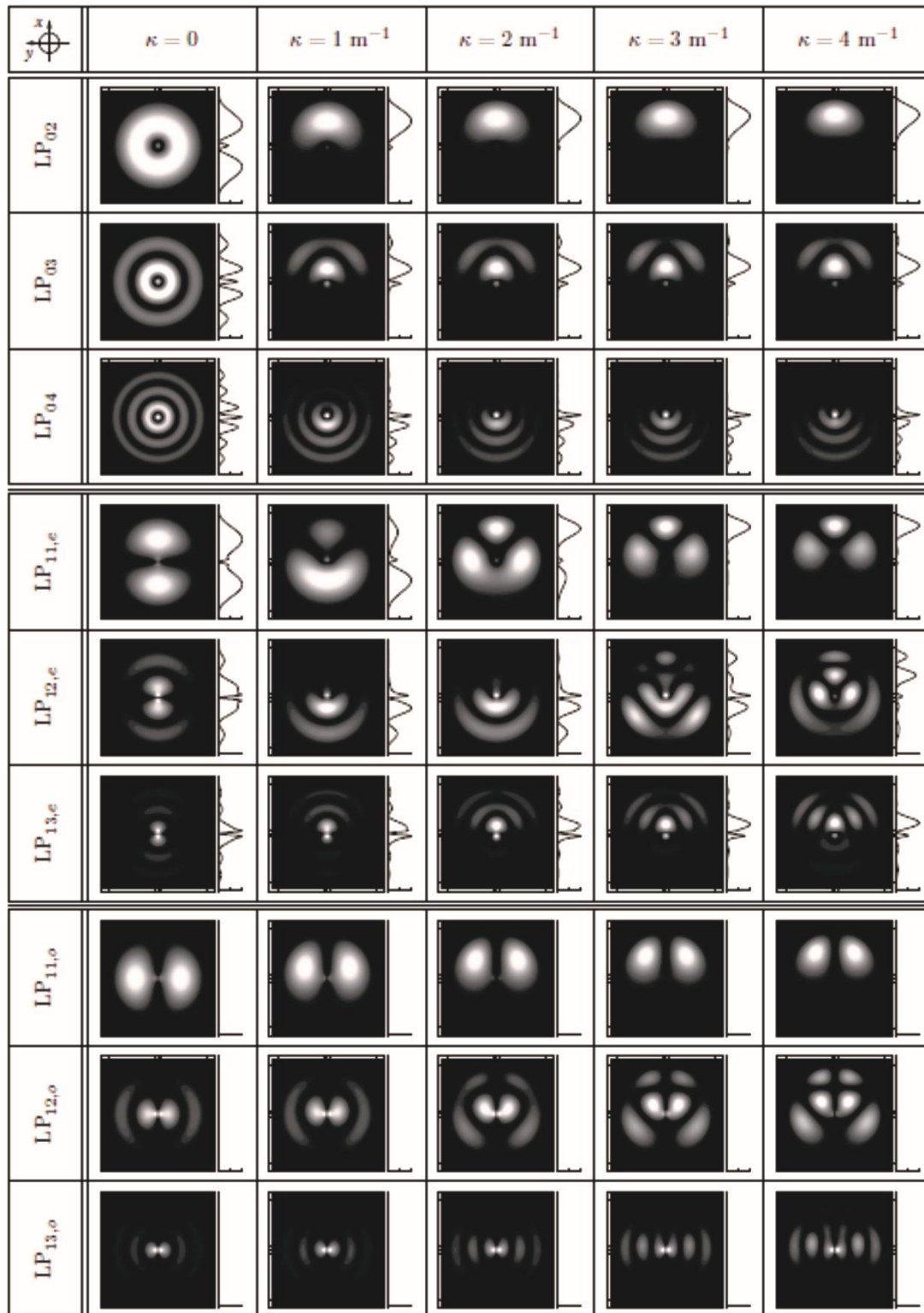


Slika 2.7. a), b) Geometrija savijenog vlakna, c) profil indeksa prelamanja pravog vlakna (puna siva linija), zakrivljenog vlakna sa promenom indeksa usled istežanja (isprekidana linija) i efektivnog pravog talasovoda (puna crna linija) [81]

S obzirom da jezgrou ima mnogo manji prečnik od omotača, manja je i perturbacija u jezgrou vlakna usled savijanja, što za posledicu ima mnogo manju zavisnost moda jezgrou LP₀₁ od zakrivljenosti k nego modova omotača. Veća zavisnost modova omotača na savijanje od moda jezgrou predstavlja razlog veće osetljivosti LPG senzora na savijanje u

odnosu na FBG (kod koga dolazi do sprezanja osnovnog moda sa modom jezgra koji se prostire u suprotnom smeru). U mnogim slučajevima kod LPG rešetki se profil indeksa prelamanja jezgra može smatrati konstantnim. Povećavanjem zakrivljenosti k uočava se razdvajanje modova omotača. Dok neki autori smatraju da je ovo razdvajanje posledica narušavanja degeneracije simetričnih LP_{0n} modova (razdvajanje simetričnog moda omotača na dva asimetrična moda koji propagiraju unutrašnjom i spoljašnjom stranom zakrivljenog omotača) [82, 83], drugi smatraju da dolazi do sprezanja osnovnog moda sa modovima višeg azimutnog reda [81, 84]. Naime, pošto modovi LP_{0n} imaju istu azimutnu simetriju kao i mod jezgra uz lokalni maksimum intenziteta u jezgru, a indukovana promena indeksa prelamanja je uniformna, ovi modovi su jedini modovi omotača sa kojima može doći do efikasnog sprezanja u nesavijenom vlaknu ($k=0$) (slika 2.8). Treba istaći da u slučaju nesavijenog vlakna, za svaki LP_{0n} mod omotača, postoji LP_{1m} mod omotača sa sličnim n_{eff} , čiji su profili antisimetrični u odnosu na centar vlakna, zbog čega ne dolazi do njihovog sprezanja sa osnovnim modom. Kako se zakrivljenost k povećava dolazi do narušavanja sferne simetrije vlakna, usled čega parni modovi $LP_{1m,e}$ prestaju da budu antisimetrični. Uz to, kod ovih modova jedan deo energije odlazi u jezgro, čime se omogućava njihovo sprezanje sa modom jezgra. Neparni modovi $LP_{1m,o}$ bez obzira na povećanje zakrivljenosti imaju nulto preklapanje sa modom jezgra i ne sprežu se (slika 2.8). I modovi još viših redova azimutne simetrije (LP_{2n}, LP_{3n}, \dots) pokazuju zavisnost na krivinu, mada ona slabi sa povećanjem reda moda, pa se smatra da ti modovi ne igraju bitnu ulogu u eksperimentalnim rezultatima [81, 84].

Postoje dve standardne metode korišćenja LPG rešetki kao senzora krivine: metoda merenja pomeraja rezonantne talasne dužine [85, 86] i metoda merenja razdvajanja linija slabljenja [82, 83], pri čemu je prijavljeno da se metodom merenja razdvajanja linija slabljenja dobija veća osetljivost na krivinu [83]. U ovoj tezi će se koristiti nova metoda koja se zasniva na određivanju osetljivosti LPG rešetki na krivinu snimanjem izlazne snage na samo jednoj talasnoj dužini o čemu će detaljno biti reči u glavi 3.



Slika 2.8. Profili intenziteta modova omotača u poprečnom preseku $y=0$ [84]

2.4 Zaključak

U ovom poglavlju su obrađeni senzori na bazi rešetki u optičkim vlaknima. Rešetke u vlaknima se koriste zbog rezonantnih efekata kojih nema u neperturbovanom vlaknu. Postoje dva tipa rešetki upisanih u optička vlakna – rešetke sa kratkim periodom (FBG) i rešetke sa dugim periodom (LPG), pri čemu smo se mi opredelili za LPG rešetke zbog njihove veće osetljivosti na savijanje.

LPG rešetke rasejavaju fundamentalni mod vlakna u kodirekzione modove omotača usled čega se pojavljuju minimumi u transmisionom spektru na tačno određenim talasnim dužinama. Za modelovanje transmisionog spektra koristili smo teoriju spregnutih modova. Oblici polja su potrebni da bi se odredila jačina sprežanja dok se konstante prostiranja/efektivni indeksi prelamanja koriste za određivanje položaja rezonanci sprežanja. Mogućnost podešavanja osetljivosti LPG rešetki na osnovu sastava vlakana i perioda rešetki nudi mogućnost razvoja senzorskog elementa sposobnog za simultano i individualno snimanje mernih veličina. U ovom poglavlju pokazali smo poreklo osetljivosti LPG rešetki na različite merne veličine. Izveli smo analitičke izraze za njihovu osetljivost na temperaturu, istezanje i okolni indeks prelamanja, i objasnili fenomene do kojih dolazi kada se LPG rešetka savija.

Teoriju i modele senzora predstavljene u ovoj glavi, koristili smo za razumevanje i projektovanje LPG senzora za detekciju respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija.

3 KARAKTERIZACIJA SENZORA ZAKRIVLJENOSTI¹

Kao što smo već napomenuli postoje dve standardne metode korišćenja LPG rešetki kao senzora zakrivljenosti (metoda merenja pomeraja rezonantne talasne dužine i metoda merenja razdvajanja linija slabljenja). Obe metode zahtevaju korišćenje optičkog analizatora spektra (Optical spectrum analyzer - OSA) za snimanje odziva rešetki. Ovakav pristup je moguć u laboratorijskim uslovima. Međutim, visoka cena OSA uređaja predstavlja prepreku za njegovo korišćenje u kliničkoj praksi. U cilju prevazilaženja ovog

¹ Baziran na radovima:

1. M. D. Petrović, J. Petrović, A. Daničić, M. Vukčević, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd and D. J. Webb „Non-invasive respiratory monitoring using long-period fiber grating sensors,“ *Biomed. Opt. Express*, vol. 5, no. 4, pp 1136-1144, 2014
2. M. D. Petrović, A. Daničić, V. Atanasoski, S. Radosavljević, V. Prodanović, N. Miljković, J. Petrović, D. Petrović, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd and D. J. Webb, „Fibre-grating sensors for the measurement of physiological pulsations,“ *Phys. Scr. T*, vol. T157, pp. 014022 (1-4), 2013
3. J. Petrović, M. D. Petrović, A. Daničić, B. Bojović, Lj. Hadžievski, M. Vukčević, T. Allsop and D. J. Webb, „Fiber optički senzori krivine na bazi rešetki sa dugim periodom i njihova primena u pulmologiji,“ *Tehnika Elektrotehnika*, vol. 63, no. 3, pp 453-458, 2014

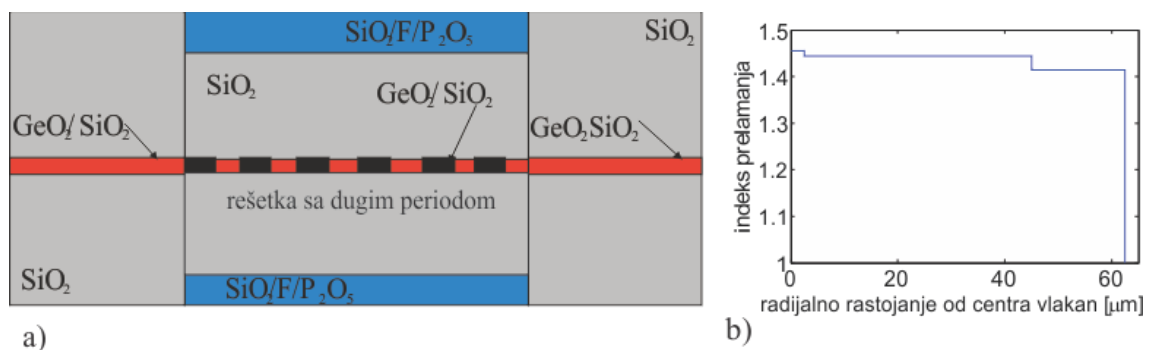
problema razvijena je jednostavnija metoda merenja koja se zasniva na snimanju izlazne snage na samo jednoj talasnoj dužini. Opis konstruisanog uređaja koji radi na ovom principu biće dat u ovom poglavlju.

Tokom disanja dolazi do promene zakrivljenosti grudnog koša što senzor meri kao promenu krivine. Udari vrha srca se takođe mogu aproksimirati malim promenama krivine grudnog koša. Sa druge strane, pulsacije arterija vrše lokalnu deformaciju (deformaciju koja obuhvata nekoliko perioda rešetke) na već savijenoj rešetki. Iz tog razloga karakterizacija senzora je podeljena u dve celine. Prva se odnosi na merenje odziva senzora na globalno savijanje, a druga na male lokalne pomeraje oko određene zakrivljenosti senzora.

Za potrebe snimanja na raspolaganju smo imali više LPG senzora sa različitim spektralnim karakteristikama i osetljivošću na krivinu (ukupno 17). Izbor senzora za različite aplikacije (snimanje disanja, pulsacija arterija u blizini kože, pulsacija vrha srca) obavljen je nakon karakterizacije svih senzora, a u ovom radu će biti prikazane karakteristike samo onih senzora koji su se koristili u snimanjima na ispitanicima.

3.1 Senzori korišćeni u snimanju respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija

Kod svih senzora osetljivi deo predstavlja LPG rešetka upisana u PTL vlaknu (slika 3.1; tabela 3.1).

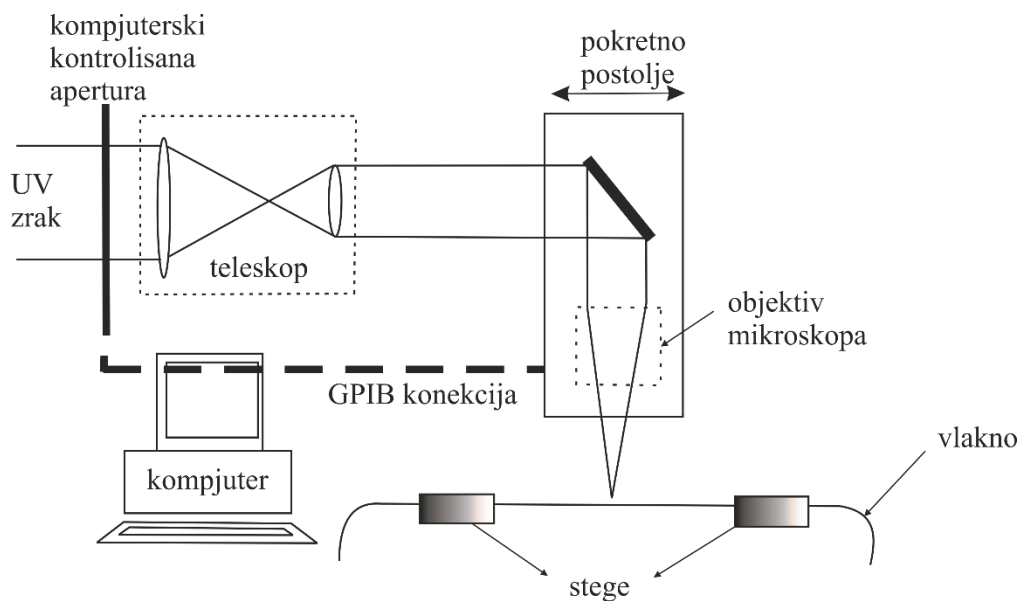


Slika 3.1. a) Šematski prikaz LPG senzora; b) grafik indeksa prelamanja

Tabela 3.1. Troslojno vlakno sa progresivnim slojevima

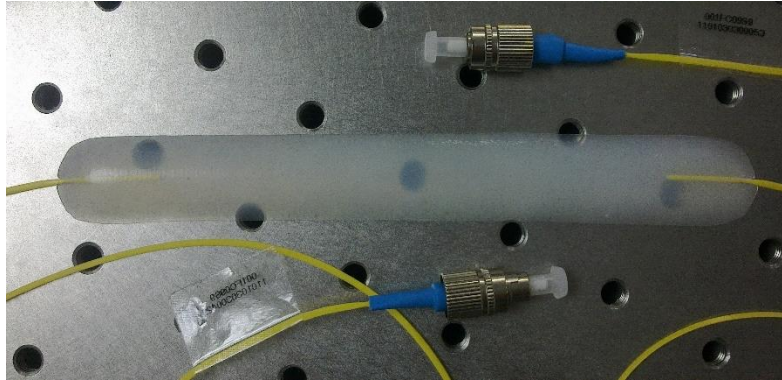
sloj	Indeks prelamanja	Termalno istežanje [C ⁻¹]	Koeficijent istežanja	Termooptički koeficijent [C ⁻¹]	Poluprečnik [μm]	Vrsta materijala
Jezgro	$n_1=1.4555$	$4.1 \cdot 10^{-7}$	0.27	$7.98 \cdot 10^{-6}$	2.5	GeO ₂ /SiO ₂
Unutrašnji omotač	$n_2=1.4438$	$6.5 \cdot 10^{-7}$	0.24	$9.4 \cdot 10^{-6}$	45	SiO ₂
Spoljašnji omotač	$n_3=1.4143$	$2.5 \cdot 10^{-7}$	0.23	$8.7 \cdot 10^{-6}$	62.5	SiO ₂ /F/P ₂ O ₅

Rešetke su proizvedene UV zračenjem koristeći metodu tačka po tačka [71] (slika 3.2). Tokom proizvodnje LPG rešetke UV zrak sa frekvencijski udvojenog argonskog lasera se fokusira na hidrogenizovano vlakno na ~ 30 μm, čime se osigurava visoka rezolucija. Periodično izlaganje vlakna UV zracima se obezbeđuje pomoću kompjuterski kontrolisanog prekidanja snopa. Frekvencija prekidanja snopa je određena zahtevanim periodom i oblikom spektra rešetke. Atraktivna karakteristika proizvodnje ovom tehnikom se ogleda u velikoj fleksibilnosti koju pruža, s obzirom da se rešetke proizvoljne periodičnosti i dužine mogu jednostavno upisati pravilnim programiranjem pokretnog postolja i prekidanja snopa.



Slika 3.2. Eksperimentalna postavka proizvodnje LPG rešetke metodom tačka po tačka [71]

Krajevi rešetki su spojeni (splajsovani) sa jednomodnim SMF-28 vlaknima (slika 3.1a)) na čijim drugim krajevima se nalaze FC/PC konektori. Rešetke zajedno sa početnim delovima SMF-28 vlakana su zatopljene u nisko-temperaturni silikon (slika 3.3).



Slika 3.3. Izgled LPG senzora

Dizajn senzora je osmislio dr Thomas Allsop (sa kolegama) sa Aston Univerziteta u Birminghamu, Engleska, koji je pokazao da se korišćenjem PTL vlakna, osetljivost na okolni indeks prelamanja minimizira [87]. Takvim dizajnom senzora izbegnuta je unakrsna osetljivost na okolni indeks prelamanja. Osetljivost na brze promene temperature je smanjena enkapsulacijom senzora u silikon. Uz to enkapsulacija senzora omogućava i lakše rukovanje i postavljanje senzora na ljudsko telo. Sam proces proizvodnje i enkapsulacije senzora je izveden u Engleskoj.

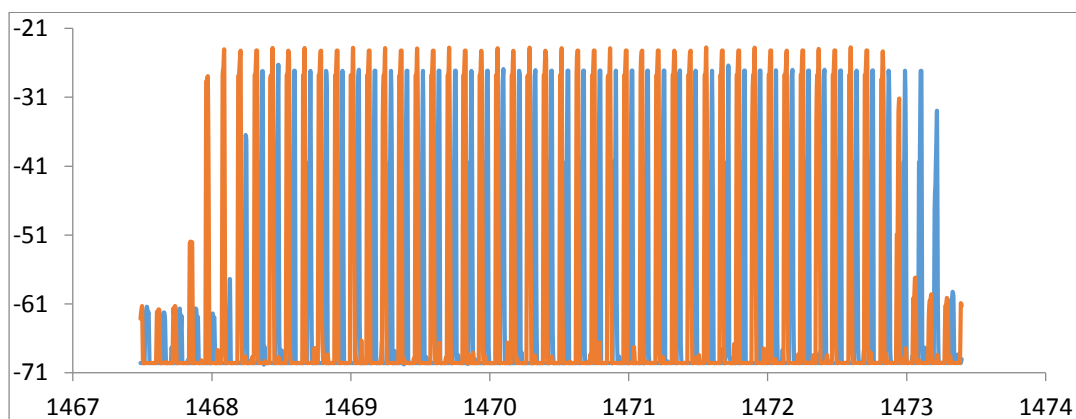
3.2 Instrumentacija za snimanje odziva senzora

Za snimanje odziva senzora korišćen je opto-elektronski modul i kompjuter koji služi za upravljanje modulom i snimanje rezultata.

Opto-elektronski modul se sastoji od temperaturno i strujno stabilisanih uskopojasnih laserskih dioda (izvor) , fotodioda (detektor) kao i optičkih i elektronskih komponenti potrebnih za njihov rad. Ovaj modul je razvijen na Aston Univerzitetu gde se koristio za merenja zasnovana na principu spektroskopije prvog izvoda [24, 88, 89]. Njihova ideja je bila da mere razlike u prvim izvodima rezonanci rešetke u zavisnosti od zakrivljenja toraksa usled disanja. Izvod su određivali kao razliku u transmisionom spektru na dve jako bliske talasne dužine (dve laserske diode na bliskim talasnim dužinama). Međutim, već pri prvim merenjima u našoj laboratoriji uočeno je da male

promene polarizacije svetlosti u laserskim diodama dovode do haotičnog i nepredvidivog ponašanja njihovih razlika, a samim tim i značajnih grešaka u merenjima [90]. Iz tog razloga smo se odlučili za merenje promena snage u transmissionom spektru u zavisnosti od zakrivljenosti senzora samo na jednoj talasnoj dužini (koristeći samo jednu lasersku diodu), svesni činjenice da u takvim merenjima nemamo referentno merenje. Kako naša snimanja ne traju duže od jednog minuta, drift snage laserske diode u njima je zanemarljiv, pa možemo senzor koristiti kao senzor intenziteta i bez referentnog merenja.

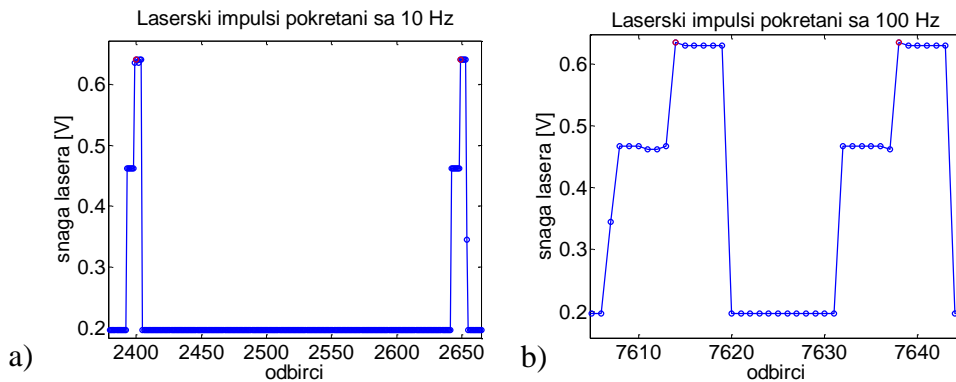
U svim našim merenjima, laserske diode su stabilisane na 26 °C. Temperaturu laserskih dioda je moguće menjati programski sa korakom od 0.01 °C čime se menja radna talasna dužina (0.3nm/°C). Ono što je bitno za naša merenja je da se radna talasna dužina tokom snimanja ne menja, dok je njeno tačno poznavanje poželjno ali ne i neophodno za naše aplikacije. Nepromenljivost radne talasne dužine se postiže održavanjem jačine struje i temperature laserskih dioda na konstantnim vrednostima tokom snimanja. Korišćene laserske diode imaju spektar širok 5 nm (slika 3.4) sa centralnim talasnim dužinama na 1470.458 nm i 1470.730 nm (centralne talasne dužine razmaknute za 0.072 nm).



Slika 3.4. Spektar laserskih dioda snimljen na Aston Univerzitetu.
Spektar je dobijen menjanjem struje na 25.8°C

Laserske diode emituju svetlost u vidu impulsa trajanja oko 2.8 ms i sinhronizovane su tako da ih emituju sukcesivno bez pauze između njih (slika 3.5). Programski je omogućeno da se laserske diode pokreću frekvencijama od 10, 20, 50, 85 ili 100 Hz. Bez obzira kojom frekvencijom se laserske diode pokreću menja se samo trajanje pauze između dva impulsa sa iste diode, dok trajanje laserskih impulsa ostaje nepromenjeno (slika 3.5). Semplovanje je urađeno tako da se uzima jedan odbirak po svakom laserskom

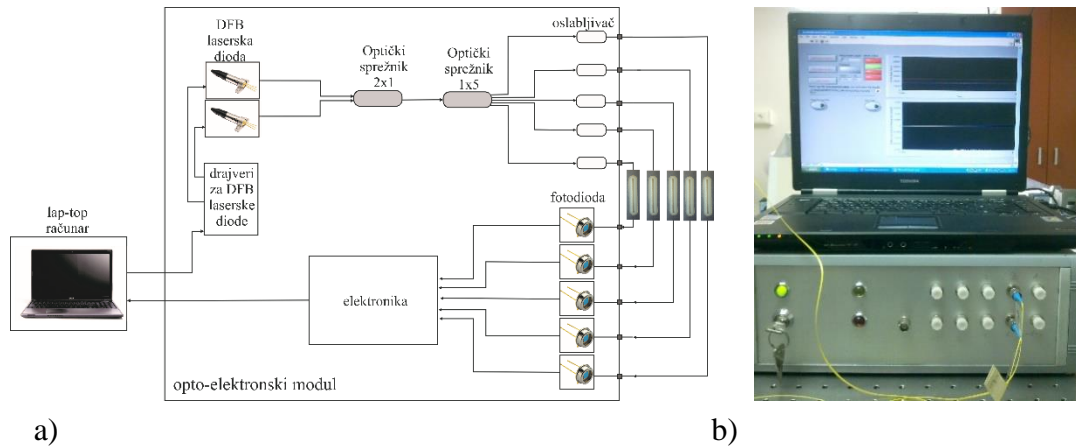
impulsu i to za svaku lasersku diodu pojedinačno. Intenziteti impulsa obe laserske diode se mogu nezavisno strujno kontrolisati. Pošto smo se opredelili da posmatramo drugu lasersku diodu, u svim našim merenjima je postavljeno da druga laserska dioda ima veći intenzitet od prve.



Slika 3.5. Laserski impulsi snimani eksternom AD karticom frekvencijom odabiranja 2500 Hz kada se laserske diode pokreću sa a) 10 Hz; b) 100 Hz

Svetlost iz laserskih dioda se dovodi do optičkog spreznika 2x1 odakle dalje putuje kroz jedno optičko vlakno (slika 3.6a)). Svetlosni signal se zatim prostire do optičkog spreznika 1x5, koji ga deli ravnomerno na pet signala koji se prostiru kroz 5 optičkih vlakana. U svakom optičkom vlaknu postoji signal čija se perioda sastoji od signala sa prve laserske diode, signala sa druge laserske diode i pauze (slika 3.5). Pre izlaska iz optoelektronskog modula (5 izlaza) svetlosni signal nailazi na oslabljivač kojim je moguće dodatno oslabiti svaki signal pojedinačno. Na ovaj način je omogućeno simultano snimanje signala sa 5 LPG senzora. Senzor se optički povezuje sa izlazima i ulazima u optoelektronski modul pomoću FC/PC konektora (slika 3.6b)). Na ulazima u optoelektronski modul se nalazi 5 fotodioda, po jedna na svakom ulazu, u kojima se optički signal prevodi u električni. Senzore je moguće povezati na bilo koju kombinaciju ulaz i izlaz.

Nakon pretvaranja optičkog signala u električni, signal se pojačava i dovodi do RabbitCore RCM2000 C-programabilnog modula u kome se između ostalog vrši i 16-bitna AD konverzija. Digitalni signal se zatim šalje na kompjuter pomoću serijskog porta RS232. Serijski port je konfigurisan tako da mu je brzina slanja 57600 b/s, a podaci koji se šalju su 8-bitni.

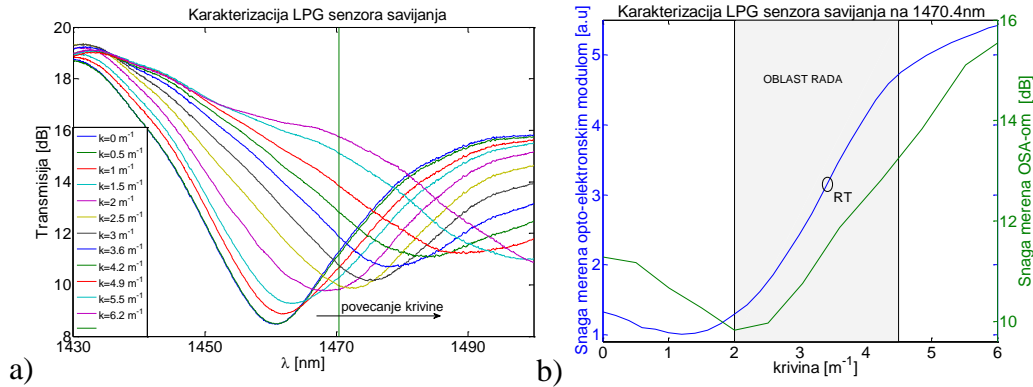


Slika 3.6. a) Šematski prikaz i b) izgled opto-elektronskog modula

Upravljanje komponentama opto-elektronskog modula i snimanje rezultata se vrši programom napisanim u softverskom paketu LabVIEW. Kako se akvizicije za snimanje respiratornih i kardiovaskularnih pulsacija razlikuju, njihovi detalji će biti dati u poglavljima koja opisuju te aplikacije.

