

UNIVERZITET U BEOGRADU

MAŠINSKI FAKULTET

Dragomir M. Stamenković

ISTRAŽIVANJE I RAZVOJ
GASPROPUSNIH NANOFOTONSKIH
KONTAKTNIH SOČIVA NA BAZI
POLIMETILAKRILATA I FULLERENA

DOKTORSKA DISERTACIJA

Beograd, 2012

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

Dragomir M. Stamenković

RESEARCH AND DEVELOPMENT OF GAS
PERMEABLE NANOPHOTONIC CONTACT
LENSES BASED ON
POLYMETHYLACRYLATE AND
FULLERENE

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2012

Komisija za pregled i odbranu:

Mentor : Prof. dr Đuro Koruga, Redovni profesor
Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu

Članovi komisije: Prof. dr Aleksandra Vasić, Vanredni profesor
Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu

Doc. dr Božica Bojović, Docent
Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu

Prof. dr Branko Stankov, Redovni profesor
FASPER Univerziteta u Beogradu

Doc. dr Vesna Jakšić, Docent
Medicinski fakultet Univerziteta u Prištini,
Kosovska Mitrovica

Datum odbrane : 18.06.2012.

ISTRAŽIVANJE I RAZVOJ GASPROPUSNIH NANOFOTONSKIH KONTAKTNIH SOČIVA NA BAZI POLIMETILAKRILATA I FULERENA

Rezime: Predmet ove disertacije je istraživanje, razvoj i karakterizacija nove vrste materijala za proizvodnju gaspropusnih (RGP) kontaktnih sočiva na bazi modifikovanog polimetilakrilata (PMA) i adiranih fulerena, tj. njihovih modifikovanih formi polimetilmetakrilata (PMMA), fullerola i metforminom hidrogenizovanih fulerena. Na osnovu uočenih problema u primeni kontaktnih sočiva u kliničkoj praksi pristupilo se istraživanju i razvoju nove vrste materijala za proizvodnju gaspropusnih kontaktnih sočiva, vodeći računa o zahtevima koje moraju da ispune medicinska pomagala za korekciju vida. Uspešno je obavljena polimerizacija i na bazi osnovnog klasičnog gaspropusnog materijala Soleko SP40TM, uključivanjem čestica fulerena u njegovu polimernu strukturu, proizvedeni su uzorci novih nanofotonskih materijala: SP40+C₆₀, SP40+C₆₀(OH)₂₄ i SP40+C₆₀(OH)₁₂(OC₄N₅H₁₀)₁₂. Proizvodnja nanofotonskih kontaktnih sočiva od novodobijenih materijala obavljena je metodom rezanja na troosnom toričnom CNC strugu novije generacije. Za karakterizaciju materijala i gotovih kontaktnih sočiva korišćene su nanotehnološke metode: mikroskopija atomskih sila (AFM), mikroskopija magnetnih sila (MFM), opto-magnetna spektroskopija (OMS), kao i UV-VIS, NIR i FTIR spektroskopija. Ispitivanja su pokazala da su optičke i mehaničke karakteristike nanofotonskih materijala kao što su: indeks prelamanja, propustljivost za kiseonik i tvrdoća, zadovoljavajuće, a da su značajno poboljšane osobine: transmitivnost talasnih dužina vidljivog spektra u skladu sa spektralnom efikasnošću oka, zaštita od ultraljubičastog zračenja, kvašljivost i kvalitet obrađenih površina. Preliminarna ispitivanja biokompatibilnosti pokazuju da nanofotonski materijali nisu citotoksični. Dobijeni rezultati su praktično primenljivi i na osnovu njih je moguć razvoj nove generacije materijala za gaspropusna i ostala kontaktna sočiva.

Ključne reči: kontaktna sočiva, gaspropusni (RGP) materijali, fulereni, nanofotonski materijali, mikroskopija atomskih sila, mikroskopija magnetnih sila, opto-magnetna spektroskopija, biokompatibilnost.