3.3 Odziv senzora na savijanje

Različiti periodi (od 320 do 550 μm) i dužine rešetki (od 3 do 5 cm) doveli su do različitih spektralnih karakteristika i osetljivosti senzora na savijanje. Standardna spektralna osetljivost (pomeranje centralne talasne dužine u zavisnosti od zakrivljenosti) urađena je korišćenjem širokopojasnog izvora i optičkog analizatora spektra (OSA Agilent 86142b). Za svaki senzor snimljen je transmisioni spektar u opsegu od 1300 do 1600 nm (slika 3.7a)). Korišćena eksperimentalna postavka je opisana u radovima [24, 25, 23, 88]. Kao što smo već napomenuli ovakav pristup nije praktičan za kliničku praksu. Koristeći metodu koja se zasniva na merenju snage transmitovane kroz LPG pomoću fotodiode, gde se za izvor koristi laser sa raspedeljenom povratnom spregom (Distributed feedback laser - DFB laser), koji radi na jednoj talasnoj dužini (slika 3.6a)), nije moguće odrediti osetljivost senzora posmatranjem pomeraja centralne talasne dužine niti razdvajanja linija slabljenja. Pošto transmisioni spektar LPG rešetki menja svoj oblik, poziciju i magnitudu maksimalnog slabljenja prilikom savijanja rešetke, snaga propuštена na jednoj talasnoj dužini menjaće vrednost u zavisnosti od zakrivljenosti rešetke (slika 3.7b)). U tako snimljenom odzivu rešetke želimo da odredimo opseg linearnosti i osetljivost.

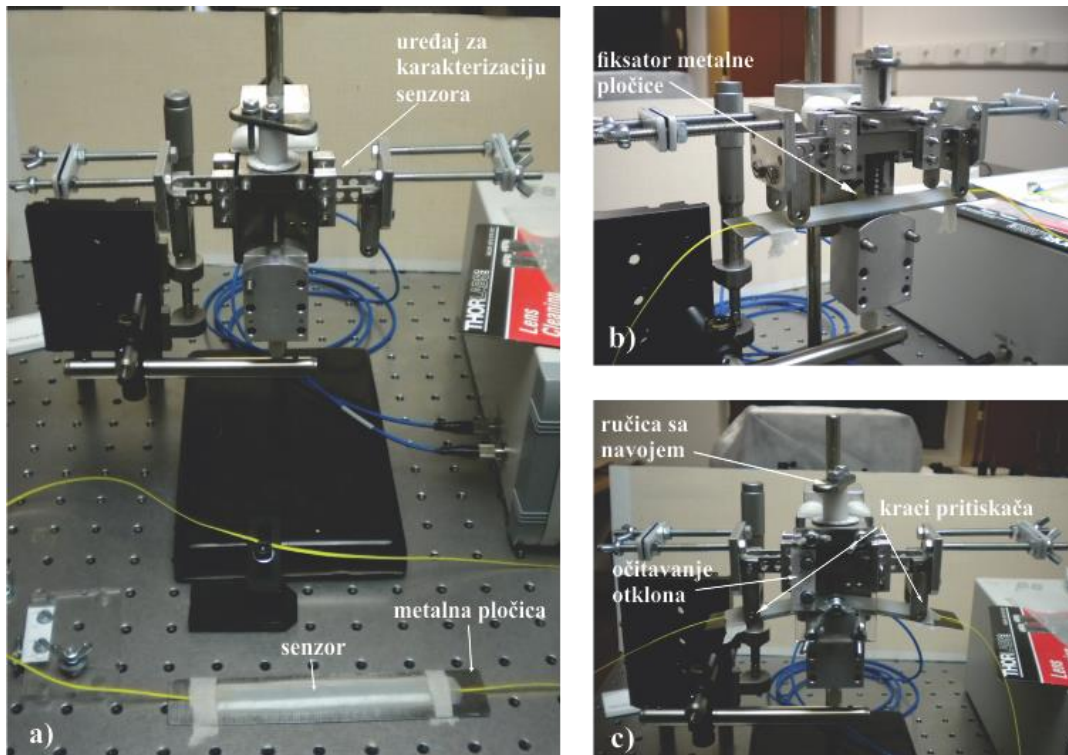


Slika 3.7. a) Spektralna karakteristika senzora zakrivljenosti merena OSA-om. Tokom savijanja dolazi do pomeranja rezonance ka crvenom delu spektra, b) Osetljivost snage LPG senzora na savijanje na 1470.4 nm mereno OSA-om (zeleni linija) i fotodiodom (plava linija). Zelena linija u b) je dobijena kao presek vertikalne zelene linije i karakteristike senzora iz a). Uočena razlika između merenja OSA-om i fotodiodom su najverovatnije posledica velikih promena temperature tokom godine

Generalno govoreći, da bi odredili transmisiju (jednačina 2.19) potrebno je izmeriti snagu na ulazu i izlazu iz rešetke. U našem slučaju to bi se moglo izvesti tako što bi se snimila snaga koristeći standardno optičko vlakno u kome nema rešetke i vlakno sa rešetkom. Deljenjem ovih snaga bi se dobio koeficijent transmisije. Međutim, kako je bilo nemoguće retroaktivno dodati referentno vlakno u silikon, merili smo samo snagu transmitovanu kroz rešetku. Svi rezultati prikazani u ovoj tezi predstavljaju izmerenu izlaznu snagu. Ovde treba napomenuti da je snaga senzora dobijena na izlazu data u nestandardizovanim jedinicama.

Zakrivljenost senzora se ostvaruje pomoću uređaja koji radi po principu savijanja u tri tačke (slika 3.8). Ovaj uređaj je dizajniran i napravljen na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu. Karakterizacija započinje postavljanjem senzora na metalnu podlogu (pločicu) od opružnog čelika van uređaja, tako da se sredina senzora (sredina silikona) poklopi sa sredinom pločice (slika 3.8a)). Pločica se zatim postavlja u ravnotežni položaj u uređaju. Sredina pločice se pričvršćuje pomoću dva fiksatora tako da krajevi pločice ostaju slobodni (slika 3.8b)). Dva kraka pritiskača, postavljena na rastojanju od 10 cm, sinhrono se spuštaju do metalne pločice okretanjem ručice sa navojem postavljene na vrhu uređaja. Položaj u kome kraci dodirnu pločicu predstavlja početni položaj, odnosno položaj nulte krivine. Greška određivanja položaja nulte krivine može iznositi 0.5 mm. Dalje okretanje ručice na vrhu uređaja dovodi do savijanja metalne pločice i na taj način se menja otklon (slika 3.8c)). Rezolucija promene otklona je 0.02 mm. Pri merenjima odziva senzora na savijanje uočeno je da se vraćanjem ručice na vrhu uređaja

u položaj koji odgovara nultoj krivini, krajevi metalne pločica ne vraćaju u ravan položaj. Razlog za to je standardni korak ovog navoja i mala aktivna dužina zbog kojih može doći do neravnogernog spuštanja krakova pritiskača. Zbog toga se pri svakom novom snimanju iznova traži položaj nulte krivine.

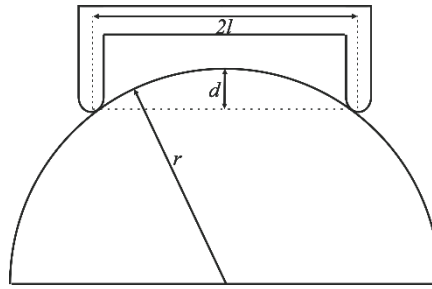


Slika 3.8. Postupak karakterizacije senzora zakrivljenosti kroz faze a) postavljanje senzora na metalnu pločicu b) fikiranje metalne pločice za uređaj c) savijanje senzora

Krivinu smo modelovali delom kružnice kao

$$K = \frac{1}{r} = \frac{2d}{(d^2 + l^2)}, \quad 3.1$$

gde je l polovina rastojanja između dva kraka koji vrše savijanje, d najveći otklon od ravnog položaja i r poluprečnik kruga (slika 3.9).

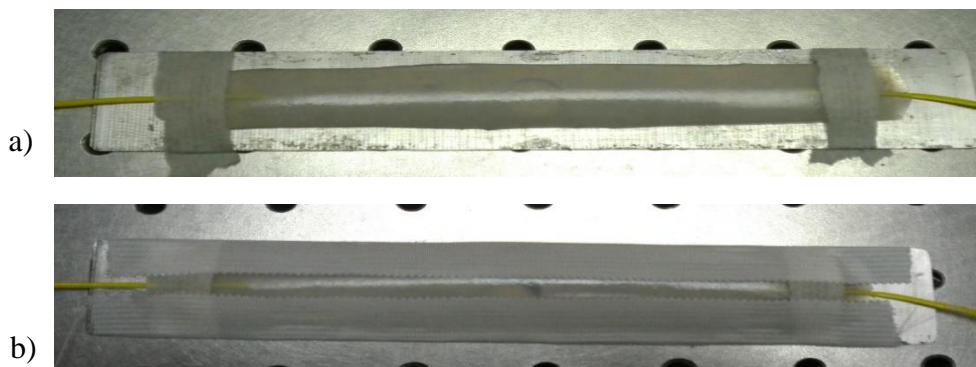


Slika 3.9. Modelovanje zakrivljenog senzora

U aplikacijama kada se senzor postavlja na grudni koš ispitanika (snimanje disanja i pulsacija vrha srca), senzor se pričvršćuje za telo elastičnim zavojem koji ide preko senzora i oko tela ispitanika. U nekim snimanjima pulsacija arterija pričvršćivanje senzora pomoću zavoja nije prijatno za ispitanike (snimanje pulsacije karotidne arterije), dok se u drugim slučajevima pomoću zavoja ne može lepo pričvrstiti senzor za ispitanika (snimanje pulsacija arterije subklavije). Lepljenje senzora samo na krajevima, takođe ne može da osigura da će senzor ispratiti krivine na telu odnosno da se osetljivi deo senzora neće izdignuti od tela. Stoga, u aplikacijama snimanja pulsacija arterija senzori se podužno lepe flasterom za kožu. Karakterizaciju senzora zakrivljenosti smo iz tog razloga obavljali za dva načina pričvršćivanja senzora za metalnu pločicu:

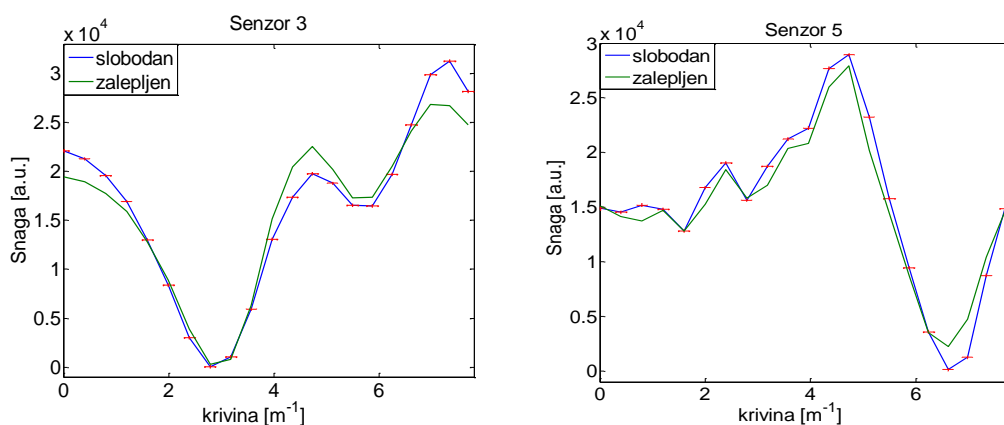
- lepljenjem krajeva silikonske obloge kada deo gde je rešetka ostaje slobodan (slika 3.10a)
- podužnim lepljenjem celog senzora (slika 3.10b)).

Zalepljen senzor prati krivinu ostvarenu savijanjem pločice, pri čemu konstrukcija uređaja za karakterizaciju omogućava savijanje pločice bez vršenja pritiska na senzor, što bi mu promenilo odziv.



Slika 3.10. Načini pričvršćivanja senzora za metalnu pločicu a) lepljenje na krajevima senzora b) podužno lepljenje senzora

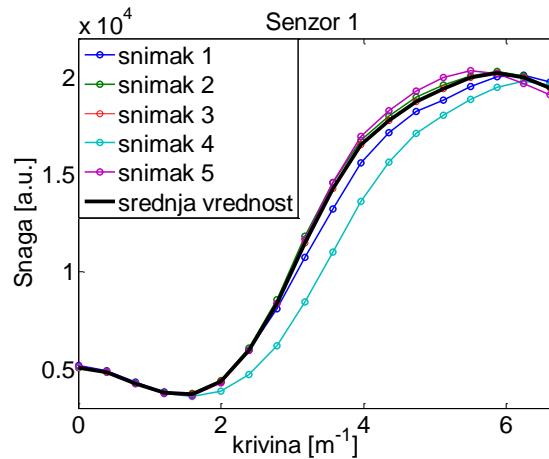
Na slici 3.11 može se uočiti da ne postoji velika razlika u odzivu senzora na globalno savijanje u zavisnosti od načina pričvršćivanja. Razlog za male intenzitetske promene može ležati u nemogućnosti identičnog ponavljanja uslova pri kojima se vrši karakterizacija i/ili driftu snage laserske diode (vremenska razlika dva snimka je najmanje sat vremena). Sve tačke zavisnosti snage laserske diode od krivine dobijene su kao srednja vrednost snage izmerene na datoj krivini u trajanju oko 20s sa frekvencijom snimanja od 50 Hz.



Slika 3.11. Odzivi senzora 3 i 5 na savijanje kada im je sredina slobodna (plava linija) i kada su podužno zalepljeni (zelena linija). Crvene linije predstavljaju greške određivanja snage i krivine

Da bi potvrdili prethodnu konstantaciju, karakterizacija je na jednom senzoru ponovljena 5 puta uzastopno za isti način pričvršćivanja (lepljenja) (slika 3.12). Na slici 3.12 se uočavaju male intenzitetske razlike u odzivu. Takođe se može uočiti da su intenzitetske razlike četvrtog snimka u odnosu na ostale snimke u slučaju istog načina pričvršćivanja (slika 3.12) veće od intenzitetskih razlika odziva senzora kada su drugačije pričvršćeni (slika 3.11). Na osnovu ovoga možemo zaključiti da se u aplikacijama kod kojih dolazi do globalne promene krivine ne mora voditi računa o načinu pričvršćivanja senzora za telo ispitanika.

Drift izvora predstavlja jednu od mana našeg senzora intenziteta. Snimak odziva senzora kada je ostavljen sat vremena u ravnom položaju pokazuje da snaga korišćene laserske diode ima konstantan drift koji je manji od kvantizacionog parametra u sekundi. Kvantizacioni parametar iznosi 1 a.u. Međutim, u merenjima krivine uočen je drift od 6 a.u/s, koji je najverovatnije posledica relaksacije materijala nakon krivljenja.



Slika 3.12. Karakterizacija jednog senzora ponovljena 5 puta

Merna nesigurnost određivanja krivine se može dobiti primenom formule

$$\Delta K = \sqrt{\left| \frac{\partial K}{\partial d} \right|^2 |\Delta d|^2 + \left| \frac{\partial K}{\partial l} \right|^2 |\Delta l|^2}, \quad 3.2$$

gde je Δd rezolucija kojom se meri otklon, a Δl rezolucija kojom se meri razmak između krakova. Sa druge strane, nas više zanima osetljivost senzora tj. najmanja vrednost koju senzor može da detektuje, i koju računamo kao

$$dK = \frac{\delta P}{\frac{\partial P}{\partial K}}, \quad 3.3$$

gde je δP greška određivanja snage laserske diode računata preko dužine trajanja snimanja i drifta od 6 a.u/s, a $\partial P / \partial K$ nagib krive u kome je odziv senzora linearan.

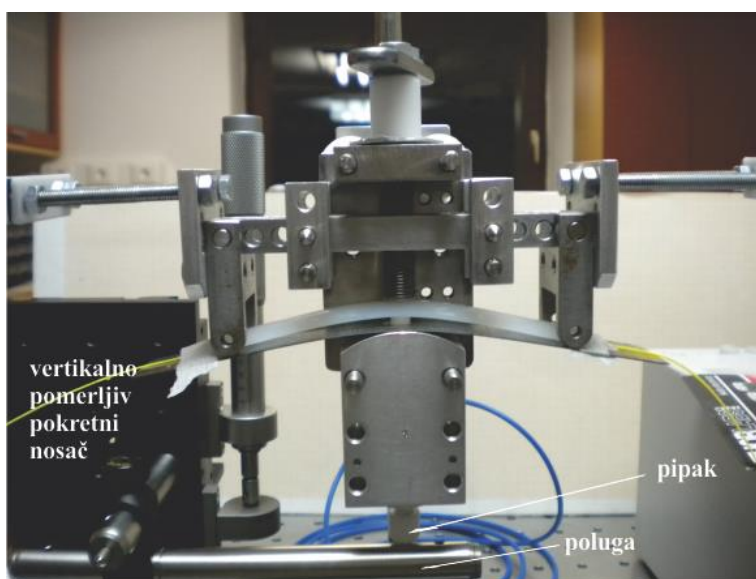
Senzori korišćeni u snimanjima na ispitanicima su:

- senzor 1, linearan odziv za krivine 1.99-3.96 m⁻¹ sa nagibom 6.23 10³ a.u. m i osetljivošću 0.020 m⁻¹
- senzor 2, linearan odziv za krivine 1.99-3.57 m⁻¹ sa nagibom 9.79 10³ a.u. m i osetljivošću 0.012 m⁻¹
- senzor 3, linearan odziv za krivine 1.20-2.79 m⁻¹ sa nagibom -1.04 10⁴ a.u. m i osetljivošću 0.012 m⁻¹
- senzor 5, linearan odziv za krivine 4.73-6.61 m⁻¹ sa nagibom -1.59 10⁴ a.u. m i osetljivošću 0.008 m⁻¹

- senzor 6, linearan odziv za krivine 4.35-5.49 m⁻¹ sa nagibom -1.68 10⁴ a.u. m i osetljivošću 0.007 m⁻¹

3.4 Odziv senzora na male pomeraje

Nakon određivanja linearnog opsega senzora, pristupili smo karakterizaciji senzora malih pomeraja. Na prethodno opisanom uređaju senzor se savijanjem dovodi u linearni opseg. Pomoću poluge zakačene za vertikalno pomerljiv pokretni nosač pritiska se pipak koji se nalazi u donjem delu uređaja. Pipak se pomera i deluje na senzor kroz otvor na metalnoj pločici (slika 3.13). I ovu karakterizaciju smo radili za dva načina pričvršćivanja senzora.

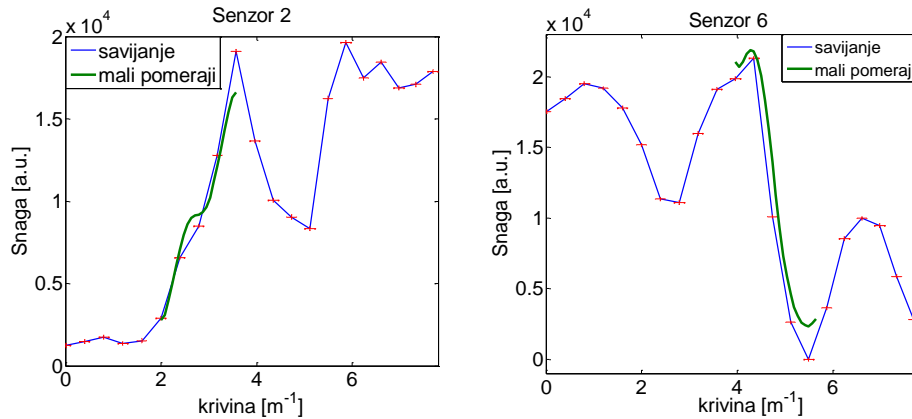


Slika 3.13. Princip karakterizacije senzora malih pomeraja

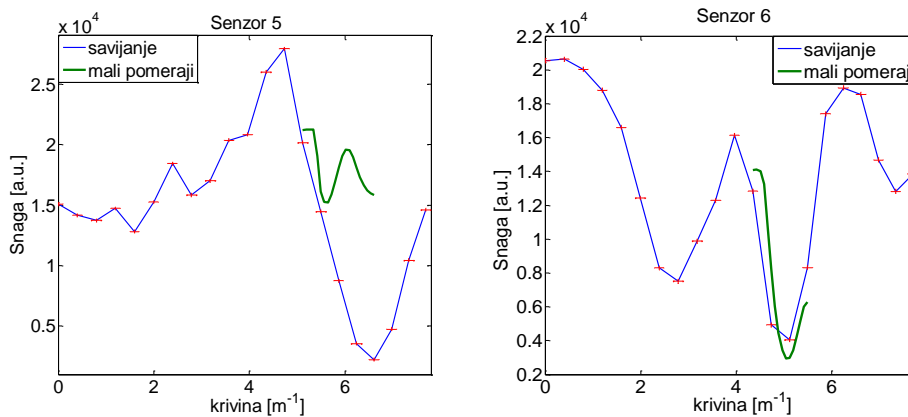
Kod senzora pričvršćenog na krajevima pipak podiže slobodnu sredinu senzora čime mu efektivno povećava krivinu. Sa slike 3.14 se može videti dobro slaganje odziva senzora na male pomeraje kada se pričvrsti na krajevima i odziva senzora na globalno savijanje. Za ovaj način pričvršćivanja male intenzitetske razlike ovih odziva mogu biti posledica neponovljivosti uslova snimanja i/ili drifta laserske diode (vremenska razlika dva snimka iznosi pola sata).

Kada se senzor zalepi za pločicu, pipak ne može da podigne senzor, već vrši pritisak na njega. U tom slučaju se može desiti da odziv na male pomeraje odstupa u odnosu na odziv na globalno savijanje (slika 3.15), odnosno da u delu gde se očekuje da odziv bude

linearan postane nelinearan. Takav slučaj se dešava kod senzora 5 (slika 3.15a)) gde linearnost postoji samo u početnih 0.3 mm otklona. Sa druge strane, kod senzora 6 (slika 3.15b)) se dobija poklapanje odziva na male pomeraje i globalnog odziva.



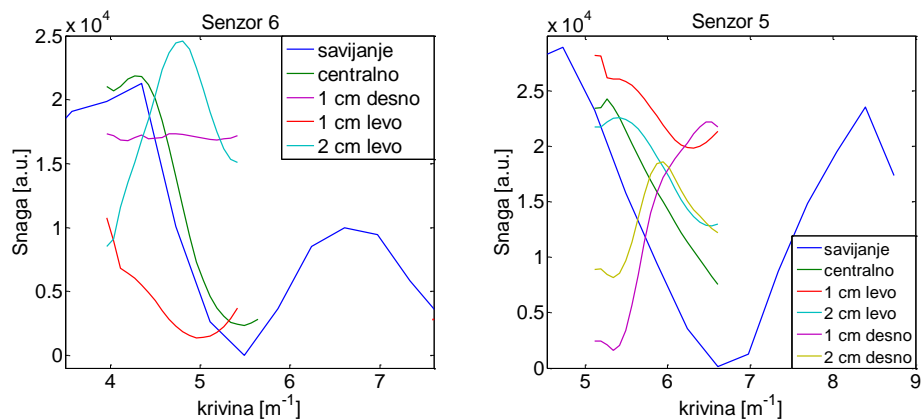
Slika 3.14. Karakteristika signala zakrivljenosti (plava linija) i malih pomeraja (zelena linija) kada je sredina senzora slobodna. Crvene linije predstavljaju greške određivanja snage i krivine



Slika 3.15. Karakteristika signala zakrivljenosti (plava linija) i malih pomeraja (zelena linija) kada je senzor zalepljen. Crvene linije predstavljaju greške određivanja snage i krivine

Pri izvođenju prethodno opisane karakterizacije senzora malih pomeraja, senzori su bili postavljeni tako da im je sredina silikonske obloge bila iznad otvora na metalnoj pločici. Od značaja za praktične primene je ispitati šta se dešava sa odzivom senzora ako se lokalni pomeraj decentralizuje. Nakon što je senzor centralno zakrivljen tako da mu odziv bude linearan, translatorno je pomeren za 1 i 2 cm na obe strane duž metalne pločice nakon čega su mu krajevi zalepljeni. Zbog savijanja u tri tačke, kao i kvaliteta izrade delova uređaja za karakterizaciju (navoj standardnog koraka i mala aktivna dužina) javlja se mogućnost odstupanja zakrivljenosti od teorijske kružnice. To za posledicu ima promenu položaja osnovne krivine oko koje se snima odziv na male pomeraje sa

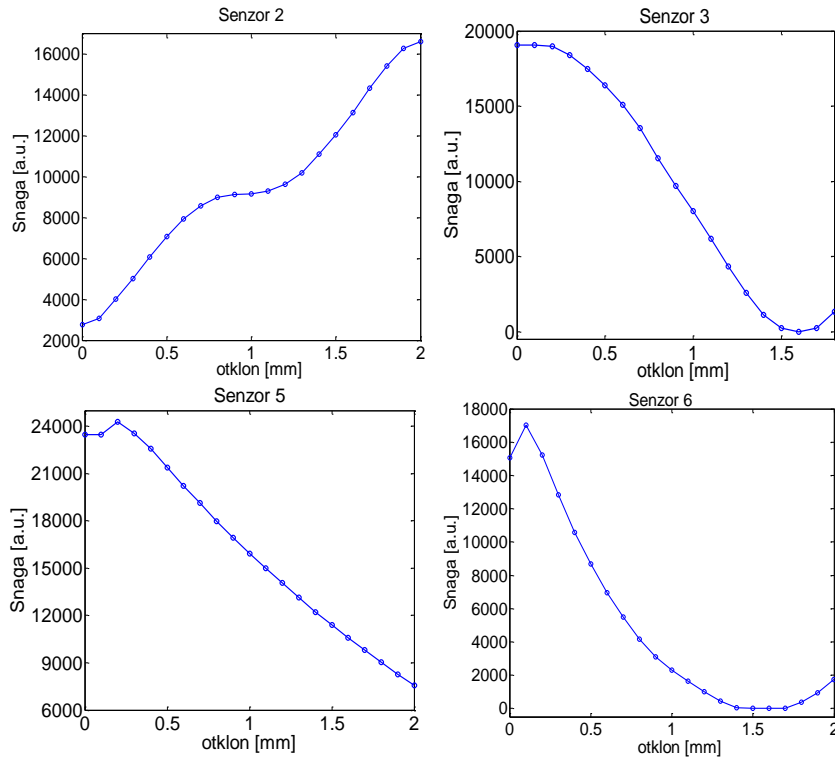
decentralizacijom senzora (slike 3.16). Sa slike 3.16a) se može uočiti da pomeranjem senzora 6 za 1 cm desno on postaje neosetljiv na male pomeraje. Ovo ukazuje na to da se u tom slučaju mali pomeraji vrše van osetljivog dela senzora (van rešetke), odnosno da rešetka nije simetrično zatopljena u odnosu na sredinu silikona. Analizom slike 3.16, takođe se može zaključiti da pomeranjem senzora za 1 cm njegov odziv na male pomeraje prati odziv na globalno savijanje (u slučaju da osetljivost postoji) ako se pretpostavi da se osnovna krivina promenila. Tako na primer crvena kriva prati odziv senzora čija bi radna tačka bila 5 m^{-1} na slici 3.16a), dok ljubičasta kriva prati odziv senzora ako bi radna tačka bila 6.5 m^{-1} na slici 3.16b). Na slici 3.16b) se može uočiti da za pomeranje senzora od 2 cm desno odziv senzora na male pomeraje kada mu je sredina slobodna dobija karakter odziva senzora na male pomeraje kada je senzor podužno zalepljen. Razlog za ovakav odziv u slučaju pomeranja senzora za 2 cm može ležati u tome što se lokalna deformacija izvodi bliže krajevima koji su zalepljeni za pločicu. Takođe, i na slici 3.16a) se može doći do istog zaključka ako se pretpostavi da odziv na male pomeraja senzora pomeranog za 2 cm u levo odgovara odzivu zalepljenog senzora oko 5 m^{-1} sa slike 3.15b).



Slika 3.16. Odziv senzora na savijanje (plava linija) zajedno sa odzivima na male centralizovane i decentralizovane pomeraje

Osetljivosti senzora na male pomeraje (slika 3.17) kada im je sredina slobodna su:

- senzor 2, osetljivost 0.019 mm oko krivine 1.99 m^{-1} ,
- senzor 3, osetljivost 0.008 mm oko krivine 1.20 m^{-1} ,
- senzor 5, osetljivost 0.012 mm oko krivine 5.11 m^{-1} ,
- senzor 6, osetljivost 0.009 mm oko krivine 4.73 m^{-1} .



Slika 3.17. Osetljivost senzora na male pomeraje kada je sredina senzora slobodna

3.5 Zaključak

Za razliku od standardnih metoda korišćenja LPG rešetki kao senzora krivine koje se zasnivaju na merenju pomeraja rezonantnih talasnih dužina odnosno na merenju razdvajanja linija slabljenja, u ovom poglavlju je prezentovana karakterizacija LPG senzora zakrivljenosti koja se zasniva na merenju izlazne snage na samo jednoj talasnoj dužini. Detaljan opis opto-elektronskog modula korišćenog za snimanje odziva senzora je takođe dat u ovom poglavlju.

Tokom karakterizacije senzora određeni su njihovi odzivi i osetljivosti (najmanja vrednost merne veličine koju senzor može da detektuje) na savijanje i male pomeraje. Karakterizacija senzora zakrivljenosti je pokazala da ne postoji razlika u odzivu senzora na savijanje u zavisnosti od načina pričvršćivanja tj. u odnosu na to da li je osetljivi deo senzora slobodan ili zalepljen. To znači da se pri snimanju disajnih zapremina i udara vrha srca ne mora voditi računa o načinu pričvršćivanja senzora za telo ispitanika. Posmatranjem karakteristika senzora zakrivljenosti za očekivati je da se senzor 1 pokaže kao optimalan za merenje disajnih zapremina pre svega zbog širine spektra (slika 3.12) odnosno veličine radne oblasti i monotonosti karakteristike. Senzor 5 se nameće kao

optimalan izbor za snimanje pulsacija vrha srca zbog velike osetljivosti i monotonosti karakteristike (slike 3.11 i 3.17).

Pri snimanju pulsacija arterija mora se voditi računa o izboru senzora i načinu njegovog pričvršćivanja za ispitanika. Pošto kod senzora 5 linearnost odziva na male pomeraje u slučaju kada je senzor podužno zalepljen za pločicu postoji samo u početnih 0.3 mm otklona, što će se kasnije pokazati kao nedovoljno velik opseg za snimanje pulsacija arterija, senzor 5 ne treba koristiti u ovoj aplikaciji (slika 3.15). Sa druge strane, senzor 6 ima linearan odziv na male pomeraje u opsegu dovoljno širokom za snimanje pulsacija arterija (slike 3.15 i 3.17). Kako ovaj senzor ima optimalan kompromis između linearnosti, osetljivosti i širine opsega, on predstavlja najbolji izbor za aplikaciju snimanja pulsacija arterija.

Dodatno je pokazano da u aplikacijama snimanja pulsacija arterija nije potrebno sredinu rešetke tačno postaviti na mesto najvećeg otklona arterija, dovoljno je da to mesto bude obuhvaćeno rešetkom. Ova osobina naš senzor čini manje zavisnim od operatera što je bitan zahtev u praksi. Nezavisnost merenja od operatera povećava tačnost merenja, skraćuje test proceduru i snižava troškove obuke.

4 MERENJE RESPIRATORNIH PULSACIJA²

Ispitivanje funkcije pluća je od velikog značaja kako kod obolelih, tako i kod zdravih osoba. Merenje zapremine pluća i protoka vazduha predstavlja deo ispitivanja plućne funkcije koji služi proceni ventilacijske sposobnosti pluća.

U medicini, mehanička ventilacija predstavlja metodu kojom se mehanički potpomaže ili potpuno zamenjuje spontano disanje. Postoje dva osnovna tipa mehaničke ventilacije: invazivna (putem endotrahealne intubacije kada se cev ubacuje kroz nos ili usta i sprovodi do dušnika) i neinvazivna ventilacija (preko oronazalne maske ili piska). Invazivna mehanička ventilacija je veoma efikasna i pouzdana u potpomaganju alveolarne ventilacije. Međutim, endotrahealna intubacija nosi sa sobom rizik od povreda i nelagodnosti prilikom intubacije i uklanjanja cevi, ali i gubitka odbrambenog mehanizma disajnih puteva pošto cev obezbeđuje direktan prolaz mikroorganizmima i

² Baziran na radu:

1. M. D. Petrović, J. Petrović, A. Daničić, M. Vukčević, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd and D. J. Webb „Non-invasive respiratory monitoring using long-period fiber grating sensors,“ *Biomed. Opt. Express*, vol. 5, no. 4, pp 1136-1144, 2014

drugim stranim materijama do nižih disajnih puteva. Sa druge strane, neinvazivna mehanička ventilacija (Noninvasive ventilation - NIV) potpomaže alveolarnu ventilaciju preko gornjih disajnih puteva bolesnika korišćenjem maske ili piska. Na taj način u NIV-u gornji disajni putevi ostaju netaknuti čime se zadržava odbrambeni mehanizam disajnih puteva i smanjuje nelagodnost bolesnika. Pored toga, NIV ima mogućnost da smanji trajanje hospitalizacije bolesnika, a time i cenu, kao i da poboljša iskorišćenost resursa bolnice [36, 37].

Relevantni klinički parametri disajne funkcije koje je potrebno proceniti su dubina disanja (zapremina vazduha u svakom udahu – tidalna zapremina, V_t) i njena frekvencija, odnosno zapremina udahnutog vazduha tokom vremena (najčešće u toku jednog minuta - minutna zapremina, V_m). Vrednosti tidalnih zapremina koje određuju ventilatori koji se koriste u NIV-u može zavarati lekara zbog neizbežnog curenja vazduha iz maske ili piska. Šta više, preporučljivo je da lekari ventilatorima postave veće vrednosti tidalnih zapremina tokom NIV-a u odnosu na invazivnu ventilaciju da bi se kompenzovalo curenje vazduha [36, 37]. Iako u savremenim ventilatorima postoje softveri za kompenzaciju curenja vazduha, oslanjanje samo na njihove rezultate nije preporučljivo. Stoga, lekari procenjuju da li bolesnik dobija potrebnu količinu vazduha posmatrajući pokrete grudnog koša. Međutim, ovakva procena je vremenski zahtevna za lekara, subjektivna i veoma zavisi od stručnosti lekara. Precenjivanje tidalnih zapremina od strane lekara je široko rasprostranjeno i može biti opasno naročito za male tidalne zapremine [91]. Na osnovu svega prethodnog, može se zaključiti da postoji potreba za neinvazivnim načinom kontinualnog praćenja disajnih zapremina koje ne zavise od curenja vazduha.

Ova potreba dovela je do razvoja različitih metoda/uređaja za praćenje disajnih zapremina koje se zasnivaju na merenju pokreta, promene obima ili impedanse grudnog koša i abdomena [92, 93, 38, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100]. Konno i Mead [38] su prvi pokazali da se merenjem pokreta grudnog koša i abdomena (merenjem respiratorne aktivnosti tokom disanja na površini torza) može dobiti dobra procena zapremine udahnutog vazduha. Oni su uveli respiratorno induktivnu pletizmografiju (Respiratory inductive plethysmography - RIP metodu) i matematički model pokreta zida grudnog koša sa dva stepena slobode. Tokom RIP postupka dve elastične trake (dva izolovana indukciona kalema) se postavljaju oko grudnog koša i abdomena ispitanika i povezuju na oscilator i frekvencijsku demodulacionu elektroniku za dobijanje izlaznog digitalnog

signala. Tokom disanja povećava se poprečni presek grudnog koša i abdomena menjajući induktansu kalemova. Signali sa traka su nezavisni, a njihova kombinacija se mora kalibrisati korišćenjem uporednog snimanja disajne zapremine nekom standardnom metodom. Jednu od prepreka za korišćenje RIP metode u NIV-u predstavlja njena kalibraciona procedura. Naime, procedura RIP kalibracije koja se smatra zlatnim standardom podrazumeva izovolumetrijski manevar koji nedovoljno obučeni bolesnici imaju problem da izvedu [101, 102, 103]. Postoje i alternativni načini RIP kalibracije, koji se izvode u više pozicija ili zahtevaju ujednačeno disanje duže vreme, a čija se tačnost dovodi u pitanje [101, 104, 105, 106, 107]. Pored toga, RIP metoda se odlikuje promenljivom osnovnom linijom signala koja onemogućava precizno određivanje nivoa izdisajne zapremine (End-expiratory lung volume – EELV) [108]. Iz ovih razloga, RIP postupak se retko koristi u optimizaciji parametara ventilatora [109]. Sa druge strane, RIP metoda je u širokoj upotrebi u dijagnostici opstruktivne apnee, gde se koristi kao deo polisomnografa [110].

Fiber-optička respiratorna pletizmografija je tehnička modifikacija RIP tehnologije, s tom razlikom što se u ovom postupku koristi optičko vlakno koje prolazi kroz kaiševe umesto kalemske žice [94]. Da bi se odredile dinamičke promene obima grudnog koša i abdomena mogu se koristiti i merne trake [95].

Optoelektronska pletizmografija (Optoelectronic Plethysmography - OEP) predstavlja postupak određivanja disajne zapremine pomoću spoljašnjeg merenja pokretljivosti površine torza. Sistem od četiri kamere povezane na automatski analizator pokreta meri trodimenzionalne koordinate velikog broja reflektivnih markera (45) koji se postavljaju na torzo ispitanika pomoću lepljivih traka [99]. Snimanje se može vršiti i pomoću automatskog analizatora pokreta i dve televizijske kamere koje snimaju x - y - z otklone sa 36 markera [100]. Analizator pokreta optičkom refleksijom u kome se koriste 86 IC reflektivnih markera i 4 IC CCD kamere [111] predstavlja postupak sličan OEP-u. Po principu određivanja pozicije senzora radi i troosni magnetometar (Tri-mag) [112]. Tri-mag sistem se sastoji od fiksiranog odašiljača koji emituje tri ortogonalna vremenski promenljiva magnetna polja koja indukuju napone u svakom od 4 senzora. Kako se u svakom senzoru nalaze tri ortogonalna kalema, Tri-mag procesorska jedinica računa pozicije senzora u odnosu na odašiljač u sve tri dimenzije. Pored ovih metoda, u literaturi se može naći i merni instrument za respiratorne pokrete koji koristi 6 ultrazvučnih senzora

koji detektuju pomeraje 6 reflektivnih markera zalepljenih za torzo [113]. Sve tehnologije koje se zasnivaju na merenju pokretljivosti površine torza zahtevaju veći broj senzora što samo po sebi predstavlja manu za njihovu primenu u kliničkim uslovima. Takođe, tehnike koje se zasnivaju na električnim merenjima nisu imune na preslušavanje sa drugim električnim uređajima, na primer sa EKG-om.

Pletizmografija bazirana na LPG sensorima se zasniva na korišćenju niza od 9 fiberoptičkih senzora za merenje zakrivljenosti postavljenih u elastično odelo [24]. Prate se promene opsega slabljenja senzora unutar transmisionog spektra rešetke koje nastaju kao odziv na savijanje rešetke. Podaci o zakrivljenosti senzora se koriste u cilju rekonstrukcije oblika torza i abdomena sa ciljem da se odrede apsolutne zapremine. Ova metoda praćenja zapremine vazduha u plućima se koristi u laboratorijskim studijama disanja, a nedostak za njenu primenu u kliničkim uslovima se ogleda u korišćenju odela sa većim brojem senzora koje je potrebno obući bolesnicima. Takođe, radi se o tehnički kompleksnom uređaju sa više senzora i složenom obradom signala čije funkcije prevazilaze potrebe NIV-a.

Električna impedansna tomografija (Electical impedance tomography - EIT) predstavlja tehniku koja se zasniva na provođenju slabih visokofrekventnih struja i merenju napona pomoću elektroda (obično 16 ili 32) postavljenih na jednom delu toraksa. Iz izmerenih napona rekonstruiše se slika promene impedanse u jednom sloju (ravni). Impedansa se menja zbog promene sastava tkiva/gasova/fluida [96, 97]. EIT se koristi u neinvazivnom merenju promena lokalnih parametara pluća kao što su lokalna ventilacija i otvaranje i zatvaranje alveola. Napori da se integracijom po svim pikselima EIT slike dobije informacija o promenama ukupne zapremine vazduha u plućima nisu dali zadovoljavajuće rezultate [114]. Transtorakalna impedansa predstavlja metodu koja se, takođe, zasniva na merenju promene impedanse preko grudnog koša koristeći dve površinske elektrode [98]. Ova metoda se odlikuje promenljivom osnovnom linijom signala.

Svaka od gore pomenutih metoda ima neke nedostatke zbog čega se ne može koristiti u kliničkim uslovima, bilo da su to veliki drift osnovne linije, teško izvodljiva ili nedovoljno precizna kalibracija, preciznost merenja nedovoljna za kliničku praksu ili tehnička kompleksnost zbog korišćenja velikog broja senzora. Mi ćemo u ovom poglavlju

predstaviti novu metodu za kontinualno merenje respiratornih zapremina koristeći pritom samo jedan fiber-optički senzor za merenje promene zakrivljenosti torza koja rešava neke od ovih problema. Naš metod se zasniva na pretpostavci da je zapremina udahnutog vazduha srazmerna promeni krivine torza u predelu tvrdog tkiva [115, 116, 117].

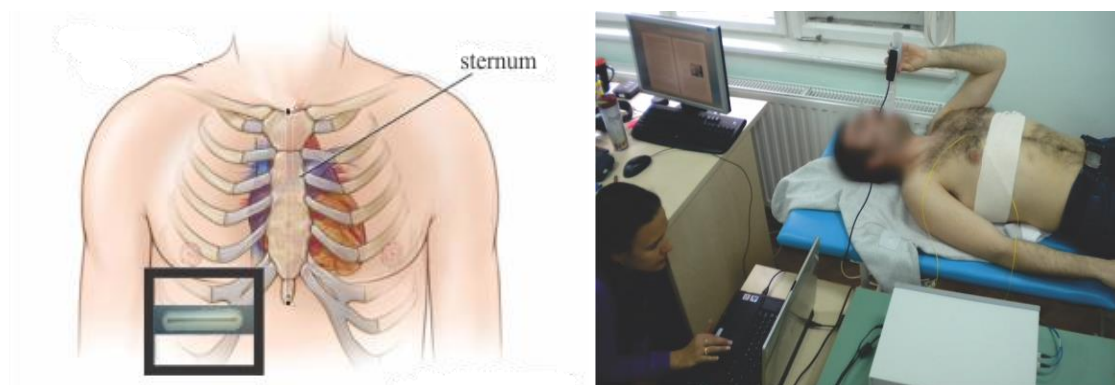
4.1 Plućna ventilacija

Održavanje konstantne koncentracije kiseonika i ugljen-dioksida predstavlja osnovnu ulogu respiratornog sistema. Proces obnove vazduha u plućima naziva se plućna ventilacija. Plućna ventilacija se sastoji iz dva procesa – udaha (inspirijuma) i izdaha (ekspirijuma). Snagu za odvijanje plućne ventilacije daje grudni koš, koji zahvaljujući mišićnoj aktivnosti menja svoju zapreminu. Naime, inspiracijski i ekspiracijski mišići omogućavaju promenu oblika grudnog koša, a time i promenu intrapleuralnog pritiska i zapremine pluća. Najvažniji inspiracijski mišić je dijafagma, koja se pri kontrakciji pomera ka abdomenu i potiskuje abdominalne organe na dole i napred, i pri tome povećava vertikalni dijametar grudnog koša. Kontrakcija spoljašnjih interkostalnih mišića pri udahu dovodi do podizanja rebara i povećanja anteroposteriornog dijametra toraksa. Ekspiracija je tokom mirnog disanja pasivni proces, ali pri naporu ili pri voljnoj hiperventilaciji postaje aktivna. Najvažniji ekspiracijski mišići su mišići trbušnog zida čija kontrakcija dovodi do povećanja intraabdominalnog pritiska i potiskivanja dijafragme ka grudnom košu. Kontrakcija unutrašnjih međurebarnih mišića pri aktivnom izdahu dovodi do spuštanja rebara i smanjenja anteroposteriornog dijametra grudnog koša [118].

4.2 Protokol merenja i analiza podataka

Merenje disajnih zapremina moguće je izvesti dok ispitanik leži, sedi, stoji ili radi neku fizičku aktivnost [101, 104, 105, 119, 120]. Međutim, mi smo se prvenstveno orijentisali na primenu LPG senzora u mehaničkoj ventilaciji tokom koje bolesnici leže [36, 37]. Da bismo pronašli optimalno mesto na telu i senzor, snimanja promene disajnih zapremina smo izveli sa različitim senzorima, čije su karakteristike date u poglavlju 3, koje smo postavljali na različita mesta na telu ispitanika. Uočeno je da senzor treba postavljati u zoni torza sa čvrstim potkožnim tkivom. Ako se senzor postavi u zoni mekog

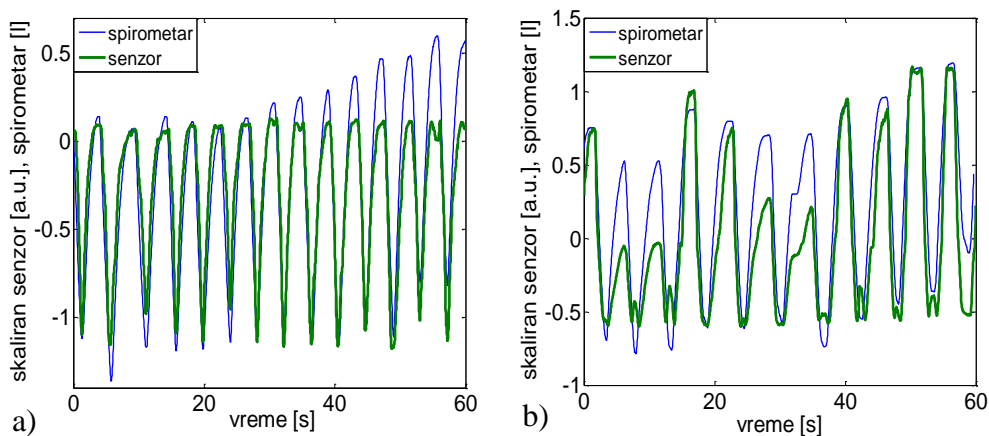
tkiva može doći do oštećenja ili lošeg odziva senzora usled višestrukog ili prekomernog savijanja. Pored toga, meka tkiva imaju odziv i na višim frekvencijama koje unose smetnje u signal. Takođe je uočeno da senzor treba postavljati sa desne strane kako bi se smanjio uticaj srčanih otkucaja, koji u ovoj aplikaciji predstavljaju smetnju. Predeo nižih rebra (6-8) između linija paralelnih sa pravcem sternuma, na oko 10 cm od njega, predstavlja podesnu površinu za postavljanje senzora (slika 4.1) pošto se tu potkožno tkivo uglavnom sastoji od kostiju i hrskavice. U svim merenjima (rezultatima) o kojima će biti reči u pulmološkoj aplikaciji senzor je postavljan na prethodno pomenuto mesto.



Slika 4.1. Postavljanje senzora na torzo

U trenutnoj realizaciji opto-elektronskog modula opseg korišćene laserske diode od samo 5 nm nije dovoljno širok da bi mogli talasnu dužinu laserske diode da dovedemo u optimalnu radnu tačku u spektru rešetke (videti sliku 3.7). Umesto toga, mi nalazimo radnu tačku menjanjem zakrivljenosti senzora, odnosno pomeramo spektar da dovedemo radnu tačku na talasnu dužinu laserske diode. Kako se posmatra promena krivine oko unapred postavljene krivine (krivine torza), želimo da postavimo radnu tačku tako da je karakteristika rešetke oko nje monotona i po mogućnosti linearna u celokuponom opsegu disanja. U praksi traženje optimalne radne tačke se izvodi na sledeći način. Senzor se postavi na torzo, i na ekranu se posmatra dobijeni signal promene krivine grudnog koša. Loše postavljanje radne tačke može dovesti do dva tipa distorzije signala: saturacije kada se rešetka pomeri van rezonance sa laserskom diodom (na većim krivinama kod senzora 1, videti sliku 3.12) ili prolaska karakteristike rešetke kroz minimum transmisije na talasnoj dužini laserske diode (na manjim krivinama kod senzora 1). Obe distorzije su lako uočljive u signalu. Saturacija se vidi kao zasecanje signala u okolini ekstrema (maksimuma na slici 4.2a)) sinusoidalnog signala disanja, dok se prolazak karakteristike rešetke kroz minimum transmisije na talasnoj dužini laserske diode vidi kao promena

smera signala u okolini ekstrema (minimuma na slici 4.2b)) sinusoidalnog signala disanja. U slučaju lošeg postavljanja radne tačke, ista se koriguje malim pomeranjem položaja i/ili orijentacije senzora, dok se ne nađe takav položaj senzora za koji nisu primetne distorzije u signalu disanja. Zbog nameštanja radne tačke pomeranjem senzora, senzor se ne fiksira za telo, već se pričvršćuje za njega zavojem koji ide oko tela ispitanika i preko senzora (slika 4.1). Ako ispitanici miruju, zavoj dovoljno dobro pričvršćuje senzor za telo ispitanika. Međutim ako se ispitanik pomeri (voljno ili ne) moguće je da dođe do pomeranja senzora ispod zavoja, a time i promene radne tačke. Prethodno opisani nedostaci trenutnog tehničkog rešenja mogli bi da se prevaziđu korišćenjem rešenja u kome bi se radna tačka nalazila menjanjem radne talasne dužine (npr. promenom struje laserske diode), a koja bi ujedno omogućila i njenu automatsku korekciju u slučaju pomeranja ispitanika. Uz to, ovakva realizacija bi omogućila korišćenje samolepljivih senzora, čime bi se sprečilo pomeranje senzora u odnosu na torzo ispitanika.



Slika 4.2. Primeri distorzije signala usled lošeg biranja radne tačke a) saturacija, b) prolazak karakteristike rešetke kroz minimum transmisije na talasnoj dužini laserske diode

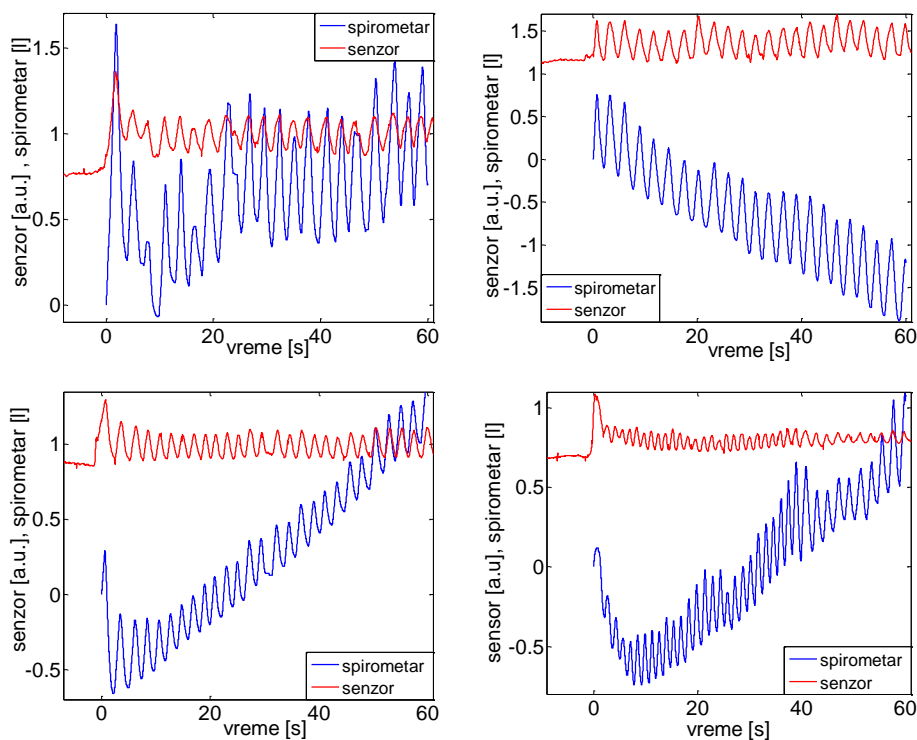
Analizom karakteristika senzora zakrivljenosti (videti poglavlje 3) može se doći do zaključka da je senzor 1 optimalan za merenje disajnih zapremina pre svega zbog širine spektra (slika 3.12), a samim tim i veličine radne oblasti, kao i monotonosti karakteristike. Pri konačnoj snazi laserske diode i osetljivosti fotodiode, što uslovljava ograničenu maksimalnu transmisiju, širenjem spektra senzora smanjuje se njegova osetljivost. Iako senzor 1 ima najmanju osetljivost na savijanje, ovaj senzor pokazuje dobar kompromis između osetljivosti na savijanje i širine spektra za aplikacije snimanja disajnih zapremina. Dodatno u snimanjima na ispitanicima uočeno je da se radna tačka najjednostavnije nalazi upravo kod ovog senzora, kao i da je on najrobusniji na eventualno pomeranje radne tačke

usled pomeranja ispitanika. Stoga je u svim snimanjima disajnih zapremina korišćen senzor 1.

Uz opto-elektronski modul dobili smo i program napisan u softverskom paketu LabVIEW kojim se vrši akvizicija signala. Struktura programa je organizovana preko dve umrežene while petlje. U unutrašnjoj while petlji vrši se prikupljanje podataka, njihovo prikazivanje na ekran, sređivanje u formu pogodnu za arhiviranje i arhiviranje. Po svakoj iteraciji unutrašnje while petlje prikuplja se niz od 8 dvobajtnih podataka (snaga prve laserske diode na fotodiodama 1-4 i snaga druge laserske diode na fotodiodama 1-4, obe u proizvoljnim jedinicama). Drugim rečima prikuplja se jedan odbirak po iteraciji ako se gleda snaga jedne laserske diode snimana jednom fotodiodom. Ovde treba napomenuti da izvršavanje unutrašnje while petlje nije vremenski kontrolisano. Mana ovakve realizacije leži u čitanju jednog odbirka po iteraciji while petlje, u kojoj se pored čitanja odbirka vrše i druge operacije za koje je potrebno određeno vreme. Naime, kada se radi pod Windows operativnim sistemom, vremenski nekontrolisana while petlja izvršavaće se brzinom koja zavisi od zauzetosti procesora [121]. Tako smo imali slučaj da se za zadatak frekvenciju odabiranja od 50 Hz, vremenska razlika dva sukcesivno upisana odbirka kreće u intervalu od 1 do 70 ms, umesto da se održava oko 20 ms. Nejednako raspoređivanje odbiraka ne doprinosi grešci u aplikaciji snimanja disajnih zapremina pošto su frekvencije signala manje 0.5 Hz. Međutim, u kardiološkim aplikacijama, gde je potrebno sinhronizovati signale sa senzora i EKG-a do tačnosti koja se meri stotim delovima sekunde i posmatrati vremenske razlike javljanja karakterističnih tačaka/događaja u njima, ono može znatno uticati na rezultate snimanja. Zato su analogni signali sa senzora izvučeni na eksternu AD karticu (slika 3.5) (akvizicija podataka eksternom AD karticom je detaljno objašnjena u poglavlju 5.3.1). Posmatrajući tako dobijene signale ustanovili smo da laserske diode zrače specificiranom frekvencijom, i da je vremenska neujednačenost pročitanih odbiraka prikupljenih serijskom komunikacijom posledica neujednačenog iščitavanja podataka iz bafera, a ne neujednačenog semplovanja podataka odnosno rada laserskih dioda. U pulmološkim aplikacijama nismo imali potrebu za snimanjima pomoću eksterne AD kartice pa smo koristili dobijeni program prilagođen našim potrebama. Naime, u dobijenom programu korisnički interfejs nije bio prilagođen radu sa ispitanicima, odnosno nije postojala opcija da se unesu podaci o ispitaniku. Mi smo korisnički interfejs dopunili, tj. omogućili unos

podataka o bolesnicima koji su bili bitni za našu analizu i koji su se čuvali u posebnom fajlu. Međutim, nije napravljena baza podataka, tj. nije omogućeno pretraživanje postojećih bolesnika, povezivanje različitih snimaka istog ispitanika i sl. Pravljenje baze podataka predstavlja jedan od prvih koraka koje treba uraditi kada se krene sa komercijalizacijom uređaja.

Signale promene krivine torza tokom disanja je potrebno kalibrisati/konvertovati u apsolutne jedinice (litre) poređenjem sa zapreminama simultano snimljenim nekom referentnom metodom. U našim merenjima kao referentnu metodu koristili smo komercijano dostupan ručni spirometar SpiroTube, Thor Medical, Budimpešta. Ovaj spirometar radi na principu merenja brzine strujanja vazduha tokom disanja na osnovu vremena prostiranja (od predajnika do prijemnika) dvosmernih ultrazvučnih impulsa koji se prostiru pod fiksnim uglom u odnosu na tok strujanja vazduha. Uz spirometar dobijen je i softver koji proračunava zapreminu vazduha integraljenjem protoka koji se dobija na osnovu izmerene brzine i poznatog poprečnog preseka cevi spirometra. Kako brzina zvuka u vazduhu zavisi od temperature, vlažnosti i pritiska vazduha koji mogu biti različiti tokom udaha i izdaha, u signalu zapremine može doći do pomeranja osnovne linije (videti sliku 4.3). Akvizicija signala sa spirometra je organizovana tako da prikupljanje podataka počinje kada protok vazduha pređe neki prag i završava se tačno minut kasnije. Trenutak početka prikupljanja podataka sa spirometra (početak disanja u spirometar) se nameće kao robustan i jednostavan način za sinhronizaciju sa signalom zakrivljenosti LPG senzora. Stoga su ispitanici zamoljeni da prvo zadrže dah na par sekundi tokom kojih je započinjana akvizicija sa LPG senzora, i kada počnu da dišu da direktno dišu u spirometar (slika 4.3). Tokom snimanja ispitanicima je nos bio zatvoren štupaljkom, kako bi celokupna udahnuta i izdahnuta količina vazduha prolazila kroz spirometar. Signali sa spirometra su snimani komercijalnim softverom sa frekvencijom odabiranja 100 Hz. U svim snimcima signal zakrivljenosti je sniman sa frekvencijom odabiranja 50 Hz. Sinhronizacija, pododabiranje (*downsampling*) oba signala na 12 Hz (izgladivanje signala) i obrada signala rađeni su *off-line* u Matlab-u.