Naučna oblast : Mašinstvo

Uža naučna oblast : Biomedicinsko inženjerstvo.

UDK Br. 621 : 604 (043.3)

RESEARCH AND DEVELOPMENT OF GAS PERMEABLE NANOPHOTONIC CONTACT LENSES BASED ON POLYMETHYLACRYLATE AND FULLERENE

Summary: The aim of the dissertation is to investigate, develop and characterize new material for production of rigid gas permeable (RGP) contact lenses. The new RGP material is based on adding fullerenes to modify poly-methylacrylate (PMA), i.e. it's modified forms: poly-methyl-methacrylate (PMMA), fullerene hydroxylate and fullerene metformin hydroxylate. The development and investigation of new materials for RGP contact lens production was done based on the existing problems in the everyday medical application of contact lenses. In doing this, all the administrative requirements for the usage of optical vision correction medical devices were fulfilled. Oxidative polymerization of classical RGP material, Soleko SP40TM was successfully carried out with the addition of fullerene particles in its polymeric structure. This is how a new "nano-photonic" material has been produced: SP40+C₆₀, SP40+C₆₀(OH)₂₄ i SP40+C₆₀(OH)₁₂(OC₄N₅H₁₀)₁₂. Production of nano-photonic contact lenses out of newly synthesized material was carried out using lathe cut method on a new generation toric 3-axes CNC lathe. For the purposes of RGP material and contact lens characterization, nano-technology methods were used (Atomic Force Microscopy (AFM), Magnetic Force Microscopy (MFM), Optomagnetic Spectroscopy (OMS)), as well as spectroscopy methods (UV-VIS, NIR and FTIR). The results of the investigation have shown that the optical and mechanical properties of the new RGP nano-photonic material such as: refractive index, oxygen permeability and modulus of elasticity are similar to the classical RGP material, while some other, such as: visible light transmittance, UV block, wettability and the lathe cut surface quality, are significantly improved. Preliminary tests suggest that newly developed RGP nano-photonic RGP material is biocompatible. The facts gotten from the investigation can be applied in future investigation in this field and there is a clear possibility that these can be used for the purposes of developing a new generation of materials for rigid gas permeable and other contact lenses.

Keywords : contact lenses, gas permeable (RGP) materials, fullerenes, nanophotonic materials, atomic force microscopy, magnetic force microscopy, opto-magnetic spectroscopy, biocompatibility.

Scientific field : Mechanical Engineering - Biomedical Engineering.

UDK N° 621 : 604 (043.3)

Moto

Zemlja!

Sagledajmo našu planetu u drugačijoj razmeri, u milijarditom delu metra- nanometru.

Razdaljina između Meseca i Zemlje, mereno milijardama metara - to znači jedan dan putovanja. Razdaljina između metra i milijarditog dela metra - to je približno isti put, ali traje svega nekoliko sekundi.

Sada se spuštamo duboko u svet nanonauke, sve do dimenzija jednog atoma. Da bi smo razumeli nanorevoluciju današnjice, moramo prvo da uronimo u to more atoma- novi pejzaži, novi doživljaji. Taj svet nas okružuje sa svih strana, u svakom trenutku.

''Nano O the next Dimension'' BBC

Nanotehnologija je rad u malim razmerama. Može to da bude hemija, fizika ili biologija. Može da se primeni na materijale, medicinu itd. Ne smeta ako idemo još dalje. Zato krenimo !

Pa zašto onda ne i na kontaktna sočiva ?

SKRAĆENICE

CL - eng. *Contact lens* - Kontaktno sočivo

IOL – eng. *Intraocular lens* – Intraokularno sočivo

RGP – eng. *Rigid Gas Permeable* – Tvrda gaspropusna kontaktna sočiva

MMA – eng. *Methylmethacrylate* - Metilmetakrilat

PMMA – eng. *Polymethylmethacrylate* - Polimetilmetakrilat

HEMA – eng. *Hydroxyethylmethacrylate* - Hidroksietilmetakrilat

Dk – eng. *Permeability to Oxygen* – Propustljivost za kiseonik

Dk/t – eng. *Oxygen Transmissibility* – Transmisivnost kiseonika

UV – eng. *Ultraviolet* – Ultraljubičasto zračenje elektromagnetnog spektra

IC – eng. *Infrared* – Infracrveno zračenje elektromagnetnog spektra

NIR – eng. *Near-infrared* – Blisko infracrveno zračenje

UV-Vis-NIR - eng. *UltraViolet-Visible-Near In-fraRed* - Opseg elektromagnetnog zračenja koji pokriva ultraljubičastu svetlost, vidljivu svetlost i deo opsega infracrvene svetlosti

FTIR – eng. *Fourier transform infrared spectroscopy* – Spektrometar sa infracrvenom Furijeovom transformacijom

AFM – eng. *Atomic Force Microscopy* – Mikroskopija atomskih sila

MFM – eng. *Magnetic Force Microscopy* – Mikroskopija magnetnih sila

SPM – eng. *Scanning probe microscopy* - Skenirajuća sondna mikroskopija

CTM – eng. *Scanning tunneling microscope* – Skenirajući tunelski mikroskop

OMS – eng. *Opto-magnetic spectroscopy* – Opto-magnetna spektroskopija

RPE – eng. *Retinal Pigment Epitelijum* – Retinalni pigmentni epitelijum

CNC – eng. *Computer Numerical Control* – Kompjuterski kontrolisan (vođen) strug

RGB – eng – (*Red-Green-Blue*) – Sistem boja (crvena-zelena-plava)

OCT – eng - *Optical coherence tomography* – Optička koherentna tomografija

FDA – eng. *Food and Drug Administration* – (Administracija za hranu i lekove) – Agencija Ministarstva za zdravstvene i ljudske usluge SAD.

ISO - eng. – *International Organization for Standardization* - Međunarodna organizacija za standardizaciju

Kantilever – eng. *Cantilever* – sonda, nanokonzolni senzor

Mod – eng. *Mode* – režim

In vivo - Latinski izraz doslovnog značenja “unutar živećeg organizma”, koji označava uslove izvođenja postupka nad celim živećim organizmom (nasuprot upotrebe samo dela organizma ili neživećeg organizma).

In vitro - Latinski izraz doslovnog značenja “u staklu” koji označava izvođenje postupka u veštačkom okruženju, izvan živog organizma, u kontrolisanom laboratorijskom okruženju.

ppb – eng. *Parts per billion* - Delova po bilionu (10^{-9})

Sadržaj

1. UVOD.....	1
1.1. Predgovor.....	1
1.2. Funkcija i značaj vida za čoveka i ostale biološke sisteme	5
1.3. Ljudsko oko: organ čula vida.....	7
1.4. Vrste i uzroci poremećaja vida	11
1.5. Kratka istorija pomagala za korekciju vida	12
2. PREDMET ISTRAŽIVANJA	15
2.1. Anatomija i fiziologija ljudskog oka	15
2.2. Emetropno oko - refrakcione anomalije i njihova korekcija	21
2.2.1. Emetropno oko	21
2.2.2. Ametropno oko – refrakcione anomalije.....	22
2.3. Istorijat razvoja, proizvodnje i primene kontaktnih sočiva.....	23
2.4. Vrste kontaktnih sočiva i njihove osobine	25
2.4.1. Tvrda (PMMA) kontaktna sočiva	25
2.4.2. Gaspropusna (RGP) kontaktna sočiva.....	26
2.4.3. Meka kontaktna sočiva.....	27
2.4.4. Silikon-hidrogel (Si-Hy) kontaktna sočiva	29
3. UOČAVANJE PROBLEMA I CILJEVI ISTRAŽIVANJA	30
3.1. Uočavanje problema senzitivnosti oka za određene talasne dužine	30
3.1.1. Elektromagnetni spektar zračenja	30
3.1.2. Dvojna priroda svetlosti	32
3.1.3. Osvetljenje i oko.....	33
3.1.4. Spektralna transmitivnost oka.....	36