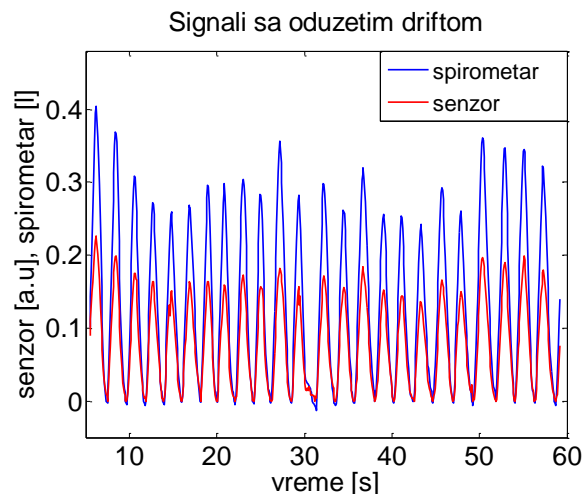
Slika 4.3. Primeri neobrađenih signala sa spirometra i LPG senzora

Protokol snimanja se sastoji iz dve faze, kalibracionih i test snimanja. Iako je teorijski za kalibraciju dovoljan jedan disajni ciklus (udah i izdah), mi smo koristili ceo signal da bi dobili dobar statistički uzorak. Za kalibracione snimke smo koristili snimanja prirodnog disanja, sa tipičnim tidalnim zapreminama od 400 ml do 800 ml. Test merenja su izvođena pod istim uslovima odmah nakon kalibracionih. Naime, jedan od bitnih delova kontinualnog praćenja disajnih zapremina u NIV-u predstavlja praćenje relativnih promena minutnih zapremina tokom vremena u odnosu na početne postavke ventilatora, koje se ne razlikuju mnogo od zapremina prirodnog disanja. Ako minutni volumen znatno opadne u odnosu na početne postavke, to je znak da se bolesnik ne ventilira dobro. Kada se uključe na mehaničku ventilaciju, bolesnici najčešće ne mogu samostalno da dišu zapreminama koje odgovaraju njihovim prirodnim disanjima, već dišu nešto pliće. Očekivano je da se tokom mehaničke ventilacije bolesnicima malo poboljša stanje, odnosno da im se tidalna zapremina kojom samostalno dišu poveća, a ritam disanja uspori [36]. Pošto smo mi ispitivanja radili na zdravim ispitanicima, kojima je plitko disanje jako zamorno, odlučili smo se da kalibraciju radimo na prirodnom disanju, kada su osobe najopuštenije, dok su za test fazu korišćeni signali dobijeni tokom prirodnog, plitkog (50% od prirodnog), dubokog (1.5 puta veće od prirodnog) i kombinacije ovih načina

disanja (u daljem tekstu ovaj način disanja nazivamo miks), snimani navedenim redosledom. Ovde treba napomenuti da najveći klinički značaj ima praćenje plitkog i prirodnog disanja.

Nakon sinhronizacije signala, a pre obrade, svi signali su pregledani i kod signala koji su bili kontaminirani pokretima tela koji nisu povezani sa disanjem, kašljanjem i drugim sličnim smetnjama, kontaminirani delovi su odstranjeni, ostavljajući najmanje 30s snimaka.

Kao što smo već napomenuli, signali sa spirometra imaju drift osnovne linije koji je posledica promena u okolnoj sredini i nije povezan sa disanjem. Pored toga signal sa spirometra, kao i sa senzora, ima promene osnovne linije usled promena EELV-a (slika 4.3). Kako referentna metoda ima nepredvidivu komponentu drifta (zbog promena u okolnoj sredini), mi smo eliminisali drift iz oba signala postavljanjem svih nivoa izdisajnih zapremina i odgovarajućih minimuma krivina na nulu (slika 4.4). Ovakav način uklanjanja drifta je jednostavan i robustan. Korišćenjem neke druge referentne metode koja može precizno da prati EELV mogli bismo da testiramo naše senzore i za aplikaciju praćenja promena EELV nivoa.



Slika 4.4. Primer signala sa oduzetim driftom

Nakon eliminacije drifta, kalibraciona funkcija je tražena kao polinomijalna kriva koja daje najmanju grešku kalibrisanih signala senzora u odnosu na signal spirometra računatu metodom najmanjih kvadrata. Za kalibracionu krivu ispitavane su sledeće funkcije

$$f(x) = a \cdot x, \quad 4.1$$

$$f(x) = a \cdot x + b \cdot x^2, \quad 4.2$$

$$f(x) = a \cdot x + b \cdot x^2 + c \cdot x^3. \quad 4.3$$

Kalibraciona kriva je određivana za svakog ispitanika i korišćena u proračunima disajnih zapremina za sva test merenja na istom ispitaniku. Tidalna zapremina je računata kao razlika maksimuma (kraj udaha) i minimuma udaha (početak udaha, odnosno kraj prethodnog izdaha). Sumom svih tidalnih zapremina u toku jednog minuta dobija se minutna zapremina. U slučaju skraćivanih signala, kod kojih ne postoji ceo minut snimka, minutni volumen je dobijen skaliranjem faktorom kao da je ispitanik nastavio da diše u istom ritmu.

Za ocenu performansi naše metode definisali smo tri parametra:

- nesigurnost kalibracionih/test signala Δ – koja se definiše kao radijus regije oko kalibracione krive koja sadrži 68% svih izmerenih vrednosti (odgovara standardnoj devijaciji normalne raspodele). Ova veličina je normalizovana na srednju tidalnu zapreminu
- greška minutnih zapremina – računata kao relativna greška minutnih zapremina merenih pomoću spirometra V_{\min}^{spiro} i senzora V_{\min}^{senzor}

$$\text{greška minutnih zapremina} = \frac{|V_{\min}^{spiro} - V_{\min}^{senzor}|}{V_{\min}^{spiro}} \quad 4.4$$

- srednja greška tidalnih zapremina – definisana kao srednja relativna greška tidalnih zapremina po disajnim ciklusima

$$\text{srednja greška tidalnih zapremina} = \frac{1}{N} \sum_k \frac{|V_{tid,k}^{spiro} - V_{tid,k}^{senzor}|}{V_{tid,k}^{spiro}}, \quad k = 1 : N \quad 4.5$$

gde su $V_{tid,k}^{spiro}$ i $V_{tid,k}^{sen}$ tidalne zapremine u disajnom ciklusu k merene pomoću spirometra i senzora, respektivno, a N broj disajnih ciklusa. Ovakva definicija srednje greške tidalnih zapremina se koristi da bi se

procenila razlika tidalnih zapremina svakog udaha, pošto ona može biti kompenzovana pri računjanju greške minutnih zapremina.

Takođe, sparen t test je korišćen za poređenje zapremina izmerenih pomoću spirometra i senzora. Za nivo statističke značajnosti uzeto je $p < 0.05$.

4.3 Rezultati

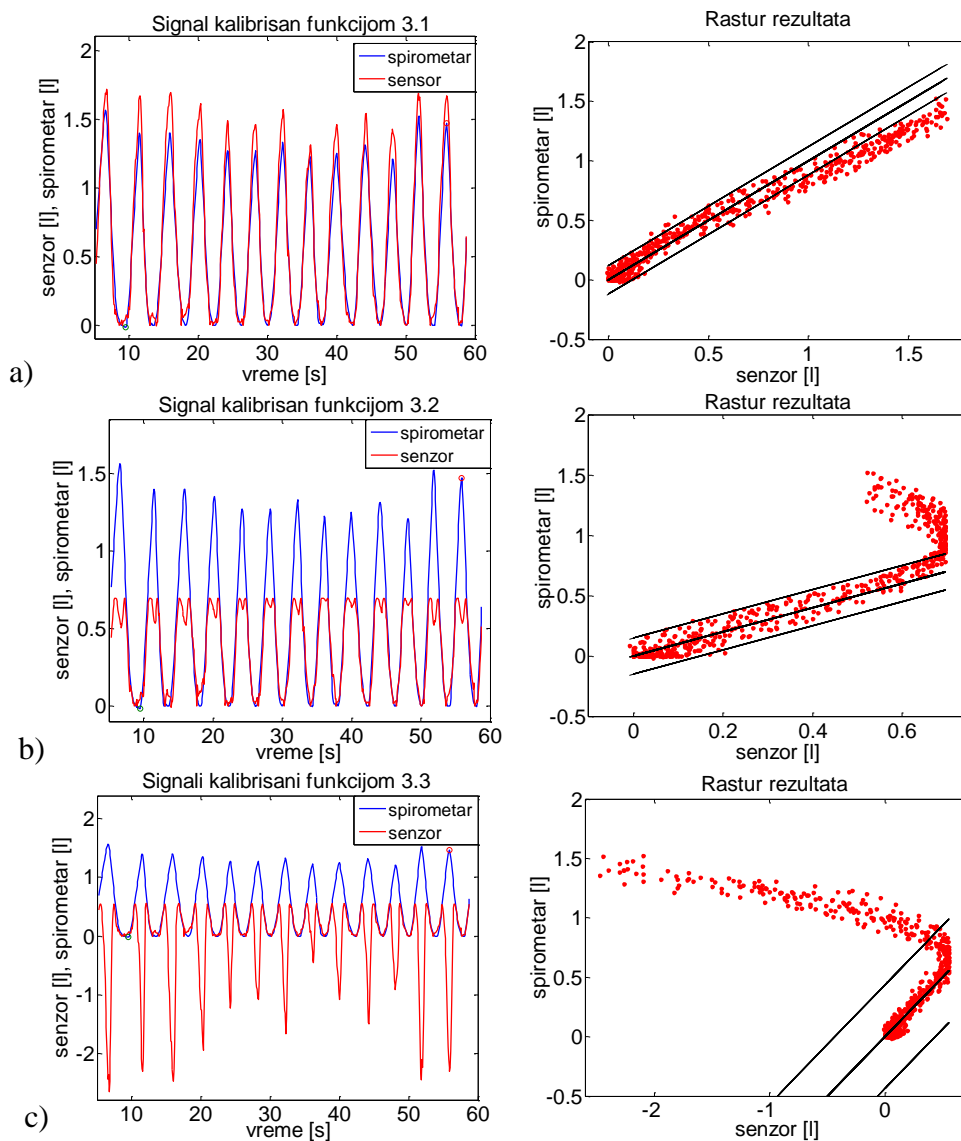
U ovom poglavlju svi rezultati su prikazani u obliku ($sv \pm std$), gde je sv srednja vrednost a std standardna devijacija uzorka, ukoliko ne bude drugačije naglašeno.

Studija merenja disajnih zapremina izvedena je na 18 zdravih ispitanika (9 žena i 9 muškaraca), koji su imali između 25 i 51 godinu (33 ± 8 godina) i BMI u opsegu od 18.4 do 39.2 kg/m^2 ($24.0 \pm 5.0 \text{ kg/m}^2$).

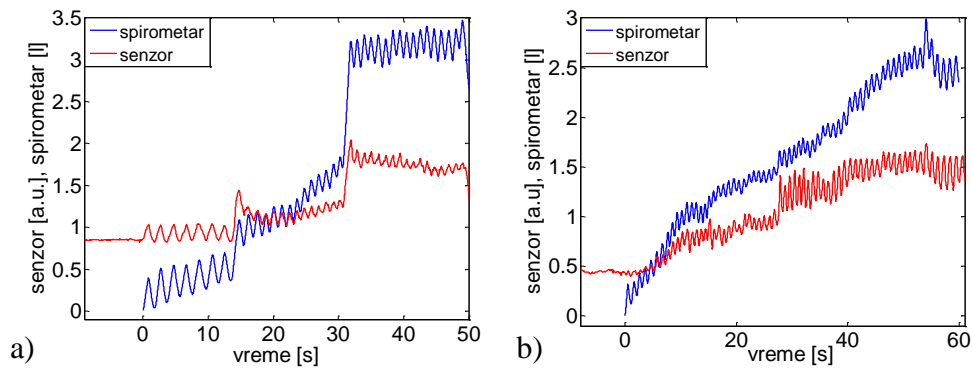
Kod svih načina disanja od ispitanika do ispitanika se razlikuje stepen polinoma kojim se dobija najmanja greška slaganja disajnih zapremina dobijenih spirometrom i senzorom. Kada se pogledaju rezultati na celom skupu ispitanika kod klinički značajnih tipova disanja (prirodno i plitko) dobijaju se slični rezultati za sve tri kalibracione krive. Tako na primer greške minutnih zapremina za prirodno disanje iznose (8.7 ± 4.4)%, (9.2 ± 5.0)% i (8.8 ± 4.7)% za kalibracione funkcije 4.1, 4.2 i 4.3, respektivno. Međutim, to ne važi u slučaju dubokog i miks disanja. Naime, analizom individualnih signala uočeno je da je korišćenje viših stepena polinoma kod 7 ispitanika dovelo do velikih distorzija signala pošto se na većim zapreminama od prirodnog disanja radi ekstrapolacija (videti sliku 4.5). Kod nekih od ovih signala se trenutnom obradom signala ne mogu odrediti disajne zapremine ili se dobijaju nerealne vrednosti. Stoga smo se odlučili da koristimo linearnu kalibracionu karakteristiku 4.1.

Korišćenje kalibracione krive koja sadrži više stepene može dobiti na značaju ako se uračunaju i EELV vrednosti oko kojih ispitanik diše. Naime, promenom EELV nivoa menja se radna tačka senzora tj. menja se krivina senzora oko koje posmatramo promene (slika 4.6). Kako odziv senzora 1 na savijanje nije idealno linearan (može se aproksimirati polinomom šestog reda, videti sliku 4.7), primećuje se različita osetljivost senzora pri krajevima radne oblasti. Korišćenjem nelinearne kalibracione krive ovaj efekat bi mogao da se uzme u obzir. Takođe, do nelinearne zavisnosti promene zapremine vazduha u

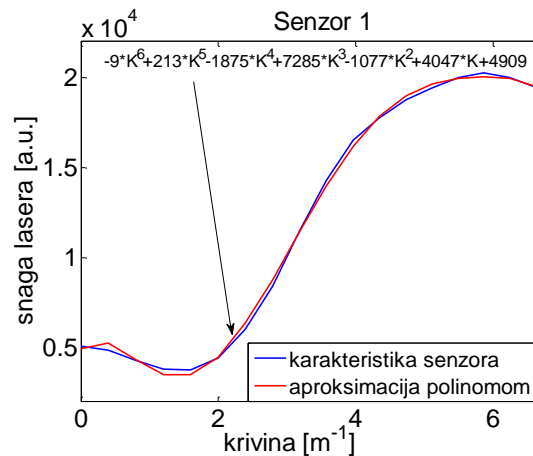
plućima od promene krivine grudnog koša može doći usled promene načina disanja (uključivanja različitih mišića) sa promenom EELV nivoa. Da bismo mogli da uračunamo i EELV nivoe potrebno nam je da imamo referentnu metodu koja može precizno da ih odredi, što nije bilo moguće korišćenim spirometrom.



Slika 4.5. Primer signala jednog ispitanika kod koga se uočava velika distorzija signala korišćenjem polinoma viših stepena. Kalibraciona kriva je računata funkcijom a) 4.1, b) 4.2, c) 4.3



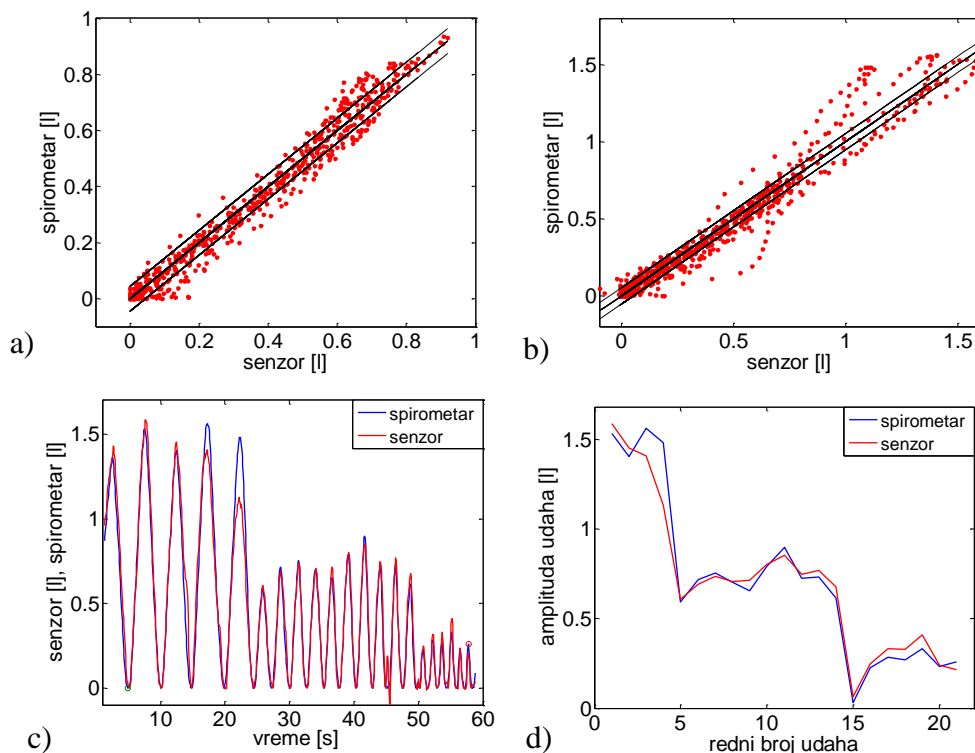
Slika 4.6. Primeri signala a) normalnog i b) plitkog disanja oko različitih EELV nivoa



Slika 4.7. Aproksimacija odziva senzora 1 na savijanje

Na slici 4.8 prikazan je tipičan set kalibracionih i test rezultata korišćenjem kalibracione funkcije 4.1. Grafici rastura rezultata pokazuju linearnu korelaciju kalibracionog (a)) i test (b)) signala promene zakrivljenosti grudnog koša i signala promene zapremine pluća merene spirometrom. Ovakva zavisnost se primećuje kod svih ispitanika, a mera kvaliteta fitovanja se ocenjuje pomoću parametra Δ (videti tabelu 4.1). Koeficijent proporcionalnosti tj. nagib kalibracione krive (a parametar jednačine 4.1) menja se od ispitanika do ispitanika. Kalibraciona nesigurnost Δ_{kalib} na celoj grupi ispitanika iznosi $(7.0 \pm 2.2)\%$, dok nesigurnost testa Δ_{test} iznosi $(7.8 \pm 2.4)\%$ za prirodno disanje i $(11.3 \pm 2.8)\%$ za plitko disanje. Ovi rezultati potvrđuju našu hipotezu da su promene disajnih zapremina proporcionalne promenama lokalnih krivina torza.

*Uređaj za merenje kardiovaskularnih i respiratornih pulsacija
na bazi rešetki u optičkim vlaknima*

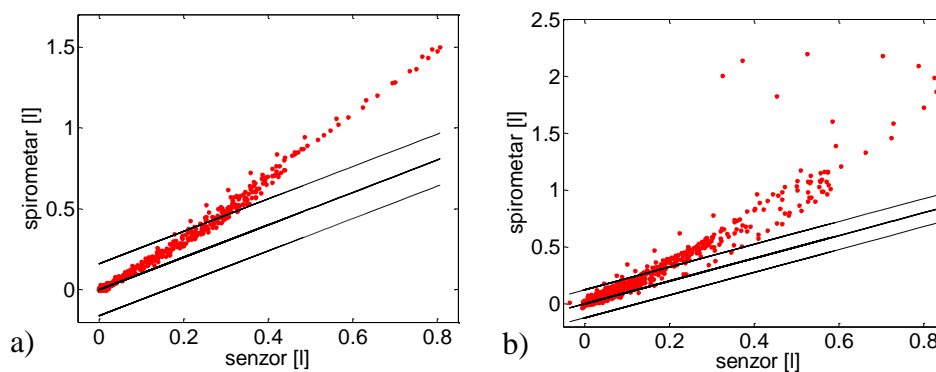


Slika 4.8. a), b) Grafik rastura rezultata (tačke), kalibraciona funkcija (unutrašnja puna linija) i Δ oblast (spoljašnje isprekidane linije) u kalibracionom i test koraku, respektivno, c) test signal nakon kalibracije, d) tidalne zapremine dobijene sa grafika c)

Tabela 4.1. Rezultati test signala: poređenje signala dobijenih senzorem i spirometrom

		Minutne zapremine [l]			Tidalne zapremine [ml]			Δ_{kalib} [%]	Δ_{test} [%]
		Senzor	Spirometar	Greška [%]	Senzor	Spirometar	Greška [%]		
prirodno	srednja vrednost	11.0	11.0	8.7	570	570	10.5	7.0	7.8
	std	5.0	4.6	4.4	210	190	3.8	2.2	2.4
plitko	srednja vrednost	12.0	11.8	10.1	330	320	15.0	7.0	11.3
	std	6.0	5.8	5.8	90	90	4.8	2.2	2.8
duboko	srednja vrednost	15.9 [16.9]	17.8 [18.0]	21.7 [28.3]	980 [1030]	1100 [1090]	22.0 [28.5]	6.9 [7.0]	15.6 [20.6]
	std	8.4 [10.6]	6.5 [6.0]	13.4 [22.6]	400 [630]	290 [300]	12.4 [21.9]	2.3 [2.2]	8.7 [19.3]
miks	srednja vrednost	13.8 [13.9]	13.9 [14.2]	10.9 [16.5]	600 [590]	620 [610]	16.0 [19.2]	6.9 [7.0]	10.6 [12.9]
	std	7.0 [7.1]	5.9 [5.4]	8.5 [15.6]	160 [180]	130 [120]	7.1 [10.1]	2.3 [2.2]	4.2 [8.0]

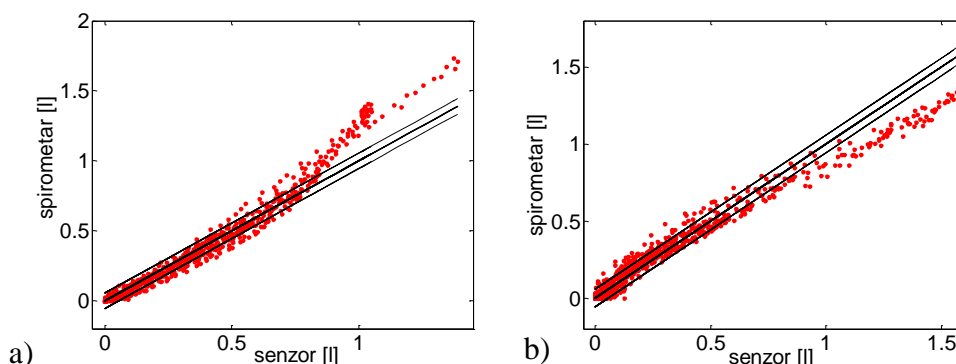
Kao što smo već napomenuli, snimanja dubokog i miks disanja su rađena nakon prirodnog i plitkog disanja. Kod 3 ispitanika smo uočili drastično odstupanje od kalibracione karakteristike na dubokom i miks signalu. Naša pretpostavka je da se senzor kod tih ispitanika pomerio pošto se uočava ista zavisnost (isto skretanje od kalibracione krive) kod oba ova načina disanja (slika 4.9). Rezultati koje ćemo prikazivati za duboko i miks disanje predstavljaju rezultate na 15 preostalih ispitanika. Radi konzistentnosti, u daljem tekstu rezultati na svih 18 ispitanika za ove načine disanje biće dati u srednjim zagradama. Kod dubokog i miks načina disanja svega trećina ispitanika ima linearnu zavisnost promene disajne zapremine i krivine torza (kao u primeru na slikama 4.8 a) i b)). Kod ostalih ispitanika se uočava tačka prevoja na snimljenoj karakteristici zavisnosti promene zapremine pluća od krivine torza koja dovodi do povećanja ili smanjenja kalibrisanih zapremina na većim zapreminama (slika 4.10). Može se primetiti da se ovi prevoji dešavaju na zapreminama koje nisu od kliničkog značaja, i najverovatnije su posledica jače kontrakcije inspirijumskih mišića kako bi se udahnula veća količina vazduha [118]. Nesigurnost testa Δ_{test} za duboko disanje iznosi $(15.6 \pm 8.7)\%$ $[(20.6 \pm 19.3)\%]$, dok za miks iznosi $(10.6 \pm 4.2)\%$ $[(12.9 \pm 8.0)\%]$.



Slika 4.9. Primer rastura rezultata a) dubokog i b) miks disanja jednog ispitanika kod koga se pretpostavlja da se senzor pomerio

Poredeći proračunate zapremine kalibrisanih signala senzora sa zapreminama dobijenim pomoću spirometra dobili smo da su greške minutnih zapremina $(8.7 \pm 4.4)\%$ kod prirodnog disanja, $(10.1 \pm 5.8)\%$ kod plitkog, $(21.7 \pm 13.4)\%$ $[(28.3 \pm 22.6)\%]$ kod dubokog i $(10.9 \pm 8.5)\%$ $[(16.5 \pm 15.6)\%]$ kod miks tipa disanja (tabela 4.1). Ovde treba napomenuti da u miks signalu, najveći deo greške nose duboki udisaji. Ako se izuzmu rezultati dubokog disanja, dobijeni rezultati imaju preciznost dovoljnu za kliničku upotrebu (preciznost u okviru 10%). Upareni t test nije pokazao statistički značajnu

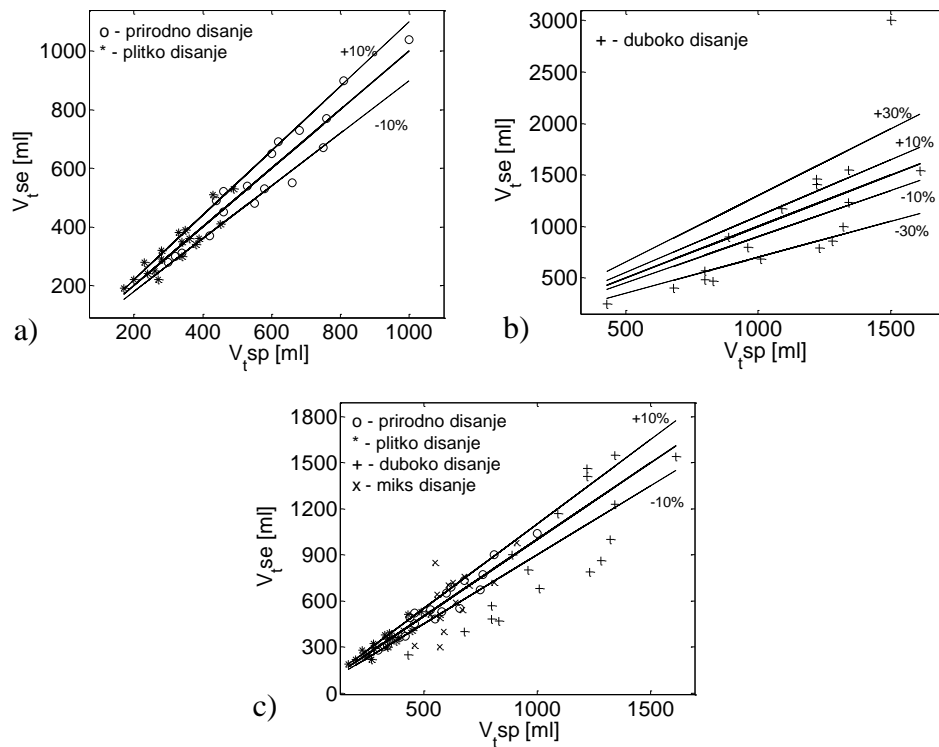
razliku u minutnim zapreminama merenim pomoću spirometra i senzora kako za prirodno ($p=0.97$, $t=0.04$) tako ni za plitko ($p=0.42$, $t=-0.83$), ni miks ($p=0.63$, $t=0.50$ [$p=0.76$, $t=0.31$]) disanje. Jedino kod dubokog disanja se pokazalo da postoji statistički značajna razlika u minutnim zapreminama ($p=0.05$, $t=-2.15$ [$p=0.5$, $t=0.69$]).



Slika 4.10. Primer rastura rezultata kod miks načina disanja koje daje a) manje b) veće zapremine na dubokim udasima od zapremina merenih pomoću spirometra

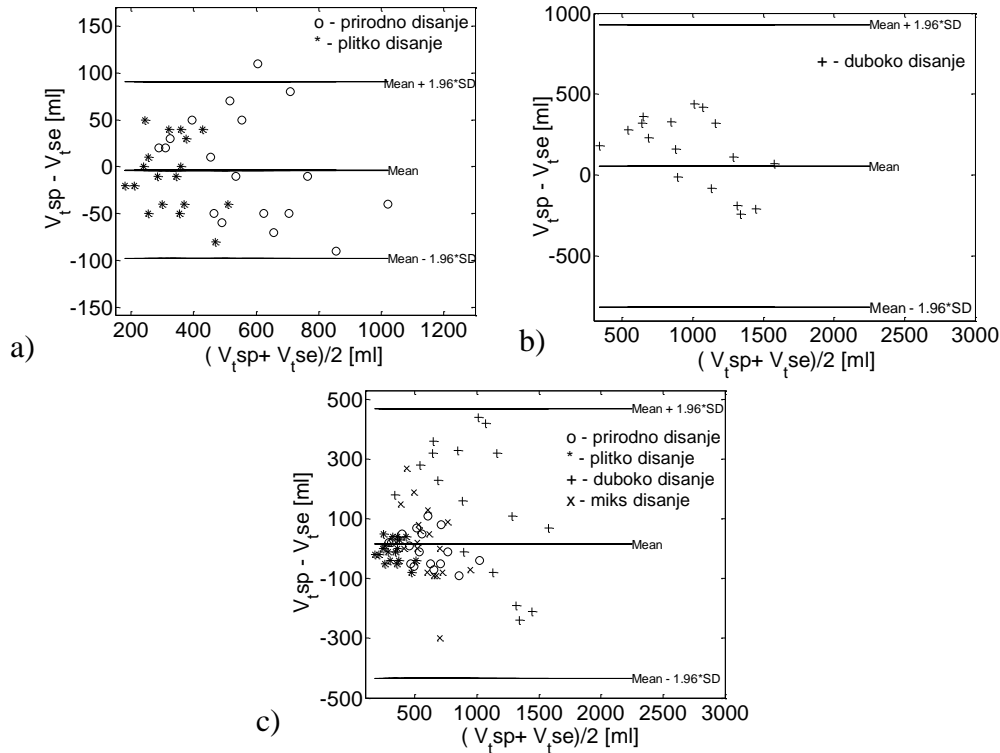
Srednja greška tidalnih zapremina računata na celom skupu iznosi (10.5 ± 3.8)% za prirodno disanje, (15.0 ± 4.8)% za plitko i (16.0 ± 7.1)% [(19.2 ± 10.1) %] za miks disanje. Može se primetiti da je srednja greška tidalnih zapremina veća od srednje greške minutnih zapremina, što pokazuje da senzor pravi greške u odnosu na spirometar u oba smera za prirodno, plitko i miks disanje. Sa druge strane, za duboko disanje srednja greška tidalnih zapremina od (22.0 ± 12.4)% [(28.5 ± 21.9) %] približna je srednjoj grešci minutnih zapremina, što pokazuje da senzor pri dubokom disanju pretežno pravi grešku u istom smeru.