3.1.5. Oko - apsorpcija svetlosti.....	39
3.1.6. Fototoksičnost svetla na mrežnjači	41
3.1.7. Kontaktna sočiva i zaštita od UV zračenja.....	45
3.2. Transmisija svetlosti kroz kontaktno sočivo.....	47
3.3. Biokompatibilnost materijala za kontaktna sočiva	49
3.3.1. Biokompatibilnost nanomaterijala	50
3.3.2. Biokompatibilnost fulerena.....	51
3.4. Ciljevi istraživanja	54
4. MATERIJAL.....	56
4.1. Materijali za izradu kontaktnih sočiva - svojstva i postupak dobijanja.....	56
4.1.1. Propustljivost za kiseonik	58
4.1.2. Sadržaj vode.....	61
4.1.3. Kvašljivost – ugao vlaženja.....	62
4.1.4. Postupak dobijanja materijala za gaspropusna kontaktna sočiva.....	63
4.2. Dobijanje nanofotonskih materijala.....	66
4.2.1. Fulereni.....	66
4.2.2. Fulereni i polimeri.....	68
4.3. Pregled dosadašnjih istraživanja.....	72
5. SADRŽAJ, METODE I TEHNIKE ISTRAŽIVANJA.....	76
5.1. AFM / MFM	76
5.1.1. Mikroskopija atomskih sila (AFM).....	77
5.1.2. Mikroskopija magnetnih sila (MFM).....	83
5.2. Opto - magnetna spektroskopija (OMS).....	84
5.3. Spektroskopija: UV–VIS , NIR , FTIR.....	89
5.4. Metode merenja optičke snage.....	91
5.5. Metode merenja optičkih aberacija.....	93

5.6. Optička i fizičko – hemijska svojstva materijala	97
5.7. Mašinska obrada kontaktnih sočiva rezanjem	98
6. REZULTATI I DISKUSIJA.....	103
6.1. Svojstva nanofotonskih materijala za kontaktna sočiva	103
6.1.1. Rezidualni monomeri	103
6.1.2. Indeks prelamanja	106
6.1.3. Propustljivost za kiseonik (Dk).....	108
6.1.4. Ugao vlaženja.....	109
6.1.5. Tvrdća.....	110
6.1.6. Transmisija.....	111
6.2. Karakterizacija površina nanofotonskih kontaktnih sočiva	125
6.2.1. Topografija i gradijent magnetnog polja.....	127
6.2.2. Opto-magnetna spektroskopija.....	139
6.3. Optička snaga i kvalitet lika nanofotonskih kontaktnih sočiva	142
6.3.1. Optička snaga	144
6.3.2. Optičke aberacije.....	149
6.4. Preliminarna ispitivanja biokompatibilnosti nanofotonskih kontaktnih sočiva.....	154
6.4.1. Uticaj nanofotonskih sočiva na biološke tečnosti	154
6.4.2. Ispitivanje citotoksičnosti.....	157
Diskusija.....	159
7. ZAKLJUČAK.....	161
Literatura	166
Prilozi	171
Biografija.....	191
Izjave	192

1. UVOD

1.1. Predgovor

Predmet ove doktorske disertacije je istraživanje i razvoj nove vrste materijala za izradu gaspropusnih kontaktnih sočiva na bazi polimetilakrilata i fullerena, odnosno njihovih modifikovanih formi polimetilmetakrilata, fullerola i metforminom hidrogenizovanih fullerena.

Čulo vida je deo nervnog sistema koji omogućava živim organizmima da vide. Organ čula vida je oko i ukoliko ne postoji ozbiljnije oštećenje prijemnika slike - fotoreceptora, pruža nam preko 80% informacija iz spoljašnje sredine [1]. Proces viđenja ili vizuelne percepcije sastoji se od više hemijskih i bioelektričnih procesa, kojima se prikupljene informacije obrađuju u centru za vid koji se nalazi u potiljačnom delu ljudskog mozga.

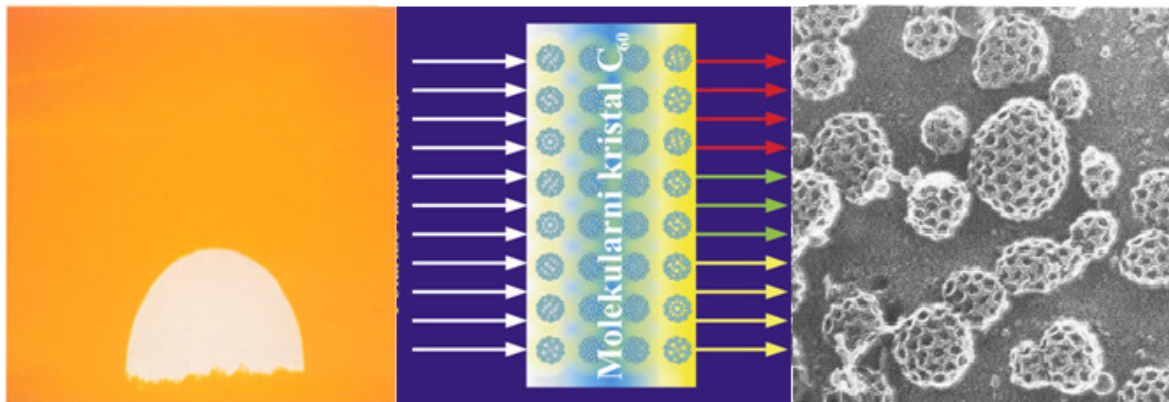
Refrakcione anomalije oka kao što su: kratkovidost, dalekovidost, astigmatizam i prezbiopija, naščešće se koriguju optičkim pomagalicama – naočarima ili kontaktnim sočivima. Kontaktna sočiva su medicinska pomagala izrađena u obliku: konvergentnog, divergentnog ili toričnog (sfero-cilindričnog) optičkog sočiva, od optičke plastike na bazi polimera, koja se stavljaju na rožnjaču oka i time obezbeđuje refrakcija svetlosnih zraka kojom se koriguje odgovarajuća refrakciona anomalija.

Iako prve ideje datiraju još iz XV veka, istorija primene kontaktnih sočiva započinje tek sredinom XIX veka i sve vreme je praćena stalnim napretkom tehnoloških postupaka proizvodnje, razvojem različitih tipova kontaktnih sočiva, a naročito razvojem materijala za njihovu proizvodnju. Od prvih ideja (Leonardo Da Vinči), preko prvih kontaktnih sočiva od optičkog stakla, vrlo brzo se pokazalo da su optičke plastike (polimeri) najbolje rešenje za proizvodnju kontaktnih sočiva. Brojna su istraživanja koja za cilj imaju razvoj i unapređenje karakteristika materijala za kontaktna sočiva, a sve sa ciljem postizanja što kvalitetnije korekcije vida, veće udobnosti nošenja, obezbeđivanja dovoljne količine kiseonika za rožnjaču i sve manje medicinskih komplikacija pri nošenju kontaktnih sočiva.

Istraživanja u ovom doktorskom radu pripadaju naučnom području biomedicinskog inženjerstva, a u užem smislu tretiraju problematiku primene nanomaterijala (fulerena) u dobijanju novih vrsta biokompatibilnih materijala za proizvodnju kontaktnih sočiva.

Početak XXI veka nesumljivo je obeležen i razvojem biomedicinskih istraživanja, gde se združuju napori lekara, biologa, genetičara i biohemičara, s jedne strane i biofizičara i inženjera, s druge strane – sa ciljem dubljeg razumevanja zdravlja i bolesti i primene ovih saznanja u biomedicinskoj praksi, tako važnoj u svakodnevnom životu ljudi. [2]

Polazna ideja za istraživanja koja su prezentovana u ovom radu baziraju se na prijavljenom US patentu br. 2008/0286453 A1, prof. dr Đure Koruge, mentora ove disertacije [3]. U ovom pronalasku je dato rešenje svetlosnog filtera za konvertovanje difuzne svetlosti u harmonizovanu svetlost, sa prozirnim substratom od stakla ili plastike i tankim slojem fullerena na substratu, debljine od 10 do 500nm (slika 1.1.).