Slika 4.11 a) i c) prikazuje dobro slaganje tidalnih zapremina snimljenih senzorom i spirometrom za ceo skup ispitanika kod prirodnog, plitkog i miks disanja. Na slici c) se mogu uočiti 4 tidalne zapremine koje značajnije odstupaju od 10% (greška veća od 30%), a od kojih 3 odgovaraju ispitanicima za koje pretpostavljamo da se senzor pomerio. Na slici b) se vidi da kod dubokog disanja postoji više snimaka čije greške prelaze 30%.



Slika 4.11. Prikaz slaganja srednjih tidalnih zapremina snimljenih senzorom i odgovarajućih zapremina merenih spirometrom za svakog od 18 zdravih ispitanika a) za prirodno i plitko disanje, b) za duboko disanje, c) za sve tipove disanja

Koristili smo Bland-Altman grafik (slika 4.12 a), b), c)) da bi ispitali postojanje sistematske razlike (bajasa) u merenjima tidalnih zapremina pomoću spirometra i senzora. Na ovom grafiku su prikazane razlike srednjih tidalnih zapremina (uključujući i znake razlika) dobijenih pomoću dve metode u funkciji srednjih vrednosti srednjih tidalnih zapremina dobijenih ovim metodama [122]. Srednja vrednost ovih razlika je indikator relativnog bajasa prema malim/velikim zapreminama, dok je standardna devijacija mera greške. I u ovoj analizi odvojili smo klinički značajne tipove disanja (prirodno i plitko, slika 4.12a) od dubokog (slika 4.12b)) i svih rezultata (prirodno, plitko, duboko i miks, slika 4.12c)). Dobijeni bajasi od $(-1.0 \pm 9.9)\%$ za prirodno, $(-2.9 \pm 11.5)\%$ za plitko i $(2.5 \pm 13.8)\%$ [$(3.5 \pm 22.8)\%$] za miks disanje su praktično beznačajni. Sa druge strane bajas dubokog disanja od $(13.8 \pm 22.0)\%$ [$(10.6 \pm 35.2)\%$] se ne može zanemariti.



Slika 4.12. Bland-Altman grafik razlike srednjih vrednosti tidalnih zapremina merenih spirometrom i senzorima na svih 18 ispitanika pri a) prirodnom i plitkom disanju, b) dubokom, c) svim tipovima disanja. Srednja linija predstavlja srednju razliku zapremina dobijenih ovim metodama (bajas), dok spoljne linije predstavljaju ± 1.96 std (u koje upada 95% rezultata)

Najmanja zapremina koju senzori mogu da detektuju (rezolucija senzora) u trenutnoj realizaciji iznosi 0.3 ml. Sa druge strane, tačnost metode je ograničena smetnjom koja potiče od srčanog signala (najveća smetnja u signalu). Uz ovo ograničenje, dobili smo da je tačnost merenja tidalnih zapremina bolja od 60ml, što je dovoljno dobro za kliničku primenu u NIV-u. Osobe koje dišu manje od 100ml se smatraju životno ugroženim i odmah se invazivno ventiliraju. Kao što smo već pomenuli smetnja koja potiče od srčanog otkucaja se može značajno smanjiti postavljanjem senzora sa desne strane grudnog koša. Takođe, postoje i tehnike odvajanja signala, kao što su tehnike koje se koriste za odvajanje elektrokardiograma (EKG-a) iz elektromiograma (EMG) ili elektroencefalograma (EEG) [123, 124], kojima se signal srca može ukloniti iz signala disanja. Sa druge strane, maksimalna frekvencija odabiranja od 100 Hz našeg instrumenta omogućava simultano snimanje srčanih i respiratornih signala jednim senzorom, što bi se u nekoj novoj naprednoj aplikaciji moglo iskoristiti za snimanje više parametara istovremeno.

4.4 Poređenje sa konkurentnim metodama

Predloženu metodu smo uporedili sa metodom koja se takođe zasniva na merenju promene zakrivljenosti torza, kao i sa najčešće korišćenom konkurentnom metodom.

Predložena metoda kontinualnog praćenja disajnih zapremina merenjem promena zakrivljenosti grudnog koša pomoću jednog LPG senzora je jednostavnija, lakše primenljiva i manje osetljiva na distorziju signala u odnosu na 2D mrežu senzora baziranih na rešetkama upisanim u optička vlakna. Mreža rešetki se može koristiti za merenje tidalnih zapremina, ali takav nivo kompleksnosti je nepotreban, čak i nepoželjan, kod bolesnika na mehaničkoj ventilaciji. Uz to, korišćenje velikog broja senzora može ugroziti kvalitet merenja ako dođe do prekomernog ili višestrukog savijanja senzora u zoni mekog tkiva. Oblačenje odela sa mrežom senzora predstavlja dodatnu komplikaciju za njenu primenu u kliničkim uslovima. Međutim, ukoliko se želi rekonstruisati oblik torza [23] ili odrediti apsolutna zapremina pluća [24] neophodno je koristiti mrežu senzora.

Poredeći se sa RIP metodom, najčešće korišćenom konkurentnom metodom, naša metoda se pokazala boljom u tri bitna aspekta: jednostavnost kalibracije, preciznost merenja i drift. Naime, postoje procedure kalibracije kod RIP metode koje bolesnici na mehaničkoj ventilaciji ne mogu da izvedu, bilo zato što se ona zasniva na izvođenju nekog disajnog manevra ili zato što je potrebno da ispitanik menja položaj. Procedura kalibracije kod RIP metode koju bolesnici na mehaničkoj ventilaciji mogu da izvedu se zasniva na što ujednačenijem disanju tokom dužeg perioda, najčešće 5 minuta. Poredeći rezultate naše studije sa rezultatima RIP studije [105] koja je izvedena pod istim uslovima (zdravi ispitanici, prirodno disanje, kalibracija bez saradnje ispitanika) može se zaključiti da je našom metodom postignuta bolja preciznost merenja. U studiji [105] ispitivanje je urađeno na 7 ispitanika, pri čemu je svaki ispitanik imao 45 merenja od 5-10 udaha po merenju. Za svakog ispitanika je izračunata srednja vrednost greške. Iz rezultata se vidi da postoji ispitanik čija je srednja vrednost greške oko -24%. Pored srednje greške po ispitanicima, autori prijavljuju i srednju grešku od -6.39% na celoj grupi ispitanika. U našoj studiji na 18 ispitanika sa po jednim snimkom po ispitaniku od 10 do 23 udaha dobijamo maksimalnu srednju grešku tidalnih zapremina od 17% sa srednjom greškom od 0.4%. Konačno, za razliku od RIP metode, naša metoda nema velike i nepredvidive

promene osnovne linije signala. Iako postoji blagi drift u snazi laserske diode, on je dosta sporiji od disajnog ciklusa i ne unosi greške u merenju tidalnih i minutnih zapremina.

4.5 Zaključak

U ovom poglavlju smo predstavili i ocenili novu metodu za kontinualno praćenje disajnih zapremina u realnom vremenu. Predložena metoda se zasniva na korelaciji promene lokalne krivine grudnog koša i promene disajne zapremine. Prema našim saznanjima nakon pregledane stručne literature, istraživanje prezentovano u ovoj tezi predstavlja prvu studiju koja koristi samo ovu korelaciju za određivanje disajnih zapremina. U tehničkom smislu, novina predložene merne metode leži u korišćenju jednog fiber-optičkog senzora krivine i monohromatskog merenja pomoću fotodiode kao detektora.

Na osnovu studije na skupu od 18 zdravih ispitanika primenom kalibracione/test procedure dokazana je korelacija promene lokalne krivine grudnog koša i promene disajne zapremine. Dodatno je pokazano da je ova zavisnost linearna pri prirodnom i plitkom disanju, dok za disajne zapremine veće od prirodnih dolazi do odstupanja od te linearnosti. Poređenjem sa standardnom spirometrijskom metodom pokazali smo da se mogu precizno meriti sve zapremine klinički relevantne za NIV (60-900 ml). Treba istaći da se predložena metoda može koristiti na ženama i muškarcima sa podjednakom preciznošću, da se senzor lako postavlja na ispitanika, kao i da kalibraciona procedura ne zahteva saradnju ispitanika.

Predloženi metod merenja disajnih zapremina ne zavisi od protoka vazduha i stoga nema grešku koju izaziva curenje vazduha kroz oronazalnu masku, a koja je osnovna greška metoda koje se koriste u savremenoj kliničkoj praksi u NIV-u. LPG senzori bi u potpunosti mogli da otklone potrebu za posmatranjem pokreta grudnog koša od strane lekara. Prikazani preliminarni rezultati su obećavajući i pokazuju da predložena metoda predstavlja dobro potencijalno rešenje za praćenje disajnih zapremina tokom NIV-a.

5 MERENJE KARDIOVASKULARNIH PULSACIJA³

Srčana insuficijencija (Heart failure – HF) predstavlja široko rasprostranjeno i potencijalno smrtonosno stanje, koje se dešava kada srce više ne može da pumpa dovoljnu količinu krvi za snabdevanje celog organizma. U razvijenim zemljama 2-3% populacije ima srčanu insuficijenciju, međutim kod osoba starijih od 70 godina ona je zastupljena kod 20-30% populacije [125]. Do srčane insuficijencije dovode gotovo sve bolesti srca, a najčešći uzroci su koronarna bolest srca (Coronary artery disease - CAD), hipertenzija (visok pritisak), bolesti srčanih zalistaka i kardiomiopatija (bolesti srčanog mišića) [126]. Nijedan sistem dijagnostičkih kriterijuma nije usvojen kao zlatni standard za srčanu insuficijenciju. Sa druge strane, pokazano je da ejecciona frakcija (Ejection fraction - EF), udarni volumen (Stroke volume - SV), minutni volumen (Cardiac output -

³ Baziran na radu:

1. M. D. Petrović, A. Daničić, V. Atanasoski, S. Radosavljević, V. Prodanović, N. Miljković, J. Petrović, D. Petrović, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd and D. J. Webb, „Fibre-grating sensors for the measurement of physiological pulsations,“ *Phys. Scr. T*, vol. T157, pp. 014022 (1-4), 2013

CO), i merenje dužina sistolnih intervala (Systolic time intervals - STI) predstavljaju dobre mere funkcionisanja srca [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48].

Ejekciona frakcija predstavlja najvažniju meru performansi leve komore kod bolesnika sa CAD-om [40]. EF je moguće dobiti invazivno pomoću srčane kateterizacije i angiografije. Iako direktne invazivne metode mogu dati precizna i pouzdana merenja, postoji potreba za neinvazivnim tehnikama koje bi se primenjivale „spolja“ koristeći pretvarače. Neinvazivne tehnike su poželjne zbog manjeg rizika za bolesnika, jednostavnosti primene, ponovljivosti, smanjenja troškova pregleda i odsustva mešanja sa drugim medicinskim procedurama. Ejekciona frakcija se neinvazivno može odrediti snimanjem ehokardiograma, iz slike srca dobijene pomoću radionuklida i na osnovu merenja dužine sistolnih intervala [40].

Ehokardiografija predstavlja tehniku koja se obično koristi za ocenu funkcije leve komore. Kod ove tehnike koristi se ultrazvuk da bi se odredio udarni volumen i end-dijastolni volumen (End-diastolic volume - EDV), čijim deljenjem se dobija EF. Snimanjem aktivnosti gama zračenja koje emituje tehneций-99m u levoj komori tokom dijastole (DA) i sistole (SA), ejekciona frakcija se može izračunati kao $EF = (DA - SA) / DA$. Obe ove tehnike su kompleksne, vremenski zahtevne, zahtevaju korišćenje skupih uređaja i visoko-stručnog kadra i kao takve se ne mogu koristiti u primarnoj zdravstvenoj zaštiti. Sa druge strane, za određivanje EF-a na osnovu merenja dužine sistolnih intervala potrebno je simultano snimiti EKG, fonokardiogram (FKG) i karotidogram (KG) [40, 41, 42, 43, 46, 47, 48]. Merenje sistolnih faza korišćenjem EKG-a, FKG-a i KG-a prvi su uveli Katz i Feil još 1923. godine [127]. STI se mogu odrediti i korišćenjem ehokardiografije [44].

Razvojem ehokardiografije interesovanje za mnoge polikardiografske metode (fonokardiografija, karotidografija, apekskardiografija, balistokardiografija, pletizmografija, registrovanje impulsa vene jugularis i drugih) se postepeno smanjivalo. Nepostojanje optimalnog senzorskog sistema za snimanje kardiovaskularnih pulsacija predstavlja dodatni razlog za napuštanje polikardiografskih tehnika snimanja. Naime, za dobijanje dinamike kardiovaskularnih pulsacija moguće je meriti otklon, pritisak ili protok koristeći različite tipove pretvarača (vazdušni sistemi spregnuti sa kristalima, vazdušni sistemi spregnuti sa mernim trakama, fotoćelije, kristalni kontakti senzori,

induktivni pretvarači, tonometrijski uređaji, fotopletizmografski uređaji, uređaji sa manžetnama... [128, 129]). Međutim, ni jedan senzor se nije pokazao kao optimalno rešenje. Tako na primer kod vazdušnih sistema može doći do distorzije signala usled curenja vazduha, fotoćelije i kapacitivni senzori nisu dostigli široku upotrebu zbog visoke cene i tehničkih problema povezanih sa glomaznošću uređaja prilikom primene na pulsirajući predeo tela, kod primene kristalnih senzora se uočavaju distorzije signala usled malih vremenskih konstanti (vreme potrebno da odziv pretvarača opadne na $1/e$ od početne vrednosti kada se primeni step funkcija), dok kod mnogih senzora postoji potreba za ručnim pridržavanjem senzora tokom snimanja što može uticati na rezultate merenja.

Kako je ehokardiografija dostupna relativno malom broju bolesnika postoji realna potreba za uvođenjem procedure koja daje mere performansi leve komore u primarnu zdravstvenu zaštitu. Mi ćemo u ovom poglavlju predstaviti metodu za određivanje ejekcione frakcije na osnovu STI-a dobijenih simultanim snimanjem EKG-a, FKG-a i KG-a (polikardiograf). Za snimanje pulsacija karotidne arterije iskoristićemo metodu opisanu u poglavlju 3.2, koja se zasniva na merenju snage transmitovane kroz LPG rešetku. Koristeći polikardiograf moguće je na jednostavan način dobiti procenu performansi leve komore koristeći jeftine tehnike snimanja.

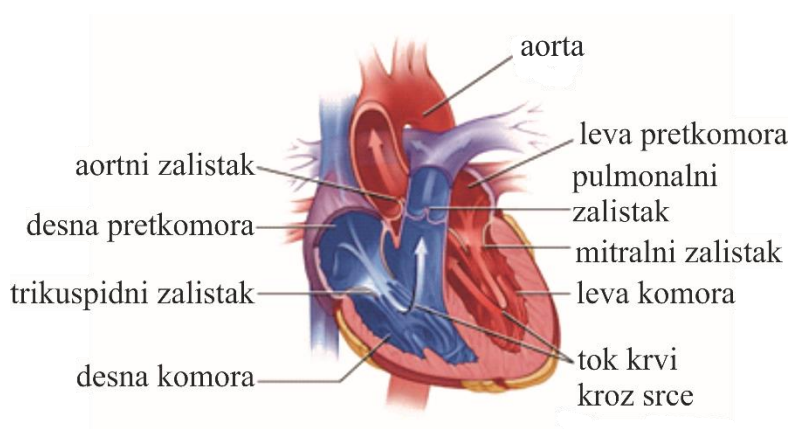
5.1 Ejekciona frakcija srca

Za razumevanje dijagnostičkih parametara funkcionisanja srca potrebno je znati princip rada srca. Iz tog razloga u ovom poglavlju će biti objašnjena fiziologija srca pri čemu će se posebna pažnja posvetiti fazama srčanog ciklusa. Definicije relevantnih parametara koji predstavljaju dobre mere funkcionisanja leve komore, kao što su ejekciona frakcija, udarni i minutni volumen biće date nakon opisa srčanog ciklusa.

5.1.1 Anatomija i fiziologija srca

Osnovna funkcija kardiovaskularnog sistema je da omogući adekvatnu razmenu materija odnosno metabolizam ćelija stalnim protokom krvi kroz sve organe i tkiva. Kardiovaskularni sistem čine srce, koje predstavlja glavnu motornu snagu koja pokreće krv kroz organe i tkiva, i sistem krvnih sudova (cirkulacijski sistem) koji krv sprovodi do organa i tkiva i omogućava razmenu materija.

Anatomski gledano srce je organ sa četiri šupljine, dok u funkcionalnom smislu ono predstavlja sistem sastavljen od dve serijski povezane pumpe – levo i desno srce. Svaka pumpa se sastoji od komore (ventrikuluma) kojoj je pridodata pretkomora (atrijum) koja se kontrahuje neposredno pre komore, i time komoru (glavnu pumpu) dodatno napuni krvlju pre njene kontrakcije (slika 5.1). Desna komora pumpa krv u plućnu arteriju, odakle se ona vodi do pluća i dalje putem četiri plućne vene vraća u levu pretkomoru (plućna cirkulacija), da bi je leva komora ispumpala u aortu, gde se posle prolaska kroz sva ostala tkiva putem šupljih vena uliva u desnu pretkomoru (sistemska cirkulacija). Zahvaljujući funkciji zalistaka srce pumpa krv samo u jednom smeru. U srcu postoje dva tipa zalistaka koji se isključivo pasivno otvaraju i zatvaraju (usled razlike pritisaka). Jedan tip zalistaka se nalazi između pretkomora i komora i nazivaju se atrioventrikularnim (Atrioventricular – AV) zaliscima (trikuspidalni i bikuspidalni (mitralni) zalisci), dok se drugi tip zalistaka nalazi na početku arterija koje izlaze iz srčanih komora i nazivaju se semilunarni zalisci [118, 130].



Slika 5.1. Šematski prikaz građe i toka krvi kroz srce

U srcu postoje dva tipa mišićnih vlakana: radna muskulatura (mišići zida komora i pretkomora) koja je odgovorna za razvijanje sile srčane kontrakcije i provodni sistem srca (sinusatrijalni (Sinoatrial – SA) čvor, internodalni putevi, AV čvor, Hisov snop i Purkinje-ova vlakna), koji omogućava stvaranje i provođenje impulsa koji dovode do kontrakcija radne muskulature (slika 5.1). Radna muskulatura ima tzv. „brzi“ akcioni potencijal, jer depolarizacija nastaje brzo. Akcioni potencijal u provodnom sistemu se naziva „spori“ jer faza depolarizacije duže traje. Mišići provodnog sistema se dodatno karakterišu i nestacionarnim mirovnim membranskim potencijalom. Naime, posle faze repolarizacije kod ovih ćelija membranski potencijal se lagano penje ka pragovnom potencijalu kada

nastaje okidanje novog „sporog“ akcionog potencijala. Zbog nestacionarnog membranskog potencijala ćelije provodnog sistema imaju sposobnost spontanog generisanja impulsa (automatizam srca) [118].

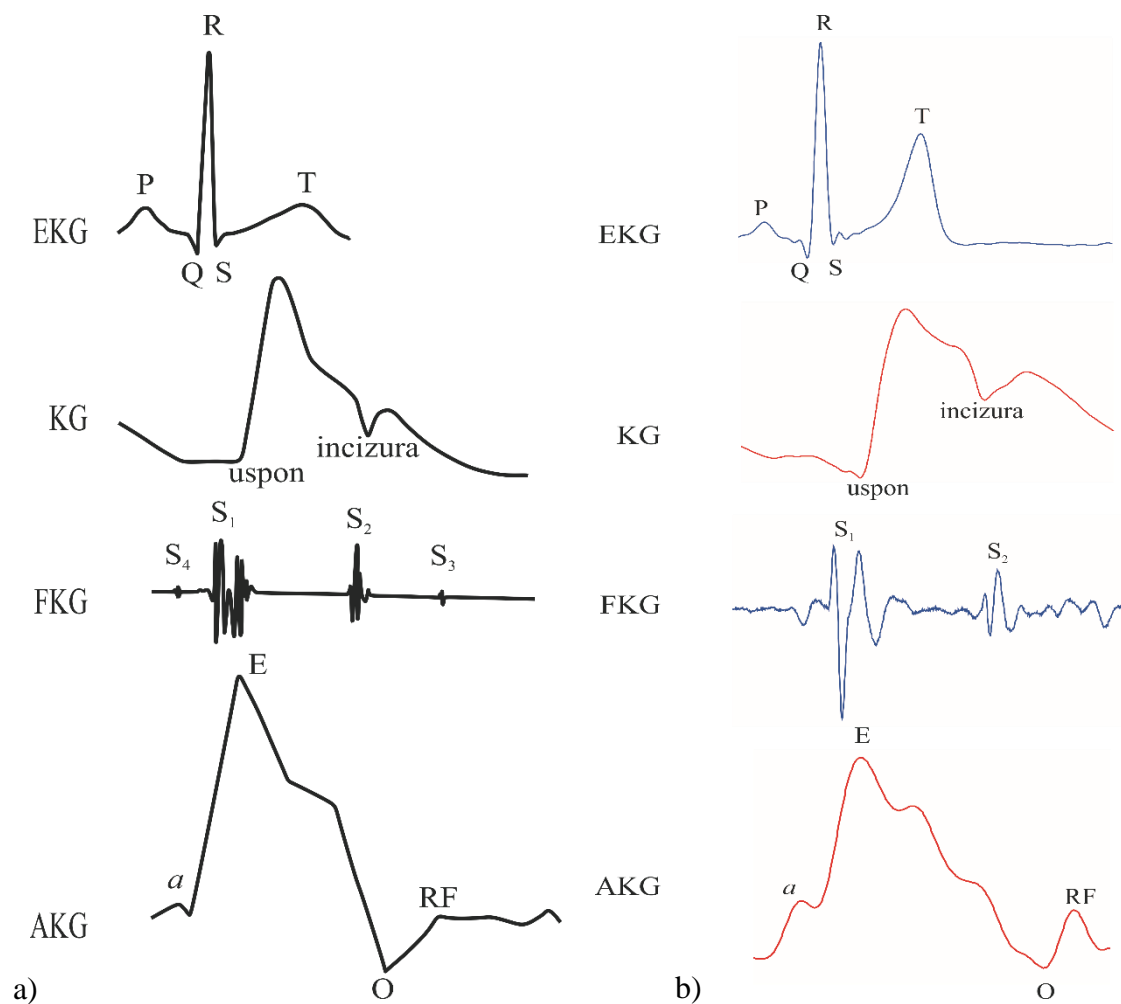
Tokom kontrakcije komora dolazi do rastezanja aorte i plućne arterije. Njihovim skupljanjem tokom relaksacije komora postiže se pritisak neophodan za dalji tok krvi. Da nije elastičnosti arterijskog sistema, krv bi proticala kroz tkiva tokom sistole, a tokom dijastole ne bi bilo protoka. To znači da iako srce ispumpava krv u arterije sa prekidima, krv se kroz sistem krvnih sudova kreće kontinuirano, sa vrlo malo pulsacija [118, 130].

5.1.2 Srčani ciklus

U osnovi srčanog rada leže električni impulsi koji uzrokuju mehaničke pojave koje su praćene akustičnim fenomenima. SA čvor kod zdravih osoba ima najveći stepen automatizma i on je predvodnik srčane akcije. Jedan srčani ciklus se sastoji od sistole (period kontrakcije) i dijastole (period kada srce nije u kontrakciji). Ovde treba napomenuti da i komore i pretkomore imaju periode sistole i dijastole.

Dijastola komora počinje kada intraventrikularni pritisak padne ispod pritiska u pretkomorama što dovodi do pasivnog otvaranja AV zalistaka i naglog punjenja komora krvlju (u toku sistole komora krv se nakupljala u pretkomorama i zbog povišenog pritiska u njima lako teče u komoru). Ova faza dijastole se naziva **faza brzog punjenja komora** [118, 131]. Tokom ove faze srčanog ciklusa javlja se treći srčani ton (čujan kod dece i adolescenata dok se kod većine odraslih ljudi ne čuje) kao posledica oscilatornog kretanja krvi između zidova komora srca izazvanih naglim prilivom krvi iz pretkomora (slika 5.2) [118, 130, 131, 132, 128]. Ova faza predstavlja i treću fazu u apekskardiogramu (AKG) (snimak pulsacija vrha srca) koja počinje O tačkom (slika 5.2) [128, 133, 134, 135, 136, 137]. Tokom daljeg perioda dijastole sledi **faza sporog punjenja komora** (četvrta faza u apekskardiogramu). U ovom periodu krv koja venama dolazi do srca samo pasivno prolazi kroz pretkomore i ulazi u komore. Volumen i pritisak unutar komora se ne menja bitno sve do pojave **sistole pretkomora** kada se razvija end-dijastolni volumen (EDV). Naime, novi impuls stvoren u SA čvoru prelazi na radnu muskulaturu pretkomora i izaziva najpre električnu (P talas u EKG signalu – slika 5.2) a zatim i mehaničku aktivnost odnosno kontrakciju pretkomora [118, 131, 130]. Kod nekih ljudi se u fazi sistole

pretkomora u fonokardiogramu može registrovati četvrti srčani ton, iako se zbog svoje izuzetno niske frekvencije gotovo nikad ne može čuti uz pomoć stetoskopa. Ovaj ton najverovatnije nastaje usled naglog priliva krvi u komore, što pokreće vibracije zidova komora. Kontrakcija pretkomora se u apekskardiogramu vidi kao pozitivan *a* talas (faza 1). Impuls koji je nastao u SA čvoru se širi kroz mišiće pretkomora manjom brzinom nego što se internodalnim putevima upućuje ka AV čvoru. Brzina prolaska kroz sam AV čvor je mala (P-Q segment u EKG-u), što omogućava razdvajanje sistola pretkomora i sistola komora i daje dovoljno vremena da se kontrakcijom pretkomora dodatno ubaci krv u komore. Faza sporog punjenja komora i sistole pretkomora se naziva **dijastaza**.



Slika 5.2. Šematski prikaz elektrokardiograma (EKG), karotidograma (KG), fonokardiograma (FKG) i apekskardiograma (AKG) sa istaknutim karakterističnim talasima tokom različitih faza srčanog ciklusa a) po literaturi [135] b) izmereni našim polikardiografom

Prelaskom impulsa iz AV čvora u Hisov snop dolazi do brze propagacije ovog impulsa kroz levu i desnu granu, tako da nastaje skoro simultana aktivacija (depolarizacija) miokarda komora. QRS kompleks (kompleks od tri zupca, dva negativna

Q i S i jedan pozitivan R) u EKG-u označava depolarizaciju komora i započinje nešto ranije u odnosu na sistolu komora. S kontrakcijom komora raste intraventrikularni pritisak i u trenutku kada pritisak u komorama pređe visinu pritiska u pretkomorama dolazi do naglog podizanja i zatvaranja AV zalistaka. Sa druge strane, semilunarni zalisci se još uvek nisu otvorili pošto je pritisak u komorama i dalje niži nego u početnim delovima arterijskih krvnih sudova koji izlaze iz srca. Kako tokom ove faze ne dolazi do promene zapremine krvi u komorama, ova faza se naziva **faza izometrijske komorske kontrakcije**. Na početku izometrijske faze sistole javlja se prvi srčani ton (ton veće amplitude i dužeg trajanja od ostalih srčanih tonova) koji nastaje kao posledica zatvaranja AV zalistaka odnosno usled vibracija zategnutih zalistaka odmah po njihovom zatvaranju, zajedno sa vibracijama okolne krvi, srčanih zidova i velikih krvnih sudova srca. Pritisak u komorama nastavlja da raste kako mišići komore razvijaju sve veću silu kontrakcije i kada postane veći od dijastolnog pritiska u plućnoj arteriji, odnosno aorti, dolazi do naglog otvaranja semilunarnih zalistaka. Odmah nakon otvaranja semilunarnih zalistaka dolazi do razvoja maksimalnog pritiska unutar komora i naglog izbacivanja krvi kroz aortu/plućnu arteriju. Ova faza se naziva **ejekciona faza** odnosno faza izbacivanja i deli se na fazu maksimalnog izbacivanja (**brza ejejkcija**) i fazu smanjenog izbacivanja (**spora ejejkcija**), tokom koje dolazi do blagog pada pritiska u komorama. Tokom ejejkcione faze u karotidogramu je primetan nagli uspon signala (slika 5.2) [128, 133, 131, 138, 139]. U momentu kada pritisak padne ispod visine dijastolnog pritiska u aorti/plućnoj arteriji dolazi do naglog zatvaranja semilunarnih zalistaka, čime se završava faza smanjenog izbacivanja krvi. Kada se zatvore semilunarni zalisci čuje se srazmerno kratak drugi srčani ton (ton najveće frekvencije koja ide do 500 Hz), pošto se ovi zalisci zatvaraju izrazito brzo, pa vibracija pri tome traje samo kratko vreme. U trenutku zatvaranja aortnog zaliska u karotidogramu je uočljiva incizura. Kako je pulsnom talasu potrebno vreme da pređe od korena aorte do mesta na kome se snima karotidogram, postojaće kašnjenje incizure u odnosu na drugi srčani ton. Po zatvaranju semilunarnih zalistaka nastaje dalji pad intraventrikularnog pritiska dok ne padne ispod vrednosti pritiska u pretkomorama, kada se otvaraju AV zalisci i počinje novi ciklus. Faza od zatvaranja semilunarnih do otvaranja AV zalistaka naziva se **faza izometrijske relaksacije**, kada ponovo nema punjenja ni pražnjenja komora. Na kraju faze izometrijske relaksacije završava se i repolarizacija miokarda odnosno T talas u EKG

signalu. Zapremina krvi u komori na kraju sistole se naziva end-sistolni volumen (End-systolic volume - ESV).

5.1.3 Dijagnostički parametri

Razlika EDV i ESV naziva se udarni volumen (SV) i predstavlja zapreminu krvi koju srce izbacuje jednom kontrakcijom. Količnik SV i EDV naziva se ejskciona frakcija (EF). Može se reći da ejskciona frakcija u stvari predstavlja procenat end-dijastolnog volumena koji se u toku sistole istisne u krvotok. Minutni volumen (CO) je određen udarnim volumenom i srčanom frekvencijom. S ubrzanjem srčane frekvencije povećava se i minutni volumen, ali ne neograničeno. Preterano povećanje frekvencije dovodi do kritičnog skraćenja dijastole i smanjenog dijastolnog punjenja, i tada minutni volumen može naglo da se smanji [118].

Da bi se izračunala ejskciona frakcija na osnovu STI potrebno je odrediti trajanje ejskcije leve komore (Left ventricular ejection time – LVET) i pre-ejskcioni period (Pre-ejection period – PEP). LVET se određuje kao vreme koje protekne od početka uspona karotidnog impulsa do njegove incizure i može se direktno izmeriti. Sa druge strane, PEP se određuje oduzimanjem LVET-a od elektromehaničkog intervala sistole (QS₂), koji predstavlja vreme proteklo od uspona QRS kompleksa u EKG signalu do početka drugog srčanog tona u FKG signalu, i ne može se direktno izmeriti [40, 41, 42, 43]. Stoga je za našu aplikaciju esencijalno da signal karotidnog impulsa sniman LPG senzorom ima jasno definisane trenutke početka uspona signala i incizure, i dobro razgraničen početak drugog srčanog tona u FKG-u.

5.2 Merenje karotidnih pulsacija

Elastična svojstva velikih arterija igraju značajnu ulogu u kardiovaskularnoj hemodinamici, koja se ogleda u zadržavanju udarnog volumena i prenošenju impulsa. Fiziološki parametri dobijeni iz oblika pulsog talasa i njegove brzine prostiranja koriste se za procenu mehaničkih svojstava i krutosti arterija, za koje je pokazano da obezbeđuju informaciju o kardiovaskularnom riziku. Takođe, trenuci pojavljivanja karakterističnih tačaka u pulsacijama arterija mogu se povezati sa srčanim ciklusom. Pored toga, na osnovu pulsog talasa pritiska arterija snimljenog neinvazivno moguće je proceniti

pritisak u aorti. Neki autori čak smatraju da se impuls karotide može koristiti kao surogat aortnom impulsu tj. da se na osnovu karotidnog impulsa može direktno proceniti aortni pritisak bez korišćenja modela koji su potrebni kada se snima periferni impuls [129, 140].

Najčešće korišćene neinvazivne metode za snimanje pulsacija arterija se zasnivaju na fotopletizmografiji, ultrazvuku i aplanacionoj tonometriji [141]. Fotopletizmografija koristi infracrveni optički signal za merenje zapreminskih pulsacija protoka krvi. Iako se ovaj metod smatra najprikladnijim za korišćenje, ovaj senzor se uglavnom može primeniti na periferiji tela, na primer rukama, nogama, ušima [142]. Ultrazvučni sistem se koristi za snimanje promena zapremina u arterijama. Ovim sistemom se mogu direktno snimati centralne arterije. Iako se ova metoda smatra najpreciznijom metodom, njene glavne mane su potreba za visoko-stručnim osobljem i skupa oprema za snimanje [143]. Od svih tehnika za neinvazivno detektovanje impulsa pritiska arterija, aplanaciona tonometrija ima najširu primenu [129]. Za precizna merenja aplanacionom tonometrijom potrebno je spljoštiti arteriju ispod senzora (najčešće piezorezistivni), što se postiže pritiskanjem arterije uz krutu strukturu koja se nalazi ispod nje, kao što su kosti, hrskavice ili mišići. Treba napomenuti da se pomoću aplanacione tonometrije dobija samo talasni oblik pritiska impulsa, a ako se želi dobiti vrednost pritiska signal je potrebno kalibrisati pomoću neke referentne metode (najčešće merenjem minimalnog i maksimalnog pritiska krvi pomoću manžetne). Iako su danas tonometri jako precizni i dovoljno mali, postoje problemi u primeni aplanacione tonometrije koji još uvek nisu prevaziđeni. Tu se pre svega misli na značaj pravilnog postavljanja senzora i snage kojom se on primenjuje, gde deo milimetra može napraviti razliku između dobrih i loših snimaka, kao i problemi pri snimanju karotidne arterije, koja se uz radijalnu i femoralnu arteriju najčešće snima. Naime, ispod karotidne arterije nema koščanih struktura da bi se pravilno primenio tonometar. Uz to, postoji dodatna opasnost od rupture usled pritiska kod starijih osoba [129, 140].

Mi koristimo LPG senzore za dobijanje oblika karotidnog impulsa. Informacije koje želimo da izvučemo iz ovog signala su trenutak uspona signala i trenutak javljanja incizure. Kod zdravih osoba uspon karotidnog impulsa je brz i gladak, počinje oko 0.12 do 0.15s nakon uspona QRS kompleksa (slika 5.3) [133]. Kako ovaj deo signala ima najveći nagib, to se može iskoristiti za automatsku detekciju početka uspona karotidnog impulsa. Naime, već postoje mnogi algoritmi detekcije R zupca zasnovani na ovoj

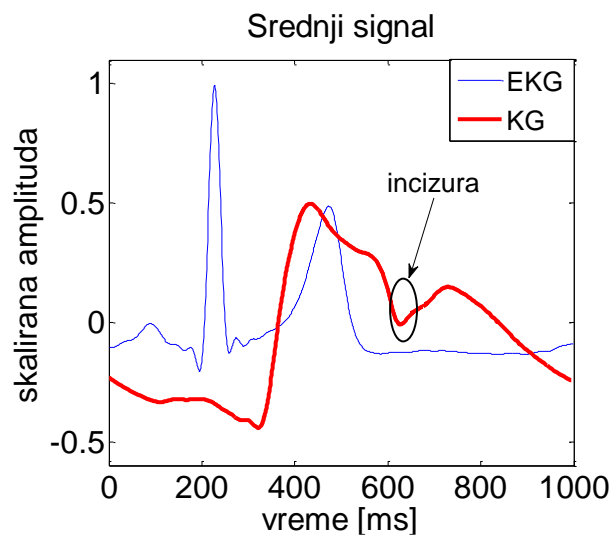
činjenici pošto QRS kompleks ima veći nagib u poređenju sa drugim segmentima EKG signala [144, 145, 146, 147]. Incizura u karotidnom impulsu se javlja kao posledica zatvaranja aortnog zalistka. Kako je pulsnom talasu potrebno vreme da pređe od korena aorte do mesta na kome se snima karotidogram, postojaće kašnjenje incizure u odnosu na drugi srčani ton od oko 0.02 do 0.03s [133]. Incizura se može automatski tražiti kao lokalni minimum u signalu.

Vremenski oblik pulsno talasa je određen srčanim ciklusom, elastičnim i geometrijskim osobinama arterijskog stabla, starošću, polom, itd. Morfologija karotidnog impulsa se može drastično razlikovati među zdravim ispitanicima pa čak i kod istog ispitanika ako se koriste različiti pretvarači [133]. U našoj aplikaciji određivanja dužina sistolnih intervala morfologija signala karotidnog impulsa nije toliko bitna u koliko su trenuci pojavljivanja incizure i uspona karotidnog impulsa jasni. Na slici 5.3 dat je karakterističan primer signala karotidnog impulsa snimljenog LPG senzorom. Može se primetiti da se dobijeni signal slaže sa signalima iz literature [133, 128, 131, 138, 135]. Tokom snimanja ispitanici su ležali na leđima i zadržavali su dah na EELV nivou koji im je najviše prijao. Pulsacije karotidne arterije su snimani senzorom 6 (slike 3.15 i 3.17), koji je pričvršćen za telo podužnim lepljenjem za vrat. Treba napomenuti da kod ovog senzora ne dolazi do pojave nelinearnosti u odzivu na male pomeraje kada se senzor podužno zalepi. Uz to ovaj senzor ima optimalan kompromis između linearnosti, osetljivosti i širine opsega za aplikaciju snimanja pulsacija arterija. Koristeći merenja osetljivosti senzora iz poglavlja 3.4 procenili smo da je amplituda (otklon) karotidnog impulsa oko 0.5 mm [148]. Ovo predstavlja razlog zašto se senzor 5 ne može koristiti za snimanje pulsacija karotide. Ovaj senzor ima linearan odziv na male pomeraje samo u početnih 0.3 mm otklona kada se senzor podužno zalepi.

Analiza rezultata vezana za vremena javljanja incizure i uspona karotidnog impulsa je data u poglavlju 5.3.2, u kojoj su određivani STI iz snimaka EKG-a, FKG-a i KG-a.

Za razliku od aplanacione tonometrije koja može da se koristi za snimanje impulsa karotide u primarnoj zdravstvenoj zaštiti (ne zahteva visoko-stučno osoblje i skupu aparaturu), korišćenje LPG senzora ne zahteva primenu spoljašnjeg pritiska, čime je omogućeno nesmetano snimanje pulsacija karotide. Usled odsustva spoljašnjeg pritiska ova metoda se može bezbedno koristiti i kod starijih osoba. Takođe, LPG senzori se lako

moгу pričvrstiti za vrat ispitanika čime se u potpunosti otklanja potreba za pridržavanjem senzora tokom snimanja. Za pravilnu primenu aplanacione tonometrije potrebna je iskusna (utrenirana) osoba koja ima znanje o teorijskim principima i normalnim talasnim oblicima. U protivnom je moguće snimiti pogrešne talasne oblike pulsacija ako se tonometar ne primeni pravilno [149]. U trenutnoj realizaciji našeg sistema, takođe, postoji potreba za takvim operaterom. Međutim, smatramo da bi se dizajniranjem novog sistema u kome bi se radna tačka nalazila menjanjem radne talasne dužine i korišćenjem samolepljivih senzora potreba za ovakvim operaterom eliminisala.



Slika 5.3. Primer signala pulsacije karotidne arterije snimane LPG senzorom

5.3 Polikardiografija

Istovremenom registracijom elektrokardiograma, fonokardiograma, apekskardiograma, impulsa velikih krvnih arterija (karotide, radijalne, femoralne, subklavije...) i impulsa vene jugularis omogućuje se polikardiografska analiza pojedinih faza srčanog ciklusa i dobijanje hemodinamičkih parametara srca na neinvazivan način.

Polikardiograf (PKG) razvijen u našoj laboratoriji predstavlja novi dijagnostički uređaj u kardiologiji, koji kombinuje dve konvencionalne dijagnostičke tehnike EKG i FKG sa LPG optičkim senzorima za detekciju kardiovaskularnih pulsacija sa površine kože. Kombinovanjem ovih tehnika u jedan uređaj, moguće je dijagnostifikovati bolesti koje se manifestuju kao poremećaji u električnoj aktivnosti i/ili mehaničkim pulsacijama. U ovoj tezi će biti predstavljena aplikacija određivanja ejeckione frakcije na osnovu STI,

za koju je potrebno simultano snimiti signale EKG-a, FKG-a i KG-a. Ilustracije radi prikazaćemo i primere snimaka dobijenih snimanjem impulsa vrha srca, radijalne arterije i arterije subklavija.

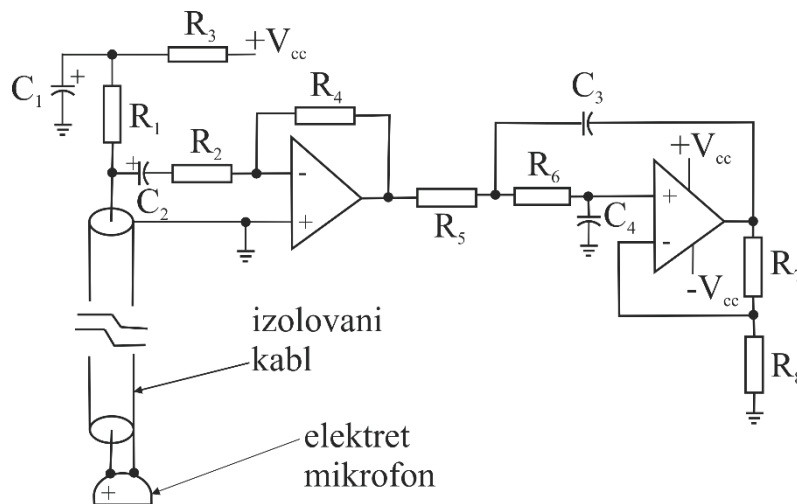
5.3.1 Instrumentacija i akvizicija

Za snimanje kardiovaskularnih pulsacija koristili smo uređaj opisan u poglavlju 3.2.

Za snimanje EKG-a korišćen je aparat CardioBip 1210, koji predstavlja deo CardioBip sistema koji se koristio u urgentnoj telemedicini [150]. Ovaj aparat je modularno realizovan sa mogućnošću snimanja ukupno 15 EKG odvoda (12 konvencionalnih i 3 specijalna). Modul signal procesora zajedno sa modulom PC interfejsa nismo koristili već smo analogne signale pre ulaska u modul signal procesora izvukli na eksternu AD karticu (NI USB-6008, National Instruments [151]). Od konfiguracije uređaja zadržali smo samo modul osnovne ploče i modul pojačavača, koji je pomoću konektora povezan za osnovnu ploču. Kako eksterna AD kartica koristi USB 2.0 kabl za povezivanje sa računarom, sa njega je skinuto napajanje od 5 V koje smo iskoristili za napajanje elektronike EKG uređaja, i tako u potpunosti izbacili modul napajanja koji je postojao.

Osnovna ploča prima EKG signale sa tela bolesnika i posredstvom baferskih pojačavača jediničnog pojačanja baferuje ih u cilju eliminisanja daljih preslušavanja između kanala. Baferovani signali se zatim vode ka sistemu EKG pojačavača. U uređaju se koriste četiri modula EKG pojačavača, s tim što je četvrti modul koji je u prethodnoj realizaciji pojačavao 3 specijalna odvoda koje ne koristimo u našim aplikacijama zamenjen modulom elektronskog stetoskopa (detaljnije u nastavku). Na svakom modulu EKG pojačavača nalaze se po tri nezavisna pojačavača (za pojačavanje tri različita odvoda) i svaki ima tri stepena pojačanja. Prvi stepen predstavlja jedinični instrumentacioni pojačavač. Drugi stepen pojačava 10 puta, dok treći stepen ima nominalno pojačanje 100 puta. Pojačani naponi 9 EKG signala (I, II, III, V1-V6) i elektronskog stetoskopa se vode do konektora, posredstvom koga se signali dovode na eksternu NI USB 6008 AD karticu. Signali se u AD kartici konvertuju sa tačnošću od 12 bita. Aplikacija akvizicije podataka razvijena je u LabVIEW softverskom paketu, korišćenjem NI-DAQmx drajvera kompatibilnih sa AD karticom.

Za snimanje srčanih tonova (FKG) koristimo elektronski stetoskop, čija je šema data na slici 5.4. Šema je trenutno realizovana na protobordu i priključena na EKG uređaj, na mesto četvrtog modula EKG pojačavača. Napaja se sa ± 5 V koji su uzeti sa osnovne ploče EKG uređaja. Srčani tonovi se skupljaju pomoću elektret mikrofona [152]. Da bi se poboljšao odnos signal/šum, mikrofonski je bio smešten u zvono skinuto sa akustičnog stetoskopa, ali zbog potrebe da se zvono pridržava sve vreme snimanja (nije moglo dobro da se fiksira za telo ispitanika), mikrofonski je izvađen. U svim merenjima prikazanim u ovoj tezi glava mikrofona je lepljena na telo ispitanika. Iako se odnos signal/šum smanjio vađenjem mikrofona iz zvona on je i dalje bio dovoljan da može da se prepozna drugi srčani ton, koji je bitan za naše aplikacije. Jedan od načina da se poboljša odnos/signal/šum bez potrebe za pridržavanjem mikrofona je njegova implementacija u EKG vakuumske elektrode. Pojačanje signala sa mikrofona ima dva stepena. Prvi operacioni pojačavač radi kao niskošumni predpojačavač, dok drugi radi kao niskošumni Sallen i Key, niskopropusni Butterworth-ov filter. Pojačani signal mikrofona se zajedno sa pojačanim EKG signalima vodi do konektora i dalje na AD karticu.



Slika 5.4. Šema elektronskog stetoskopa [153]

Aplikacija za akviziciju podataka sa polikardiografa se razlikuje od pulmološke aplikacije. Da bi mogli da izvučemo informacije o radu kardiovaskularnog sistema na osnovu vremenskih intervala pojavljivanja karakterističnih tačaka u različitim snimcima (EKG, FKG, KG ...), te snimke je potrebno sinhronizovati do tačnosti koja se meri stotim delovima sekunde. Sinhronizacija EKG i FKG signala je osigurana korišćenjem praktično jednog uređaja (u daljem tekstu pod EKG uređajem podrazumevaće se uređaj koji snima

i EKG i FKG signale) i iste AD kartice za konvertovanje obe vrste signala. Sinhronizacija signala sa eksterne AD kartice i signala senzora prikupljenih serijskom komunikacijom je urađena softverski. Naime, u već postojeći program za akviziciju podataka sa serijskog porta (pulmološka aplikacija za akviziciju podataka - videti poglavlje 4.2) ubačen je deo za akviziciju podataka sa AD kartice tako što je ispraćena struktura pulmološkog programa (preko dve umrežene while petlje). Akvizicija podataka sa eksterne AD kartice je realizovana korišćenjem NI-DAQmx funkcija. U delu koda za konfiguraciju laserskih dioda paralelno je dodata konfiguracija eksterne AD kartice (kreiranje zadatka, izbor diferencijalnog snimanja napona na analognim ulazima u AD karticu, frekvencija odabiranja AD kartice, izbor kanala koji se snimaju i sl). Pritiskom na dugme za snimanje na korisničkom interfejsu prihvataju se parametri za konfiguraciju laserskih dioda i AD kartice i ulazi se u deo koda u kome se vrši prikupljanje podataka. Prikupljanje podataka putem serijskog porta i eksterne AD kartice vrši se nezavisno, tj. nema razmene podataka između njih, a samim tim ni mogućnosti za stanje trke (*race condition*), i organizovano je u dve paralelne while petlje sa različitim frekvencijama rada. U svakoj petlji se vrši prikupljanje, arhiviranje i prikazivanje podataka na ekranu. Zaustavljanjem snimanja zaustavljaju se obe petlje. Kao što je već rečeno u poglavlju 4.2, da bi ustanovili da li dolazi do neujednačenog semplovanja podataka sa senzora prikupljenih serijskom komunikacijom, odnosno rada laserskih dioda, ili samo do neujednačenog iščitavanja tih podataka iz bafera odlučili smo da analogne signale sa senzora (pojačan signal sa jedne fotodiode) izvučemo na eksternu AD karticu. Snimanjem analognog signala sa frekvencijom semplovanja od 2500 Hz utvrdili smo da laserske diode rade na specificiranoj frekvenciji (slika 3.5).

Korišćena AD kartica NI-USB 6008 ima mogućnost snimanja maksimalno 8 kanala (u odnosu na zajedničku masu) odnosno 4 ako se snima diferencijalno. Sa druge strane za potpunu dijagnostiku pomoću PKG-a potrebno je snimati 9 kanala EKG-a i 1 kanal FKG-a koji se u našoj realizaciji mogu snimati u odnosu na zajedničku masu i najmanje 1 kanal sa senzora koji, ako se snima preko eksterne AD kartice, mora diferencijalno u odnosu na svoju masu. Pošto nemamo dovoljno analognih ulaza na eksternoj AD kartici za snimanje svih kanala odlučili smo da na eksternu AD karticu dovedemo jedan kanal EKG-a (prekordijalni odvod V₄), jedan kanal mikrofona i jedan kanal sa senzora. Radi lakše konfiguracije svi kanali su snimani diferencijalno (u odnosu na svoje mase) sa

frekvencijom odabiranja 1000 Hz. Kanal sa senzora sniman eksternom AD karticom nam služi da odredimo vremena smplovanja signala (jedan odbirak po jednom impulsu laserskih dioda). Tim vremenima se dodeljuju vrednosti snage laserskih dioda sa svih fotodioda dobijene pomoću serijskog porta. Na ovaj način postigli smo zadovoljavajuću sinhronizaciju uz mogućnost istovremenog snimanja sa 4 LPG senzora.

5.3.2 Određivanje eejkcione frakcije na osnovu merenja dužine sistolnih intervala

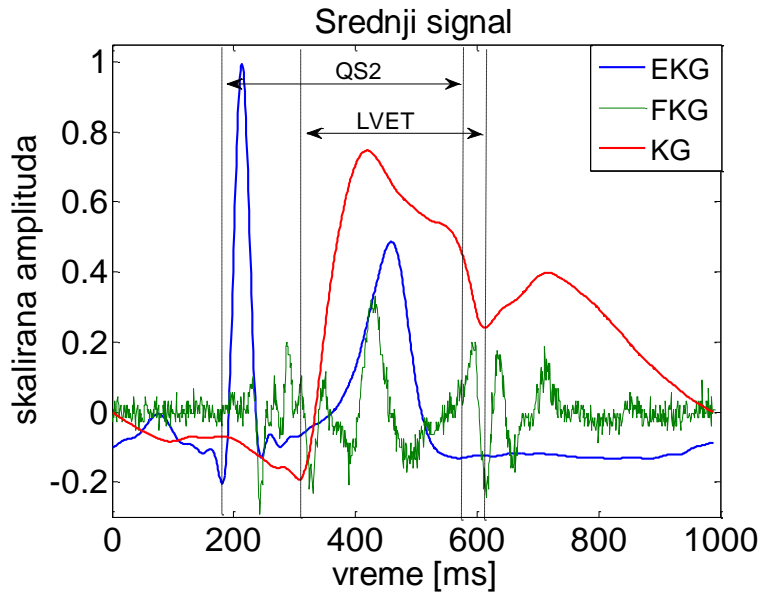
Za određivanje dužine sistolnih intervala simultano su snimani EKG, FKG i karotidni impuls sniman pomoću LPG senzora. Ovi signali su korišćeni da bi se izvukla informacija o vremenu eejkcije leve komore (LVET), vremenu celekupne elektromehaničke sistole (QS_2) i preejekcionom periodu (PEP). Interval elektromehaničke sistole se određuje od početka QRS kompleksa (tačnije Q tačke) do početka II srčanog tona, a LVET od trenutka uspona karotidnog impulsa do incizure u istom signalu. PEP period se indirektno računa oduzimajući vreme eejkcije leve komore od vremena celokupne elektromehaničke sistole ($PEP=QS_2-LVET$). U literaturi se mogu naći radovi koji prijavljuju dobru korelisanost dužine ovih sistolnih intervala sa EF [41, 43]. Međutim, ova dva rada prijavljuju različite korelacione funkcije. Sa druge strane, u literaturi se može naći i rad [40] koji prijavljuje lošu korelisanost STI i EF uspostavljajući treću korelacionu funkciju na osnovu izmerenih rezultata. U ovoj tezi iskoristićemo sve tri korelacione funkcije za određivanje EF na osnovu STI.

Tokom snimanja ispitanici su zamoljeni da legnu na leđa i okrenu glavu u stranu kao i da urade hiperekstenziju vrata kako bi im se pojačao signal karotide. Takođe su zamoljeni da tokom snimanja zadrže dah na EELV nivou koji im je najprijetniji. Za snimanje EKG-a, LH, RH, LL i RL elektrode su standardno postavljene oko zglobova ruku i nogu, dok su svi prekordijalni odvodi prikačeni na jednu EKG elektrodu (samolepljiva elektroda za jednokratnu upotrebu) koja je odgovarala položaju V_4 elektrode u standardnoj postavci (slika 5.5). Elektronski stetoskop je približno postavljen na askulturnu tačku za I srčani ton, na mesto gde smo dobijali najjači signal I srčanog tona. Mikrofon električnog stetoskopa je zalepljen flasterom za telo ispitanika. Za snimanje karotidnog impulsa koristili smo LPG senzor 6.



Slika 5.5. Postavljanje EKG elektroda, elektronskog stetoskopa i LPG senzora za snimanje karotidnog impulsa

Merenja dužine sistolnih intervala izvedena su na 6 zdravih ispitanika sa BMI u opsegu od 19.4 do 26.2 kg/m². Obrada signala je rađena u Matlab programskom paketu. Za određivanje trenutaka dešavanja pojedinih faza srčanog ciklusa korišćeni su srednji signali dobijeni na osnovu 10 srčanih ciklusa u sva tri signala. Jedan srčani ciklus predstavlja vreme od početka P talasa u EKG signalu do početka sledećeg P talasa. Prilikom traženja srednjeg signala kao trigger za sinhronizaciju srčanih ciklusa korišćen je R zubac u EKG signalu. Algoritam za detekciju R zupca se zasniva na metodi koju su predložili Pan i Tompkins [154]. Po ovoj metodi signal se prvo propusti kroz filter propusnik opsega, koji se sastoji iz kaskadne veze filtra propusnika visokih učestanosti i filtra propusnika niskih učestanosti. Sledeći korak obrade je diferenciranje, koga prate kvadriranje i integraljenje pokretnim prozorom. Informacija o nagibu QRS kompleksa je sadržana u fazi izvoda, koje se kvadriranjem naglašava da bi se izbeglo lažno detektovanje T talasa. Integraljenjem pokretnim prozorom dobija se signal koji sadrži informacije o nagibu i širini QRS kompleksa. Lokacija QRS kompleksa se određuje primenom praga. Srčani ritam (Heart rate – HR) se proračunava kao 60/srednji RR interval. Kada se dobiju srednji signali EKG-a, FKG-a i KG-a karakteristične tačke potrebne za merenje dužina sistolnih intervala se ručno određuju (slika 5.6). Napraviti algoritam za automatsku detekciju Q tačke u EKG-u, početka drugog srčanog tona u FKG-u i početka uzlazne ivice i incizure u KG-u predstavlja jedan od prvih koraka koje je potrebno uraditi.



Slika 5.6. Primer srednjeg impulsa sa karakterističnim tačkama potrebnim za računanje STI

Nakon određivanja STI, EF se računa kao

$$EF = 1.125 - 1.25 \cdot \frac{PEP}{LVET} \quad 5.1$$

na osnovu rada [41], kao

$$EF = 1.00 - 1.03 \cdot \frac{PEP}{LVET} \quad 5.2$$

na osnovu rada [43], i kao

$$EF = 0.895 - 0.89 \cdot \frac{PEP}{LVET} \quad 5.3$$

na osnovu rada [40]. Dužine sistolnih intervala i ejectiona frakcija za svih 6 ispitanika su prikazane u tabeli 5.1.

Kod svih 6 ispitanika su se Q tačka u EKG signalu i incizura u KG signalu jasno uočavale (sa nesigurnošću manjom od 10 ms). Početak drugog srčanog tona je kod 3 ispitanika (ispitanici 1, 4, 6) bio oštar i jasno uočljiv, dok je kod ostala tri ispitanika (ispitanici 2, 3 i 5) bio blag i šumovit. Procenjujemo da je nesigurnost određivanja početka drugog srčanog tona ± 20 ms, što ujedno predstavlja i nesigurnost određivanja QS_2 intervala. Kod 2 ispitanika (ispitanici 4 i 6) početak uspona karotidnog impulsa nije lako

odrediti. Kao što smo već napomenuli, uspon karotidnog impulsa nastaje negde oko 0.12 s do 0.15 s nakon uspona QRS kompleksa odnosno Q tačke [133]. U našim snimcima samo kod subjekta 4 se uočava dosta kraće vreme od pomenutog (0.08 s) dok je kod ostalih 5 ispitanika srednja vrednost intervala od Q tačke do uspona karotidnog impulsa 0.12s sa standardnom devijacijom 0.01s. Iz ovoga možemo zaključiti da je kod ispitanika 4 pogrešno određen početak uspona karotidnog impulsa, zbog čega se kod istog ispitanika javlja nerealno velika EF za korelacione funkcije 5.1 i 5.2.

Tabela 5.1. Dužine sistolnih intervala

	POL	BMI [kg/m ²]	HR [#/min]	QS2 [s]	LVET [s]	PEP [s]	PEP/LVET	EF [5.1]	EF [5.2]	EF [5.3]
ispitanik 1	Ž	19.4	59	0.39	0.30	0.09	0.30	0.75	0.69	0.63
ispitanik 2	Ž	22.2	69	0.39	0.30	0.08	0.27	0.79	0.72	0.65
ispitanik 3	M	26.2	64	0.40	0.30	0.09	0.30	0.75	0.69	0.62
ispitanik 4	Ž	22.3	68	0.39	0.33	0.06	0.18	0.90	0.81	0.73
ispitanik 5	Ž	23.2	50	0.43	0.34	0.09	0.26	0.80	0.73	0.66
ispitanik 6	Ž	21.0	73	0.36	0.28	0.07	0.25	0.81	0.74	0.67

Iz tabele se može primetiti da se primenom 5.1 korelacione funkcije dobijaju klinički nerealne vrednosti za EF. Kod zdravih osoba EF se najčešće nalazi u opsegu od 50% do 75% [125]. Primenom korelacione funkcije 5.3 EF za sve ispitanike se nalazi u opsegu realnih vrednosti za zdrave subjekte, dok se primenom funkcije 5.2 samo za ispitanika 4 dobija nerealna vrednost.