Slika 1.1. Harmonizovanje difuzne (sunčeve) svetlosti (preuzeto iz [3])

U patentu je opisan sledeći eksperiment: na plan-paralelnu ploču od stakla; debljine 1,1 mm; indeksa prelamanja 1,52; optičke transparentnost od 92% u opsegu talasnih dužina 380-2500nm, nanet je tanki film fullerena C_{60} , tehnikom napanavanja u vakumu. Prolaskom difuzne svetlosti kroz pripremljenu ploču dolazi do njene modifikacije, koja dovodi do harmonizacije energetske stanja fotona na bazi vrednosti ikosaedarske simetrijske grupe. Par tako dobijenih filtera za harmonizaciju fotona upotrebljen je za pravljenje „nanofotonskih“ naočara.

Eksperiment se sastojao u tome da su oči pacijenata prvo izlagane, u periodu od 10 min, sunčevoj difuznoj svetlosti, a potom, takođe u trajanju od 10 min, harmonizovanoj svetlosti, uz pomoć nanofotonskih naočara. Napravljeno je 12 merenja EEG signala

mozga, pre i posle izloženosti očiju difuznoj i harmonizovanoj svetlosti. Eksperiment je pokazao različit EEG odziv u ova dva slučaja, a pacijenti su prijavili da su se subjektivno osećali bolje i opuštenije posle nošenja nanofotonskih naočara. Eksperiment je vođen po standardnoj kliničkoj proceduri Medicinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu i Vojno-medicinske akademije u Beogradu.

Rezultati ovih eksperimenata su inicirali ideju o istraživanju i razvoju nanofotonskih materijala za kontaktna sočiva. Polazeći od činjenice da bi naparavanje tankih slojeva fulerena na standardna kontaktna sočiva bio složen proces, došlo se na ideju da se nanomaterijali (fulereni i njihove modifikacije) uključe u strukturu polimera, kao baznog materijala za proizvodnju gaspropusnih kontaktnih sočiva. Ova ideja je imala nekoliko značajnih uporišta:

- Za razliku od standardne tehnologije proizvodnje komercijalnih sočiva za naočare, gde je tehnologija naparavanja slojeva (antirefleksnih i filter slojeva) procedura koja se sprovodi u gotovo svim proizvodnim laboratorijama, za kontaktna sočiva ne postoji adekvatna tehnologija i odgovarajuća oprema. To bi značilo da bi istu trebalo razvijati za potrebe ovog rada.
- Poznato je da su tanki slojevi, naneti naparavanjem na optičke materijale, podložni uticaju spoljne sredine i da je moguće njihovo potpuno ili delimično skidanje sa materijala (ljuštenje). Sa stanovišta upotrebe kontaktnog sočiva to bi bio problem i neprihvatljiv rizik. Dopiranjem fulerena u strukturu materijala rizik je otklonjen.
- Dobijanjem nanofotonskog materijala kao sirovine, a ne kao gotovog proizvoda (sočiva), pruža se prilika za brojna i neophodna istraživanja i karakterizaciju samog materijala pre bilo kakvih kliničkih *in vivo* istraživanja. Kako se radi o materijalima koji moraju da zadovolje uslov biokompatibilnosti, ovo je veoma značajno.

Na Mašinskom fakultetu u Beogradu, u okviru Nanolab-a, na modulu za Biomedicinsko inženjerstvo, pod rukovodstvom prof. dr Đure Koruge, formiran je radni tim koji je razradio ovu ideju. U tim su uključeni stručnjaci različitog profila : inženjeri, inženjeri tehnologije, lekari specijalisti – oftalmolozi. Ministarstvo prosvete i nauke Republike Srbije odobrilo je 2011. godine, Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, koordinaciju četvorogodišnjeg Projekta br. III 45009, na temu "Funkcionalizacija nanomaterijala za dobijanje nove vrste kontaktnih sočiva i ranu detekciju dijabetesa", čime su započeta istraživanja na ovu temu. Kao što naziv projekta govori, ideja razvoja nanofotonskih

materijala prevazilazi okvire oftalmologije i osmišljen je plan njenog proširenja i na druge oblasti medicine.

Kako u Republici Srbiji nema proizvođača materijala za kontaktna sočiva, u projekat se, na inicijativu kandidata ove doktorske disertacije, uključila italijanska kompanija SOLEKO™, kao jedan od vodećih svetskih proizvođača materijala za kontaktna sočiva. Zahvaljujući saradnji sa njima, uspešno je obavljen početni, a možda i najvažniji korak ovog projekta – postupkom polimerizacije proizvedeni su prvi nanofotonski materijali za proizvodnju gaspropusnih kontaktnih sočiva i započeta su ispitivanja njihovih optičkih, mehaničkih, fizičko-hemijskih i ostalih karakteristika. To je upravo tema istraživanja ove doktorske disertacije u kojoj je kandidat sa mentorom aktivno učestvovao, a pomagali su i ostali članovi istraživačkog tima projekta, pa ova disertacija predstavlja sastavni deo postignutih rezultata istraživanja prve godine rada na projektu.

Značaj ovog istraživanja je i u činjenici da su u njega uključeni i mladi istraživači – diplomci, pa je u toku školske 2010/2011 godine, u saradnji sa kandidatom ove disertacije i pod rukovodstvom mentora, urađeno i odbranjeno nekoliko diplomskih (M.Sc.) radova, čiji su rezultati predstavljeni (citirani) i čine sastavni deo ove doktorske disertacije. Takođe, u periodu istraživanja, pojedinačni i preliminarni rezultati su predstavljeni na nekoliko značajnih domaćih i inostranih skupova iz oblasti materijala i nanotehnologija i publikovani su u vidu apstrakata ili u celini.

Dobijeni i predstavljeni rezultati ovog rada predstavljaju osnov za dalje istraživačke zadatke i ciljeve koji su projektom postavljeni. Uspešna saradnja sa kompanijom SOLEKO se nastavlja i već su proizvedeni prvi uzorci hidrofilnih nanofotonskih materijala, što otvara mogućnost daljih istraživanja u domenu mekih kontaktnih sočiva. U nastavku saradnje se planira i početak istraživanja moguće proizvodnje nanofotonskih materijala za intraokularna sočiva (IOL).

Doktorska disertacija je podeljena u sedam osnovnih poglavlja:

- 1.** U *Uvodu* disertacije obrađene su teme: funkcija i značaj vida za čoveka i ostale biološke sisteme; ljudsko oko – organ čula vida; vrste i uzroci poremećaja vida, a data je i kratka istorija pomagala za korekciju vida.
- 2.** U poglavlju *Predmet istraživanja* ukratko su predstavljene sledeće teme: anatomija i fiziologija ljudskog oka; emetropno oko - refrakcione anomalije i njihova korekcija;

istorijat razvoja, proizvodnje i primene kontaktnih sočiva i osnovne vrste kontaktnih sočiva i njihove osobine.

3. U poglavlju *Uočavanje problema i ciljevi istraživanja* obrađene su teme koje obuhvataju: problem senzitivnosti oka za određene talasne dužine; transmisiju svetlosti kroz kontaktno sočivo i kontaktna sočiva i zaštita od UV zračenja. Uočen je glavni problem - odnos senzitivnosti oka i kontaktnog sočiva, koji treba rešiti razvojem nanofotonskih materijala za novu vrstu kontaktnih sočiva. Na osnovu uočenih problema definisani su ciljevi istraživanja.

4. U poglavlju *Materijal* predstavljene su osobine i postupak dobijanja standardnih i nanofotonskih materijala za izradu kontaktnih sočiva, a dat je i pregled dosadašnjih istraživanja.