Kako se u literaturi mogu naći tri različite studije sa tri različite korelacione funkcije između STI i EF, pri čemu dve prijavljuju dobru korelaciju a jedna lošu, može se zaključiti da izračunavanje EF na osnovu STI nije klinički prihvaćeno i standardizovano. Da bi ustanovili vezu između EF merene angiografijom i STI merenih pomoću EKG-a, FKG-a i karotidnog impulsa snimanih LPG sensorima potrebno je uraditi kliničku studiju. Ovakva studija predstavlja naš dugoročni plan.

Mnogi autori navode da se STI mogu direktno povezati sa udarnim i minutnim volumenom, kao i kliničkim stanjem bolesnika sa HF [40, 41, 42, 43, 44, 155, 48]. Naime,

kod bolesnika sa HF dolazi do produženja PEP i skraćivanja LVET intervala, dok se vreme celekupne elektromehaničke sistole ne menja. Pri analizi STI treba voditi računa da su ovi intervali korelisani sa srčanim ritmom (HR), zbog čega se uvode korekcije:

$$\begin{array}{ll} \text{M} & \text{QS}_2\text{I} = 2.1 \cdot \text{HR} + \text{QS}_2 \\ \text{Ž} & \text{QS}_2\text{I} = 2.0 \cdot \text{HR} + \text{QS}_2 \\ \text{M} & \text{LVETI} = 1.7 \cdot \text{HR} + \text{LVET} \\ \text{Ž} & \text{LVETI} = 1.6 \cdot \text{HR} + \text{LVET} \\ \text{M} & \text{PEPI} = 0.4 \cdot \text{HR} + \text{PEP} \\ \text{Ž} & \text{PEPI} = 0.4 \cdot \text{HR} + \text{PEP}. \end{array} \quad 5.4$$

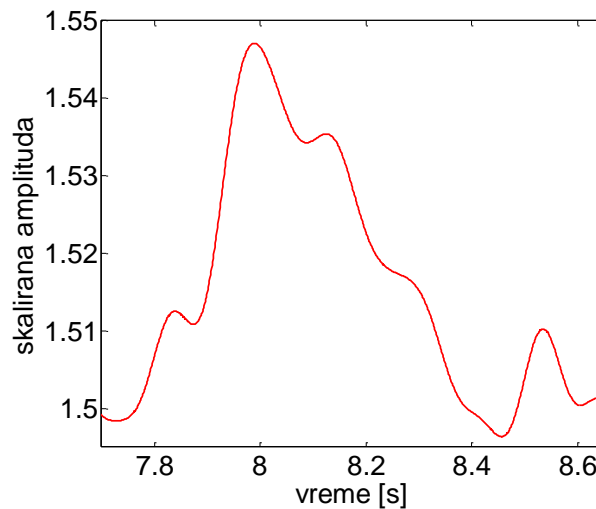
Ove korekcije je predložio Weissler u [156], a prihvaćene su od strane drugih istraživača [133, 126, 155]. Pored HR na ove intervale utiču i pol, starost, fizička kondicija, SV, CO i drugi faktori. Kod bolesnika sa HF produženje PEP i skraćivanje LVET intervala je korelisano sa smanjenjem SV i CO. Međutim, PEP/LVET se smatra značajnijom merom sveukupnih performansi leve komore nego njegove konstruktivne komponente. Ovaj odnos je nezavisan od srčanog ritma i raste kod bolesnika obolelih od HF-a. Stoga se najčešće posmatra odnos PEP/LVET, i kod zdravih osoba treba da bude manji od 0.42 [40, 133]. Može se primetiti da je kod svih 6 naših ispitanika odnos PEP/LVET manji od 0.42, sa srednjom vrednošću 0.26 i standardnom devijacijom 0.04 na celokupnoj grupi.

5.3.3 Merenje pulsacija vrha srca, radijalne arterije i arterije subklavija

U polikardiografske metode spadaju i merenja pulsacija vrha srca, kao i velikih arterija kao što su radijalna, subklavija, femoralna, brahijalna i druge. Ispitali smo mogućnost detektovanja pulsacija vrha srca, radijalne arterije i arterije subklavije pomoću LPG senzora.

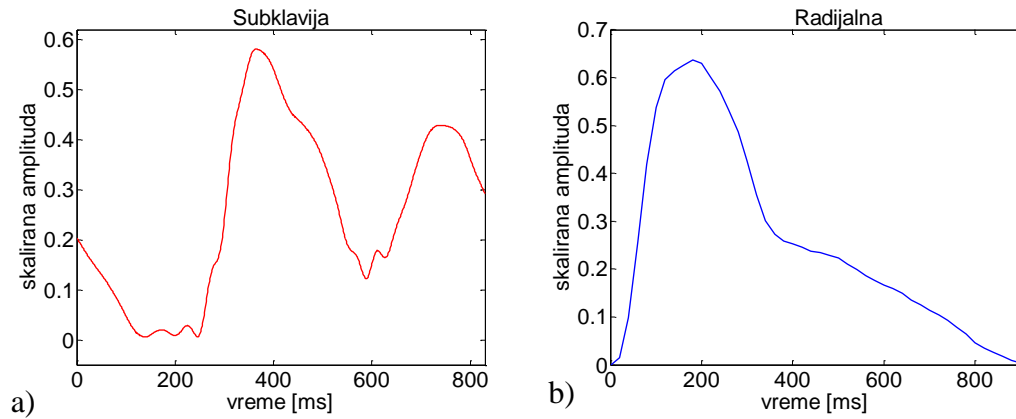
Snimanje apekskardiograma je izvedeno na 5 zdravih ispitanika [148]. Tokom snimanja ispitanici su ležali na leđima i zamoljeni su da ne dišu kako bi se izbeglo poklapanje sa signalom disanja. Opšte je poznato da kada osoba promeni položaj srce se pomeri u odnosu na grudni koš. Iako se apekskardiogram najčešće snimao kada ispitanici leže na levom boku, jer se tada vrh srca približi zidu grudnog koša, ovaj položaj nije lako ponoviti među ispitanicima. Iz tog razloga smo se opredelili da snimanja pulsacija srca

radimo dok ispitanici leže na leđima, pošto se ovaj položaj najlakše može ponavljati među ispitanicima. Takođe smo ispitivali i različite pozicije postavljanja senzora na telo. LPG senzori su uvek mogli da osete pulsacije srca duž torza ali je amplituda signala dosta varirala. Za snimanja pulsacija srca koristili smo senzor 5 pošto ovaj senzor pokazuje dobar kompromis između širine linearnog dela spektra i osetljivosti za ovu aplikaciju. Senzor je pričvršćivan za telo ispitanika zavojem koji je išao oko ispitanika i preko senzora. Tipičan primer signala pulsacija vrha srca dobijenog ovim senzorom je prikazan na slici 5.7. Kod snimanja pulsacija vrha srca, kao i kod snimanja karotidnog impulsa, morfologija signala može drastično da se razlikuje među zdravim ispitanicima, kao i kod istog ispitanika ako se koriste različiti senzori [157, 158]. Signal prikazan na slici 5.7 pokazuje karakteristične delove kao i signal apekskardiograma snimljen kristalnim mikrofonom iz [135].



Slika 5.7. Primer apekskardiograma sniman LPG senzorom

Na slici 5.8 prikazani su primeri detekcije pulsacija arterije subklavija i radijalne arterije snimane pomoću LPG senzora. Ovde treba skrenuti pažnju da ova dva signala ne pripadaju istoj osobi. Naime, snimanja pulsacija ovih arterija nisu rađena na više ispitanika, već samo kao proba. Kod oba signala su incizura/dikrotični zubac i početak uspona signala jasno uočljivi.



Slika 5.8. Primeri pulsacija arterija a) subklavije b) radijalne merenih LPG senzorima

5.4 Zaključak

Kardiovaskularne pulsacije nose dijagnostičke informacije koje nisu u potpunosti iskorišćenje u modernoj dijagnostici srčanih bolesti. U ovom poglavlju smo predstavili novu metodu zasnovanu na fiber-optičkom senzoru na bazi rešetke sa dugim periodom za kontinualno snimanje kardiovaskularnih pulsacija velikih arterija u blizini kože i vrha srca. Visoka osetljivost LPG senzora može da nametne korišćenje ovih senzora kao dobro rešenje za snimanje kardiovaskularnih pulsacija, sa svim prednostima koje nudi optička tehnologija u odnosu na tradicionalne senzore. Predloženi senzori imaju linearni odziv na male pomeraje (otklon) u opsegu od 1.5 mm (senzor 6) odnosno 2 mm (senzor 5) sa rezolucijom merenja manjom od 20 μm i brz odziv, što ih čini pogodnim za merenje kardiovaskularnih pulsacija. Dodatno, LPG senzori su jeftini, jednostavni za rukovanje, postavljanje i pričvršćivanje za ispitanika bez potrebe za pridržavanjem ili pritiskanjem arterija da bi se dobili rezultati, pa se mogu koristiti kod ispitanika svih starosnih doba.

Kombinovanjem LPG senzora sa EKG-om i FKG-om u jedan uređaj moguća je polikardiografska analiza pojedinih faza srčanog ciklusa i dobijanje hemodinamičnih parametara srca na neinvazivan način. U ovom poglavlju smo njihovu kombinaciju upotreбили da bi dobili informacije o vremenu ejekcije leve komore (LVET) i preejekcionom periodu (PEP), koje smo iskoristili za određivanje EF. Po literaturi postoji polemika da li se na osnovu STI može precizno odrediti EF. Sa druge strane, pokazano je da količnik PEP/LVET predstavlja parametar koji se može povezati sa udarnim i minutnim volumenima srca, kao i kliničkim stanjem bolesnika sa srčanom insuficijencijom, kod kojih ovaj odnos raste. U ovom poglavlju smo pokazali kako se na

jednostavan način može dobiti procena performansi leve komore koristeći jeftine i jednostavne tehnike snimanja kao što su EKG, FKG, i KG. Za aplikaciju određivanja STI esencijalno je da signal karotidnog impulsa sniman LPG senzorom ima jasno definisane trenutke početka uspona signala i incizure, kao i dobro razgraničen početak drugog srčanog tona u FKG-u i QRS kompleksa u EKG-u.

Polikardiografija koja koristi senzore na bazi rešetki u optičkim vlaknima predstavlja brzu i jeftinu tehniku koja može doprineti dodatnoj uštedi troškova snimanja i njenoj široj dostupnosti uvođenjem u primarnu zdravstvenu zaštitu. Klinička upotreba STI je već poznata kod bolesnika sa stenozom mitralnih zalistaka, koronarne bolesti srca, hipertenzije, ili arterijske fibrilacije [44].

6 ZAKLJUČAK

Senzori na bazi rešetki u optičkim vlaknima imaju ogroman potencijal za biomedicinske primene zbog svojih osobina kao što su biokompatibilnost, netoksičnost, hemijska i elektromagnetska inertnost, mala veličina, niska cena i jednostavno rukovanje. Kako su ovi senzori osetljivi na istezanje, temperaturu, pritisak, vibracije, okolni indeks prelamanja i krivinu mogu se koristiti u dijagnostičke svrhe u različitim oblastima medicine, kao što su biomehanika, stomatologija, imunologija, pulmologija, kardiologija i dr. U ovoj tezi smo ispitali i ocenili mogućnost korišćenja fiber-optičkog senzora krivine na bazi rešetki sa dugim periodom za detekciju kardiovaskularnih i respiratornih pulsacija na površini kože.

U transmisionom spektru LPG rešetki uočljive su serije linija slabljenja na tačno određenim talasnim dužinama, koje odgovaraju rasejavanju osnovnog moda vlakna u kodirekcionu modove omotača. Promene krivine grudnog koša pri disanju ili udarima srca mere se kao promene krivine LPG senzora postavljenih na telo ispitanika, dok se pulsacije arterija mere kao lokalni otklon na već savijenoj rešetki. Savijanje uzrokuje istezanje i naprezanje vlakna usled čega dolazi do promene indeksa prelamanja u vlaknu preko elastooptičkog efekta, a manifestuje se kao promena pozicije, oblika i amplitude rezonantnih linija u transmisionom spektru. U ovoj tezi predstavljena je nova monohromatska merna metoda koja se zasniva na merenju izlazne snage pomoću

fotodiode, u kojoj se promena krivine detektuje kao promena snage svetlosti transmitovane kroz rešetku na određenoj talasnoj dužini. Prezentovana metoda je korišćena za karakterizaciju LPG senzora zakrivljenosti i lokalnih pomeraja. Karakterizacija senzora malih lokalnih pomeraja je pokazala da mali pomeraj u slučaju nezalepljenog osetljivog dela senzora efektivno povećava krivinu senzora čime se dobija isti odziv kao na savijanje rešetke. Sa druge strane, u slučaju kada je osetljivi deo senzora zalepljen za podlogu, lokalni pomeraj vrši pritisak na rešetku i dobija se odziv rešetke koji je različit od odziva na savijanje. Prema našim saznanjima nakon pregledane stručne literature ovo istraživanje predstavlja prvu studiju odziva rešetki u optičkim vlaknima na pomeraj lokalizovan na nekoliko perioda rešetki.

Na osnovu studije na skupu od 18 zdravih ispitanika pokazana je korelacija promene zapremine pluća i krivine grudnog koša merene pomoću samo jednog senzora. Tačnost metode merenja tidalnih zapremina od 60 ml omogućava merenje klinički relevantnih zapremina u NIV-u. Dobro slaganje tidalnih i minutnih zapremina snimanih simultano pomoću senzora i spirometra kao reference pokazuje preciznost i konzistentnost senzora u vremenu. Dodatno, predložena kalibraciona/test procedura snimanja ne zahteva saradnju bolesnika, a ujedno je i jednostavna za primenu pošto se na telo ispitanika postavlja samo jedan senzor. Uklanjanjem potrebe za oronazalnom maskom dobija se veća komfornost ispitanika uz eliminaciju osnovnog ograničavajućeg faktora trenutno korišćenih metoda merenja disajnih zapremina koje se koriste u savremenoj kliničkoj praksi (curenja vazduha kroz masku).

Pokazili smo da se primenom nove metode za merenje kardiovaskularnih pulsacija koja se zasniva na korišćenju rešetki sa dugim periodom mogu registrovati karakteristični talasni oblici u signalima pulsacija velikih arterija i vrha srca. LPG senzori predstavljaju dobrog kandidata za kliničku primenu, pošto su jeftini, jednostavni za rukovanje, postavljanje i učvršćivanje za telo ispitanika. Dodatno, kombinovanjem ove metode sa komercijalnim dijagnostičkim metodama EKG-om i FKG-om obavili smo pilot merenje dužina sistolnih intervala na 6 zdravih ispitanika. Odnos PEP/LVET sistolnih intervala kod zdravih osoba je manji od 0.42 i raste kod osoba sa srčanom insuficijencijom (ejekciona frakcija pada ispod 50%). Ovakav uređaj može omogućiti rano otkrivanje srčane insuficijencije, jedne od najskupljih oboljenja za lečenje u medicini, i time značajno uticati na smanjenje smrtnosti i troškova lečenja ovog srčanog stanja.

Literatura

- [1] V. Mishra, N. Singh, U. Tiwari and P. Kapur, "Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications," *Sensor Actuat. A -Phys.*, vol. 167, no. 2, pp. 279-290, 2011.
- [2] E. Al-Fakih, N. A. A. Osman and F. R. M. Adikan, "The Use of Fiber Bragg Grating Sensors in Biomechanics and Rehabilitation Applications: The State-of-the-Art and Ongoing Research Topics," *Sensors*, vol. 12, no. 10, pp. 12890-12926, 2012.
- [3] L. Mohanty and S.C. Tjin, "Pressure mapping at orthopaedic joint interfaces with fiber Bragg gratings," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 88, no. 8, pp. 083901 (1-3), 2006.
- [4] L. Mohanty , S. C. Tjin, D. T. T. Lie, S. E. C. Panganiban and P. K. H. Chow, "Fiber grating sensor for pressure mapping during total knee arthroplasty," *Sensor. Actuator. A Phys.*, vol. 135, no. 2, pp. 323-328, 2007.
- [5] J. Hao, K. M. Tan, S. C. Tjin and C. Y. Liaw, "Design of a foot-pressure monitoring transducer for diabetic patients based on FBG sensors," in *LEOS 2003: The 16th Annual Meeting of the IEEE*, Nanyang, Singapore, 2003.
- [6] T. Fresvig, P. Ludvigsen, H. Steen and O. Rekeras, "Fiber optic Bragg grating sensors: An alternative method to strain gages for measuring deformation in bone," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 1, pp. 104-108, 2008.
- [7] V. Mishra, N. Singh, D. V. Rai, U. Tiwari, G. C. Poddar, S. C. Jain, S. K. Mondal and P. Kapur, "Fiber Bragg grating sensor for monitoring bone decalcification," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 96, no. 6, pp. 646-651, 2010.

- [8] C. R. Dennison, P. M. Wild, P. W. G. Byrnes, A. Saari, E. Itshayek, D. C. Wilson, Q. A. Zhu, M. F. S. Dvorak, P. A. Cripton and D. R. Wilson, "Ex vivo measurement of lumbar intervertebral disc pressure using fiber-Bragg gratings," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 1, pp. 221-225, 2008.
- [9] C. R. Dennison, P. M. Wild, D. R. Wilson and P. A. Cripton, "A minimally invasive in-fiber Bragg grating sensor for intervertebral disc pressure measurements," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 19, no. 8, pp. 085201 (1-12), 2008.
- [10] A. Nachemson, "The load on lumbar disks in different positions of the body," *Clin. Orthop. Related Res.*, vol. 45, pp. 107-122, 1966.
- [11] A. Nachemson and J. M. Moriss, "In vivo measurements of intradiscal pressure discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs," *J. Bone Joint Surg. Amer.*, vol. 46, no. 5, pp. 1077-1092, 1964.
- [12] H. J. Wilke, S. Wolf, L. E. Claes, M. Arand and A. Wiesend, "Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: An in vitro study," *J. Biomechan.*, vol. 29, no. 4, pp. 549-555, 1996.
- [13] H. Ottevaere, M. Tabak, D. Aznar, A. Fernandez, S. Van Ierschot, F. Berghmans and H. Thienpont, "Optical Fiber Sensors for Monitoring Stress Build-Up in Dental Cements," in *In Proceedings of the 16th International Conference on Optical Fibre Sensors*, Nara, Japan, 2003.
- [14] H. Ottevaere, M. Tabak, A. F. Fernandez , F. Berghmans and H. Thienpont, "Optical fiber sensors and their application in monitoring stress build-up in dental resin cements," *Proc. SPIE*, vol. 5952, pp. 204-216, 2005.
- [15] J. C. C. Silva, L. Carvalho, R. N. Nogueira, J. A. Simoes, J. L. Pinto and H. J. Kalinowski, "FBG applid in dynamic analysis of an implanted cadaveric mandible," *Proc. SPIE*, vol. 5502, pp. 226-229, 2004.

- [16] L. Carvalho, J. C. C. Silva, R. Nogueira, J. Pinto, H. Kalinowski and J. Simues, "Application of Bragg grating sensors in dental biomechanics," *J. Strain Anal. Eng. Design*, vol. 41, no. 6, pp. 411-416, 2006.
- [17] H. Kalinowski, J. Simoes, J. Pinto, L. Carvalho, R. Nogueira, J. Silva and M. Milczewski, "Probing Dental Biomechanics with Fibre Bragg Grating Sensors," in *In Proceedings of the 7th International Conference on Optoelectronics, Fiber Optics & Photonics*, Cochin, India, 2004.
- [18] L. A. Ferreira, F. M. Araujo, T. Mascarenhas, R. M. Natal Jorge and A. A. Fernandes, "Dynamic assessment of women pelvic floor function by using a fiber Bragg grating sensor system," in *In Proc. SPIE 6083, Optical fibers and Sensors for Diagnostics and Treatment Applications VI*, 2006.
- [19] M. P. DeLisa, Z. Zhang, M. Shiloach, S. Pilevar, C. C. Davis, J. S. Sirkis and W. E. Bentley, "Evanescent wave long-period fiber Bragg grating as an immobilized antibody biosensor," *Anal. Chem.*, vol. 72, no. 13, pp. 2895-2900, 2000.
- [20] D. G. M. Carville, "Fiber optics for the detection of clinical analytes," *IVD Technol.*, 2002.
- [21] C. Pennington, M. Jones, M. Evans, R. VanTassell and J. Averett, "Fiber-optic-based biosensors utilizing long period grating (LPG) technology," in *Proc. SPIE 4255, Clinical Diagnostic Systems*, 53, 2001.
- [22] G. Wehrle, P. Nohama, H. Kalinowski, P. I. Torres and L. C. G. Valente, "A fiber optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 12, no. 7, pp. 805-809, 2001.
- [23] T. Allsop, R. Bhamber, G. Lloyd, M. R. Miller, A. Dixon, D. J. Webb, J. D. A. Castanon and I. Bennion, "Respiratory function monitoring using a real-time three-dimensional fiber-optic shaping sensing scheme based upon fiber Bragg gratings," *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, no. 11, pp. 117001(1-10), 2012.

- [24] T. Allsop, K. Carroll, G. Lloyd and D. J. Webb, "Application of long-period-grating sensors to respiratory plethysmography," *J. Biomed. Opt.*, vol. 12, no. 6, pp. 064003 (1-13), 2007.
- [25] T. Allsop, T. Earthrowl-Gould, D. J. Webb and I. Bennion, "Embedded progressive-three-layered fiber longt-period gratings for respiratory monitoring," *J. Biomed. Opt.*, vol. 8, no. 3, pp. 552-558, 2003.
- [26] A. Grillet, D. Kinet, J. Witt, M. Schukar, K. Krebber, F. Pirotte and A. Depre, "Optical Fiber Sensors Embedded Into Medical Textiles for Healthcare Monitoring," *IEEE Sens. J.*, vol. 8, no. 7, pp. 1215-1222, 2008.
- [27] A. F. Silva, J. P. Carmo, P. M. Mendes and J. H. Correia, "Simultaneous cardiac and respiratory frequency measurement based on a single fiber Bragg grating sensor," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 22, no. 7, pp. 075801 (1-5), 2011.
- [28] L. Dziuda, F. W. Skibniewski, M. Krej and P. M. Baran, "Fiber Bragg grating-based sensor for monitoring respiration and heart activity during magnetic resonance imaging examinations," *J. Biomed. Opt.*, vol. 18, no. 5, pp. 057006 (1-14), 2013.
- [29] J. Witt, F. Narbonneau, M. Schukar, K. Krebber, J. De Jonckheere, M. Jeanne, D. Kinet, B. Paqut, A. Depre, L. T. D'Angelo, T. Thiel and R. Logier, "Medical Textiles With Embedded Fiber Optic Sensors for Monitoring of Respiratory Movement," *IEEE Sens. J.*, vol. 12, no. 1, pp. 246-254, 2012.
- [30] A. Van Brakel, P. L. Swart, A. A. Chtcherbakov and M. G. Shlyagin, "Blood pressure manometer using a twin Bragg grating Fabry-Perot interferometer," in *In Proc. SPIE 5634, Advanced Sensor Systems and Applications II*, 595, Beijing, 2005.

- [31] D. Gurkan, D. Starodubov and X. Yuan, "Monitoring of the heartbeat sounds using an optical fiber Bragg grating sensor," in *In Proc. 4th IEEE Conference Sensors*, , Irvine, CA, 2005.
- [32] A. Grillet, D. Kinet, J. Witt, M. Schukar, K. Krebber, F. Pirote and A. Depre, "Optical Fiber Sensors Embedded Into Medical Textiles for Healthcare Monitoring," *IEEE Sens. J.*, vol. 8, no. 7, pp. 1215-1221, 2008.
- [33] M. Kawamura, H. Ishizawa, S. Sato and S. Koyama, "Application to Vital Signs by Fiber Bragg Grating Sensing," in *In Proceedings of SICE Annual Conference* , Nagano, Japan, 2011.
- [34] A. T. Society, "Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD)," [Online]. Available: <http://www.thoracic.org/education/breathing-in-america/resources/chapter-5-chronic-obstructive-pulmonary-disease.pdf>.
- [35] W. H. Organization, "Chronic obstructive pulmonary disease (COPD)," [Online]. Available: <http://www.who.int/respiratory/copd/en/>.
- [36] S. Mehta and N. S. Hil, "Noninvasive Ventilation," *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 163, pp. 540-577, 2001.
- [37] S. Baudouin, S. Blumenthal, B. Cooper, C. Davidson, A. Davison, M. Elliott, W. Kinnear, R. Paton and A. Sawicka, "Non-invasive ventilation in acute respiratory failure," *Thorax*, vol. 57, pp. 192-211, 2002.
- [38] K. Konno and J. Mead, "Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing," *J. Appl. Physiol.*, vol. 22, no. 3, pp. 407-422, 1967.
- [39] E. h. network, "European Cardiovascular Disease Statistics," 2012. [Online]. Available: <http://www.ehnheart.org/cvd-statistics.html>.

- [40] F. C. Basilico, E. D. Folland, S. Karaffa, D. E. Tow and A. F. Parisi, "Non-invasive measurement of left ventricular function in coronary artery disease," *Br. Heart J.*, vol. 45, no. 4, pp. 369-375, 1981.
- [41] C. L. Garrard, A. M. Weissler and H. T. Dodge, "The Relationship of Alterations in Systolic Time Intervals to Ejection Fraction in Patients with Cardiac Disease," *Circulation*, vol. 42, no. 3, pp. 455-462, 1970.
- [42] A. M. Weissler, W. S. Harris and C. D. Schoenfeld, "Systolic Time Intervals in Heart Failure in Man," *Circulation*, vol. 37, no. 2, pp. 149-159, 1968.
- [43] J. C. Ghose, S. K. Mitra and M. K. Chhetri, "Systolic time intervals in the differential diagnosis of constrictive pericarditis and cardiomyopathy," *Brit. Heart J.*, vol. 38, no. 1, pp. 47-50, 1976.
- [44] P. Reant, M. Dijos, E. Donal, A. Mignot, P. Pitter, P. Bordachar, P. Dos Santos, C. Leclercq, R. Roudaut, G. Habib and S. Lafitte, "Systolic time intervals as simple echocardiographic parameters of left ventricular systolic performance: correlation with ejection fraction and longitudinal two-dimensional strain," *Eur. J. Echocardiogr.*, vol. 11, no. 10, pp. 834-844, 2010.
- [45] H.-M. Cheng, W.-C. Yu, S.-H. Sung, K.-L. Wang, S.-Y. Chuang and C.-H. Chen, "Usefulness of systolic time intervals in the identification of abnormal ventriculo-arterial coupling in stable heart failure patients," *Eur. J. Heart Fail.*, vol. 10, no. 12, pp. 1192-1200, 2008.
- [46] A. M. Weissler, R. S. Stack, C. C. Lee, B. P. Reddy and M. L. Taylor, "Left ventricular performance in coronary artery disease by systolic time intervals and echocardiography," *Trans. Am. Clin. Climatol. Assoc.*, vol. 87, pp. 36-47, 1976.
- [47] R. P. Lewis, S. E. Rittogers, W. F. Froester and H. Boudoulas, "A critical review of the systolic time intervals," *Circulation*, vol. 56, no. 2, pp. 146-158, 1977.

- [48] D. R. McConahay, C. M. Martin and M. D. Cheitlin, "Resting and Exercise Systolic Time Intervals: Correlations with Ventricular Performance in Patients with Coronary Artery Disease," *Circulation*, vol. 45, no. 3, pp. 592-601, 1972.
- [49] G. P. Agrawal, *Nonlinear Fiber Optics*, 3rd ed., Academic press, 1991.
- [50] A. Yariv and P. Yeh, *Photonics Optical electronics in modern communications*, 6th ed., Oxford University Press, 2007.
- [51] R. Kashyap, *Fiber Bragg Gratings*, 2nd ed., Academic Press, 2009.
- [52] T. Erdogan, "Cladding-mode resonances in short- and long- period fiber grating filters," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 14, no. 8, pp. 1760-1773, 1997.
- [53] T. Erdogan, "Fiber Grating Spectra," *J. lightwave technol.*, vol. 15, no. 8, pp. 1277-1294, 1997.
- [54] V. Bhatia and A. M. Vengsarkar, "Optical fibre long-period grating sensors," *Opt. Lett.*, vol. 21, pp. 692-694, 1996.
- [55] K. P. Chen, P. R. Herman, R. Tam and J. Zhang, "Rapid long-period grating formation in hydrogen loaded fibre with 157 nm F2 laser radiation," *Electron. Lett.*, vol. 36, no. 24, pp. 2000-2001, 2000.
- [56] B.-O. Guan, H.-Y. Tam, S.-L. Ho, S.-Y. Liu and X.-Y. Dong, "Growth of long-period gratings in H₂-loaded fibre after 193 nm UV inscription," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol. 12, no. 6, pp. 642-644, 2000.
- [57] J. Blows and D. Y. Tang, "Gratings written with tripled output of Q-switched Nd:YAG laser," *Electron. Lett.*, vol. 36, no. 22, pp. 1837-1839, 2000.
- [58] M. Fujumaki, Y. Ohki , J. L. Brebner / S. Roorda , „Fabrication of long-period optical fibre gratings by use of ion implantation,“ *Opt. Lett.*, t. 25, br. 2, pp. 88-90, 2000.

- [59] Y. Kondo , K. Nouchi, T. Mitsuyu, M. Watanabe , P. Kazansky and K. Hirao, "Fabrication of long-period fibre gratings by focused irradiation of infra-red femtosecond laser pulses," *Opt. Lett.*, vol. 24, no. 10, pp. 646-648, 1999.
- [60] D. D. Davis, T. K. Gaylord, E. N. Glytsis, S. G. Kosinski, S. C. Mettler and A. M. Vengsarkar, "Long-period fibre grating fabrication with focused CO2 laser beams," *Electron. Lett.*, vol. 34, no. 3, pp. 302-303, 1998.
- [61] L. Drozin, P.-Y. Fonjallaz and L. K. Stensland, "Long-period fibre gratings written by CO2 exposure of H2-loaded standard fibres," *Electron. Lett.*, vol. 36, no. 8, pp. 742-743, 2000.
- [62] E. M. Dianov, V. I. Karpov , M. V. Grekov, K. M. Golant, S. A. Vasiliev, O. I. Medvekov and R. R. Khrapko, "Thermo-induced long period fibre grating," in *IOOC-ECOC 1997 vol.2*, London, 1997.
- [63] G. Rego, O. Okhotnikov, E. Kianov and V. Sulimov, "High-temperature stability of long-period fibre gratings using an electric arc," *J. Lightwave Technol.*, vol. 19, no. 10, pp. 1574-1579, 2001.
- [64] P. Palai, M. N. Satyanarayan, M. Das, K. Thyagarajan and B. P. Pal, "Characterisation and simulation of long period gratings fabricated using electric discharge," *Opt. Commun.*, vol. 193, no. 1-6, pp. 181-185, 2001.
- [65] S. Savin, M. J. F. Digonnet, G. S. Kino and H. J. Shaw, "Tunable mechanically induced long-period fibre gratings," *Opt. Lett.*, vol. 25, no. 10, pp. 710-712, 2000.
- [66] Y. Jiang, Q. Li, C. H. Lin, E. Lyons, I. Tomov and H. P. Lee, "A novel strain-induced thermally tuned long-period fibre grating fabricated on a periodic corrugated silicon fixture," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol. 14, no. 7, pp. 941-943, 2002.

- [67] G. Kakarantzas, T. E. Dimmick, T. A. Birks, R. Le Roux and P. S. J. Russell, "Miniature all-fibre devices based on CO₂ microstructuring of tapered fibres," *Opt. Lett.*, vol. 26, no. 15, pp. 1137-1139, 2001.
- [68] C. D. Poole, H. M. Presby and J. P. Meester, "Two mode fibre spatial-mode converter using periodic core deformation," *Electron. Lett.*, vol. 30, no. 17, pp. 1437-1438, 1994.
- [69] C.-Y. Lin, G.-W. Chern and L.-A. Wang, "Periodical corrugated structure for forming sampled fibre Bragg grating and long-period fibre grating with tunable coupling strength," *J. Lightwave Technol.*, vol. 19, no. 8, pp. 1212-1220, 2001.
- [70] S. W. James and R. P. Tatam, "Optical fibre long-period grating sensors: characteristics and application," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 14, pp. R49-R61, 2003.
- [71] L. Zhang, Y. Liu, L. Everall, J. A. R. Williams and I. Bennion, "Design and realization of Long-Period Grating Devices in Conventional and High Birefringence Fibers and Their Novel Applications as Fiber-Optic Load Sensors," *IEEE J. Sel. Top. Quant.*, vol. 5, no. 5, pp. 1373-1378, 1999.
- [72] A. M. Vengsarkar, P. J. Lemaire, J. B. Judkins, V. Bhatia, T. Erdogan and J. E. Sipe, "Long-period fibre gratings as band rejection filters," *J. Lightwave Technol.*, vol. 14, no. 1, pp. 58-64, 1996.
- [73] H. J. Patrick, C. G. Askins, R. W. Mcelhanov and E. J. Friebele, "Amplitude mask patterned on an excimer laser mirror for high intensity writing of long period fibre gratings," *Electron. Lett.*, vol. 33, no. 13, pp. 1167-1168, 1997.
- [74] S. Y. Lu, H. Y. Tan and M. S. Demokan, "Low-cost microlens array for long-period grating fabrication," *Electron. Lett.*, vol. 35, no. 1, pp. 79-80, 1999.
- [75] X. Shu, L. Zhang and I. Bennion, "Sensitivity Characteristics of Long-Period Fiber Gratings," *J. Lightwave Technol.*, vol. 20, no. 2, pp. 255-266, 2002.

- [76] V. Bhatia, "Properties and sensing applications of long-period gratings," PhD Thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, Virginia, 1996.
- [77] M. Born and E. Wolf, "Principles of Optics," 7th ed., Cambridge University Press, 2001.
- [78] T. Allsop, L. Zhang and I. Bennion, "Detection of organic aromatic compounds in paraffin by long-period fiber grating optical sensor with optimized sensitivity," *Optical Communications*, vol. 191, pp. 181-190, 2001.
- [79] W. W. Lui, C. L. Xu, T. Hirono, K. Yokoyama and W.-P. Huang, "Full-Vectorial Wave Propagation in Semiconductor Optical Bending Waveguides and Equivalent Straight Waveguide Approximations," *J. Lightwave Technol.*, vol. 16, no. 5, pp. 910-914, 1998.
- [80] M. Heiblum and J. H. Harris, "Analysis of Curved Optical Waveguides by Conformal Transformation," *IEEE J. Quantum Elect.*, Vols. QE-11, no. 2, pp. 75-83, 1975.
- [81] U. L. Block, V. Dangui, M. J. F. Digonnet and M. M. Fejer, "Origin of Apparent Resonance Mode Splitting in Bent Long-Period Fiber Gratings," *J. Lightwave Technol.*, vol. 24, no. 2, pp. 1027-1034, 2006.
- [82] Y. Liu, L. Zhang, J. A. R. Williams and I. Bennion, "Bend sensing by measuring the resonance splitting of long-period fiber gratings," *Optics Communications*, vol. 193, pp. 69-72, 2001.
- [83] Y. Liu, L. Zhang, J. A. R. Williams and I. Bennion, "Optical Bend Sensor Based on Measurement of Resonance Mode Splitting of Long-Period Fiber Grating," *IEEE Photonic Tech. L.*, vol. 12, no. 5, pp. 531-533, 2000.

- [84] U. L. Block, V. Dangui, M. J. F. Digonnet and M. M. Fejer, "Source of apparent attenuation-notch splitting in long-period fiber grating bend sensors," in *Proc. SPIE 6004, Fiber Optic Sensor Technology and Applications IV*, 2005.
- [85] H. J. Patrick, C. C. Chang and S. T. Vohra, "Long period fibre gratings for structural bend sensing," *Electron Lett.*, vol. 34, no. 18, pp. 173-175, 1998.
- [86] H. J. Patrick, „Self-aligning, bipolar bend transducer based on long period grating written in eccentric core fibre,“ *Electron. Lett.*, t. 36, br. 21, pp. 1763-1764, 2000.
- [87] T. Allsop, D. J. Webb and I. Bennion, "A comparison of the sensing characteristics of long period gratings written in three different types of fiber," *Opt. Fiber Technol.*, vol. 9, no. 4, pp. 210-223, 2003.
- [88] T. D. P. Allsop, T. Earthrowl, R. Reeves, D. J. Webb and I. Bennion, "The interrogation and multiplexing of long period grating curvature sensors using a Bragg grating based, derivative spectroscopy technique," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 15, no. 1, pp. 44-48, 2004.
- [89] T. Allsop, T. Earthrowl, R. Revees, D. J. Webb, M. Miller, B. Jones and I. Bennion, "Application of long-period grating sensors to respiratory function monitoring," in *Proc. SPIE 5588, Smart Medical and Biomedical Sensor Technology II*, Bellingham, 2004.
- [90] V. Atanasoski, "Analiza fiber optičkih senzora na osnovi rešetki sa dugim periodom," Master teza, Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu, 2013.
- [91] B. J. Semmes, M. J. Tobin, J. V. Snyder and A. Grenvik, "Subjective and Objective Measurement of Tidal Volume in Critically Ill Patients," *Chest*, vol. 87, no. 5, pp. 577-579, 1985.

- [92] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekstrom and B. Hok, "Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, no. 4, pp. 377-383, 2003.
- [93] K. P. Cohen, W. M. Ladd, D. M. Beams, W. S. Sheers, R. G. Radwin, W. J. Tompkins and J. G. Webster, "Comparison of Impedance and Inductance Ventilation Sensors on Adults During Breathing, Motion, and Simulated Airway Obstruction," *IEEE T. Bio-Med. Eng.*, vol. 44, no. 7, pp. 555-566, 1997.
- [94] C. Davis, A. Mazzolini and D. Murphy, "A new fibre optic sensor for respiratory monitoring," *Austral. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 20, no. 4, pp. 214-219, 1997.
- [95] I. Eriksson, L. Berggren and S. Hallgren, "CO₂ Production and breathing pattern during invasive and non-invasive respiratory monitoring," *Acta Anaesthesiol. Scand.*, vol. 30, no. 6, pp. 438-443, 1986.
- [96] M. Bodenstein, M. David and K. Markstaller, "Principles of electrical impedance tomography and its clinical application," *Crit. Care Med.*, vol. 37, no. 2, pp. 713-724, 2009.
- [97] I. G. Bikker, S. Leonhardt, J. Bakker and D. Gommers, "Lung volume calculated from electrical impedance tomography in ICU patients at different PEEP levels," *Intensive Care Med.*, vol. 35, no. 8, pp. 1362-1367, 2009.
- [98] G. B. Drummond, A. F. Nimmo and R. A. Elton, "Thoracic impedance used for measuring chest wall movement in postoperative patients," *Brit. J. Anaesth.*, vol. 77, no. 3, pp. 327-332, 1996.
- [99] A. Aliverti, R. Dellaca, P. Pelosi, D. Chiumello, A. Pedotti and L. Gattinoni, "Optoelectronic Plethysmography in Intensive Care Patients," *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 161, no. 5, pp. 1546-1552, 2000.

- [100] A. de Groote, M. Wantier, G. Cheron, M. Estenne and M. Paiva, "Chest wall motion during tidal breathing," *J. Appl. Physiol.*, vol. 83, no. 5, pp. 1531-1537, 1997.
- [101] R. C. C. Barbosa, C. . R. F. de Carvalho and H. T. Moriya, "Respiratory inductive plethysmography: a comparative study between isovolume maneuver calibration and qualitative diagnostic calibration in healthy volunteers assessed in different positions," *J. Bras. Pneumol.*, vol. 38, no. 2, pp. 194-201, 2012.
- [102] E. Bar-Yishay, A. Putilov and S. Einav, "Automated, real-time calibration of the respiratory inductance plethysmograph and its application in newborn infants," *Physiol. Meas.*, vol. 24, no. 1, pp. 149-163, 2003.
- [103] R. Sartene, C. Dartus, J. L. Bernard, M. Matieu and M. D. Goldman, "Comparison of thoracoabdominal calibration methods in normal subjects," *J. Appl. Physiol.*, vol. 75, no. 5, pp. 2142-2150, 1993.
- [104] N. O. T. Stromberg, "Error analysis of natural breathing calibration method for respiratory inductive plethysmography," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 39, no. 3, pp. 310-314, 2001.
- [105] J. L. Werchowski, M. H. Sanders, J. P. Costantino, F. C. Sciruba and R. M. Rogers, "Inductance plethysmograph measurement of CPAP-induced changes in end-expiratory lung volume," *J. Appl. Physiol.*, vol. 68, no. 4, pp. 1732-1738, 1990.
- [106] J. R. Thompson, "Qualitative diagnostic calibration technique," *J. Appl. Physiol.*, vol. 87, pp. 869-870, 1999.
- [107] A. de Groot, M. Paiva and Y. Verbandt, "Mathematical assessment of qualitative diagnostic calibration for respiratory inductive plethysmography," *J. Appl. Physiol.*, vol. 90, no. 3, pp. 1025-1030, 2001.
- [108] P. Neumann, J. Zinserling, C. Haase, M. Sydow and H. Burchardi, "Evaluation of Respiratory Inductive Plethysmography in Controlled Ventilation: Measurement

- of Tidal Volume and PEEP-Induced Changes of End-Expiratory Lung Volume," *Chest*, vol. 113, no. 2, pp. 443-451, 1998.
- [109] P. Blankman and D. Gommers, "Lung monitoring at the bedside in mechanically ventilated patients," *Curr. Opin. Crit. Care*, vol. 18, no. 3, pp. 261-266, 2012.
- [110] J. F. Masa, A. Jimenez, J. Duran, F. Capote, C. Monasterio, M. Mayos, J. Teran, L. Hernandez, F. Barbe, A. Maimo, M. Rubio and J. M. Montserrat, "Alternative Methods of Titrating Continuous Positive Airway Pressure: A Large Multicenter Study," *Am. J Respir. Crit. Care Med.*, vol. 170, no. 11, pp. 1218-1224, 2004.
- [111] S. J. Cala, C. M. Kenyon, G. Ferrigno, P. Carnevalli, A. Aliverti, A. Pedotti, P. T. Macklem and D. F. Rochester, "Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis," *J. Appl. Physiol.*, vol. 81, no. 6, pp. 2680-2689, 1996.
- [112] S. Levine, D. Silage, D. Henson, J. Wang, J. Krieg, J. LaManca and S. Levy, "Use of a triaxial magnetometer for respiratory measurements," *J. Appl. Physiol.*, vol. 70, no. 5, pp. 2311-2321, 1991.
- [113] M. Ragnarsdottir and E. K. Kristinsdottir, "Breathing Movements and Breathing Patterns among Healthy Men and Women 20-69 Years of Age," *Respiration*, vol. 73, no. 1, pp. 48-54, 2006.
- [114] T. Meier, H. Luepschen, J. Karsten, T. Leibecke, M. Grossherr, H. Gehring and S. Leonhardt, "Assessment of regional lung recruitment and derecruitment during a PEEP trial based on electrical impedance tomography," *Intensive Care Med.*, vol. 34, no. 3, pp. 543-550, 2008.
- [115] M. D. Petrović, J. Petrović, A. Daničić, M. Vukčević, B. Bojović, L. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd and D. J. Webb, "Non-invasive respiratory monitoring using long-period fiber grating sensors," *Biomed. Opt. Express*, vol. 5, no. 4, pp. 1136-1144, 2014.

- [116] M. D. Petrović, J. Petrovic, G. Simić, I. Ilić, A. Daničić, M. Vukčević, B. Bojović, L. Hadžievski, T. Allsop and D. J. Webb, "A new method for respiratory-volume monitoring based on long-period fibre gratings," in *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2013*, Osaka, Japan, 2013.
- [117] J. Petrović, M. D. Petrović, A. Daničić, B. Bojović, L. Hadžievski, M. Vukčević, T. Allsop and D. J. Webb, "Fiber optički senzori krivine na bazi rešetki sa dugim periodom i njihova primena u pulmologiji," *Tehnika-Elektrotehnika*, vol. 63, no. 3, pp. 453-458, 2014.
- [118] D. M. Mitrović, S. D. Mazić and M. M. Petrović, *Osnovi fiziologije čoveka*, Beograd: Grafomark, 2000.
- [119] C. F. Clarenbach, O. Senn, T. Brack, M. Kohler and K. E. Bloch, "Monitoring of Ventilation During Exercise by a Portable Respiratory Inductive Plethysmograph," *Chest*, vol. 128, no. 3, pp. 1282-1290, 2005.
- [120] G. Ferrigno, P. Carnevali, A. Aliverti, F. Molteni, G. Beulcke and A. Pedotti, "Three-dimensional optical analysis of chest wall motion," *J. Appl. Physiol.*, vol. 77, no. 3, pp. 1224-1231, 1994.
- [121] N. Instruments, *LabVIEW Core 1 Course Manual*, Texas, USA: National Instruments Corporation, 2009.
- [122] D. G. Altman and J. M. Bland, "Measurement in Medicine: the Analysis of Method Comparison Studies," *Statistician*, vol. 32, no. 3, pp. 307-317, 1983.
- [123] V. von Tscherner, B. Eskofier and P. Federolf, "Removal of the electrocardiogram signal from surface EMG recordings using non-linearly scaled wavelets," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 21, no. 4, pp. 683-688, 2011.
- [124] J. Iriarte, E. Urrestarazu, M. Valencia, M. Alegre, A. Malanda, C. Viteri and J. Artieda, "Independent Component Analysis as a Tool to Eliminate Artifacts in

EEG: A Quantitative Study," *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 20, no. 4, pp. 249-257, 2003.

- [125] Wikipedia, "Ejection fraction," [Online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Ejection_fraction#cite_note-isbn0-7216-0187-1-6.
- [126] J. J. McMurray and M. A. Pfeffer, "Heart failure," *Lancet.*, vol. 365, no. 9474, pp. 1877-89, 2005.
- [127] L. N. Katz and H. S. Feil, "Clinical observations on the dynamics of ventricular systole;," *I. Auricular fibrillation. Arch Intern Med*, vol. 32, p. 672, 1923.
- [128] J. W. Hurst, *The Heart* 4th ed, New York: McGraw-Hill, 1978.
- [129] A. P. Avolio, M. Butlin and A. Walsh, "Arterial blood pressure measurement and pulse wave analysis - their role in enhancing cardiovascular assessment," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 1, pp. R1-R47, 2010.
- [130] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Medicinska fiziologija*, Beograd: Savremena administracija, 2003.
- [131] S. Stefanović, *Interna medicina*, Beograd - Zagreb: Medicinska knjiga, 1976.
- [132] A. K. Abbas and R. Bassam, *Phonocardiography Signal Processing*, Morgan&Claypool, 2009.
- [133] E. Braunwald, *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, New York: W. B. Saunders, 1980.
- [134] M. E. Tavel, *Clinical phonocardiography and external pulse recording*, Chicago: Year Book Medical, 1978.
- [135] E. Tafur, L. S. Cohen and H. D. Levine , "The Normal Apex Cardiogram: Its Temporal Relationship to Electrical, Acoustic, and Mechanical Cardiac Events," *Circulation*, vol. 30, no. 3, pp. 381-391, 1964.

- [136] M. E. Tavel, R. W. Campbell, H. Feigenbaum and E. F. Steinmetz, "The apex cardiogram and its relationship to hemodynamic events within the left heart," *Brit. Heart J.*, vol. 27, no. 6, pp. 829-839, 1965.
- [137] N. Coulshed and E. J. Epstein, "The apex cardiogram: Its normal features explained by those found in heart disease," *Brit. Heart J.*, vol. 25, no. 6, pp. 697-708, 1963.
- [138] Katedra interne medicine, *Interna medicina*, 5 izdanje, Beograd: Zavod za udžbenike, 2009.
- [139] D. P. Lyle, W. H. Bancroft, M. Tucker and E. E. Eddleman, "Slopes of the Carotid Pulse Wave in Normal Subjects, Aortic Valvular Diseases, and Hypertropic Subaortic Stenosis," *Circulation*, vol. 43, no. 3, pp. 374-381, 1971.
- [140] K. Matthys and P. Verdonck, "Development and modelling of arterial applanation tonometry: A review," *Technol. Health Care*, vol. 10, no. 1, pp. 65-76, 2002.
- [141] S. Laurent, J. Cockcroft, L. V. Bortel, P. Boutouyrie, C. Giannattasio, D. Hayoz, B. Pannier, C. Vlachopoulos, I. Wilkinson and H. Struijker-Boudier, "Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications," *Eur. Heart J.*, vol. 27, no. 21, pp. 2588-2605, 2006.
- [142] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 3, pp. R1-R39, 2007.
- [143] J. M. Meinders and A. P. G. Hoeks, "Simultaneous assessment of diameter and pressure waveforms in the carotid artery," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 30, no. 2, pp. 147-154, 2004.
- [144] M. Okada, "A digital filter for the QRS complex detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 26, no. 12, pp. 700-703, 1979.

- [145] M. L. Ahlstrom and W. J. Tompkins, "Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 30, no. 10, pp. 651-657, 1983.
- [146] J. Fraden and M. R. Neumann, "QRS wave detection," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 18, no. 2, pp. 125-132, 1980.
- [147] P. Morizet-Mahoudeaux, C. Moreau, D. Moreau and J. J. Quarante, "Simple microprocessor-based system for on-line ECG arrhythmia analysis," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 19, no. 4, pp. 497-501, 1981.
- [148] M. D. Petrović, A. Daničić, V. Atanasoski, S. Radosavljević, V. Prodanović, N. Miljković, J. Petrović, D. Petrović, B. Bojović, L. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd and D. J. Webb, "Fibre-grating sensors for the measurement of physiological pulsations," *Phys. Scr. T*, vol. T157, pp. 014022 (1-4), 2013.
- [149] M. F. O'Rourke, A. Pauca and X.-J. Jiang, "Pulse wave analysis," *Br. J. Clin. Pharmacol.*, vol. 51, no. 6, pp. 507-522, 2001.
- [150] L. Hadžievski, B. Bojović, V. Vukčević, P. Beličev, S. Pavlović, Z. Vasiljević-Pokrajčić and M. Ostojić, "A Novel Mobile Transtelephonic System With Synthesized 12-Lead ECG," *IEEE T. Inf. Technol. B*, vol. 8, no. 4, pp. 428-438, 2004.
- [151] N. Instruments, "NI USB-6008/6009 User Guide and Specifications," [Online]. Available: <http://www.ni.com/pdf/manuals/371303m.pdf>.
- [152] MikroPrinc, "Mikrofon kapisla elektret print," [Online]. Available: <http://www.mikroprinc.com/proizvodi/elektromehanicke-komponente/audio-komponente/mikrofoni/mikrofon-kapisla-elektret-print/index.php?keyword=mikrofon>.

- [153] "Electronic Stethoscope," Electronics lab, [Online]. Available: <http://www.electronics-lab.com/projects/science/003/>.
- [154] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Alogrithm," *IEEE T. Bio-Med. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.
- [155] C. Modak and P. K. Banerjee, "Studies of left ventricular functions by systolic time intervals on exposure to dry immersion," *Ind. J. Aerospace Med.*, vol. 48, no. 2, pp. 48-56, 2004.
- [156] A. M. Weissler, W. S. Harris and C. D. Schoenfeld, "Bedside technics for the evaluation of ventricular function in man," *Am. J. Cardiol.*, vol. 23, no. 4, pp. 577-583, 1969.
- [157] J. M. Johnson, W. Siegel and G. Blomqvist, "Characteristics of transducers used for recording the apexcardiogram," *J. Appl. Physiol.*, vol. 31, no. 5, pp. 796-800, 1971.
- [158] J. L. H. Willems, B. Deneff, H. Kesteloot and H. de Geest, "Comparability and reproducibility of apex cardiogram recorded with six different transducer systems," *Br. Heart J.*, vol. 41, no. 6, pp. 716-726, 1979.

Radovi

Objavljeni radovi u vezi sa rezultatima izloženim u tezi:

1. **M. D. Petrović**, J. Petrović, A. Daničić, M. Vukčević, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd, D. J. Webb, „Non-invasive respiratory monitoring using long-period fiber grating sensors,“ *Biomed. Opt. Express*, vol. 5, no. 4, pp 1136-1144, 2014
2. **M. D. Petrović**, A. Daničić, V. Atanasoski, S. Radosavljević, V. Prodanović, N. Miljković, B. Bojović, J. Petrović, D. Petrović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd and D. J. Webb, „Fibre-grating sensors for the measurement of physiological pulsation,“ *Phys. Scr.* vol. T157, pp. 014022 (1-4), 2013
3. **M. D. Petrović**, J. Petrovic, G. Simić, I. Ilić, A. Daničić, M. Vukčević, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop and D. J. Webb, "A new method for respiratory-volume monitoring based on long-period fibre gratings," in Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2013, Osaka, Japan, 2013
4. J. Petrović, **M. D. Petrović**, A. Daničić, B. Bojović, Lj. Hadžievski, M. Vukčević, T. Allsop and D. J. Webb, "Fiber optički senzori krivine na bazi rešetki sa dugim periodom i njihova primena u pulmologiji," *Tehnika-Elektrotehnika* vol. 63, no. 3, pp 453-458, 2014

Prijavljen patent:

1. B. Bojović, M. Vukčević, J. Petrović, **M. Petrović**, I. Ilić, A. Daničić, T. Allsop, Lj. Hadžievski, „Uređaj i postupak za praćenje zapremine vazduha u plućima i sinhronizaciju aktivacije u mehaničkoj ventilaciji merenjem lokalne zakrivljenosti površine torza,“ *patentna prijava registrovana u Zavodu za intelektualnu svojinu Republike Srbije pod brojem P2012/0373*

Prezentacija rezultata izloženih u tezi:

1. J. Petrović, N. Raičević, **M. Petrović**, Lj. Hadžievski, „Development of optical fibre-grating sensors for medical applications and evanescent field sensors of fluid concentration,“ *COST Action MP 1205 Advances in Optofluidics General Meeting*, Dublin (2014)
2. M. Vukčević, B. Bojović, **M. Petrović**, G. Simić, A. Daničić, J. Petrović, Lj. Hadžievski, „A non-invasive LPG (Long-Period Grating) fiber-optic sensing method for respiratory volume monitoring,“ *European Respiratory Society Annual Congress*, Barcelona, (2013)
3. M. Vukčević, B. Bojović, **M. Petrović**, G. Simić, A. Daničić, J. Petrović, Lj. Hadžievski, „An early non-invasive detection of the patient inspiratory effort for patient ventilator synchronization,“ *European Respiratory Society Annual Congress*, Barcelona, (2013)
4. **M. D. Petrović**, A. Daničić, V. Atanasoski, S. Radosavljević, V. Prodanović, N. Miljković, B. Bojović, J. Petrović, D. Petrović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, G. Lloyd, D. J. Webb, „Fibre-grating sensors for the measurement of physiological pulsations,“ *International Conference on Physics of Optical Materials and Devices*, Belgrade (2012)
5. **M. D. Petrović**, A. Daničić, J. Petrovic, M. Vukčević, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, D. J. Webb, „Neinvazivno kontinualno prećenje disajnih zapremina korišćenjem senzora na bazi rešetki sa dugim periodom,“ 7. radionica fotonike, Kopaonik (2014)
6. B. Bojović, V. Vukčević, **M. D. Petrović**, A. Daničić, J. Petrovic, Lj. Hadžievski, „Neinvazivno merenje kardiovaskularnih pulsacija korišćenjem senzora na bazi rešetki sa dugim periodom,“ 7. radionica fotonike, Kopaonik (2014)
7. **M. Petrović**, G. Simić, I. Ilić, A. Daničić, J. Petrovic, M. Vukčević, B. Bojović, Lj. Hadžievski, T. Allsop, D. J. Webb, „Nov metod za prećenje disajnih zapremina korišćenjem senzora na bazi rešetki sa dugim periodom“ 6. radionica fotonike, Kopaonik (2013)

8. **M. D. Petrović**, D. Petrović, A. Daničić, J. Petrović, Lj. Hadžievski,
„Uređaj za kalibraciju senzora u zakrivljenim optičkim vlaknima,“ 5.
radionica fotonike, Kopaonik (2012)

Biografija

Kandidat Marija Ivanović (devojačko Petrović) je rođena 26.01.1985. godine u Beogradu. Osnovnu školu i Treću beogradsku gimnaziju završila je u Beogradu, u kojima je proglašena za đaka generacije. Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu upisuje 2004. godine na smeru Fizička elektronika – Biomedicinski i ekološki inženjering, na kome diplomira 2008. godine na temi „Simulacija radiografskog snimanja“ sa prosečnom ocenom 9.64. Iste godine upisuje diplomatske akademske (master) studije na Biomedicinskom i ekološkom inženjeringu koje završava 2009. godine sa prosečnom ocenom 9.83 odbranom master rada pod nazivom „Određivanje atomskog sastava tkiva na osnovu CT brojeva“. Od 2010. godine zaposlena je kao istraživač pripravnik u Laboratoriji za atomsku fiziku – Grupa za nelinearnu optiku Instituta za nuklearne nauke „Vinča“, Univerziteta u Beogradu, gde je 2011. godine unapređena u zvanje istraživača saradnika. Kandidat Marija Ivanović je učestvovala na dva naučna projekta finansirana od strane Ministarstva za nauku i zaštitu životne sredine Republike Srbije. U toku svoje naučne karijere objavila je 2 rada u vrhunskim međunarodnim časopisima [M21], dva rada u istaknutim međunarodnim časopisima [M22] i jedan rad u časopisu od nacionalnog značaja [M52]. Rezultati rada kandidata Marije Ivanović prezentovani su 7 puta na međunarodnim konferencijama i 8 puta na domaćim konferencijama. Pored toga, kandidat je i jedan od autora patentne prijave registrovane u Zavodu za intelektualnu svojinu Republike Srbije.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а Марија Ивановић

број индекса 01/09

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Уређај за мерење кардиоваскуларних и респираторних

пулсација на бази решетке у оптичким влакнима

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, 10.07.2014.


Марија Ивановић

Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Марија Ивановић

Број индекса 01/09

Студијски програм Биомедицински инжењеринг и технологија

Наслов рада Уређај за мерење кардиоваскуларних и респираторних
пулсација на бази решетки у оптичким влакнима

Ментор проф. Др Дејан Поповић, др Јована Петровић

Потписани/а Марија Ивановић

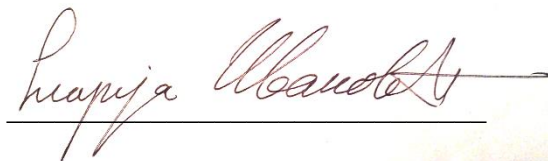
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, 10.07.2014



Марија Ивановић

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Уређај за мерење кардиоваскуларних и респираторних

пулсација на бази решетке у оптичким влакнима

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, _____10.07.2014._____



Marija Ivanova

1. Ауторство - Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. Ауторство – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.