5. U poglavlju *Sadržaj, metode i tehnike istraživanja* dat je prikaz opreme i objašnjene su metode i postupak karakterizacije kontaktnih sočiva i materijala za njihovu proizvodnju (osnovnog i nanofotonskih): spektroskopija (UV-VIS, NIR), mikroskopija atomskih sila (AFM/MFM) i opto-magnetne spektroskopije (OMS). Predstavljena je oprema i postupak obavljenih merenja optičkih i hemijsko-fizičkih karakteristika materijala. Opisan je i metod po kome su urađena preliminarna ispitivanja biokompatibilnosti nanofotonskih materijala.

6. U poglavlju *Rezultati i diskusija* prezentovani su kompletni rezultati laboratorijskih merenja i to: osobina (optičkih, hemijsko-fizičkih i dr.) nanofotonskih materijala za kontaktna sočiva, karakterizacije površina nanofotonskih kontaktnih sočiva, optičke snage i kvaliteta lika i preliminarnih ispitivanja biokompatibilnosti nanofotonskih kontaktnih sočiva.

7. U poglavlju *Zaključak* dati su glavni rezultati istraživanja dobijeni u toku rada i donet zaključak o nivou ostvarenih ciljeva postavljenih na početku istraživanja, kao i naučnom doprinosu rezultata tih istraživanja.

1.2. Funkcija i značaj vida za čoveka i ostale biološke sisteme

Još je nemački filozof Šopenhauer rekao „Vid nije sve ili šta je sve bez vida“. [4]

Čula su ta koja svim biološkim sistemima daju osnovne informacije neophodne za život. Život svih jedinki postaje težak ako se izgubi ili naruši funkcija bilo kog čula. Prvenstveno

zato što osećaji, obaveštenja koja čula šalju mozgu odnosno svesti, čuvaju jedinku od opasnosti, obavestavaju je o spoljnoj sredini i stanju sopstvenog organizma. Ovo važi za čoveka, ali i sva druga živa bića. Možda je najveća razlika među njima u tome što čoveku čula omogućavaju da preko njih može i da uživa u muzici, mirisima, lepoti prirode i bojama slika itd.

Oko je naziv za organ čula vida višćelijskih životinja. Posmatrajući evoluciju, prve „oči“ predstavljaju, u stvari, molekulske agregacije fotoreceptora u jednoćelijskim organizmima. Sa usložnjavanjem građe organizama, fotoreceptori dobijaju svoje mesto u organizmu, gradeći prve organe čula vida. Kod primitivnih životinja oči služe za početak brzih reakcija kretanja, predatorstva ili bežanja. Kod složenijih organizama čulo vida je samo jedno od primalaca informacija iz spoljašnjosti i ove informacije se integrišu u mozgu.

Kod evoluciono najprimitivnijih životinja (sundera) ne postoje oči kao organi. Eksperimenti su, međutim, pokazali da larve sundera, koji su pokretni organizmi, „beže“ u prisustvu svetlosti, što je dovelo do otkrića fotoreceptora grupisanih na jednom kraju larve. Kod ostalih beskičmenjaka oči su po pravilu razvijene. Izuzetak čine parazitski oblici ili organizmi najvećih morskih dubina. Oči postoje kod insekata, glavonožaca, rakova, pauka, ali i kod meduza, planarija, člankastih crva, puževa i školjki.

Postoje značajne razlike između očiju pojedinih grupa životinja. U prvom redu, oči mogu biti proste, odnosno izgrađene iz jedne fotoreptorne ćelije, ili složene, kada imamo sistem od više fotoreptornih ćelija koje interaguju u procesu primanja svetlosnih nadražaja. Većina prostih očiju služi samo za detektovanje svetlosti, ali kod nekih organizama (paukovi, neke gusenice) ove oči stvaraju i slike. Složene oči su jedna od važnih karakteristika zglavkara- izgrađene su od mnogo faceta i najrazvijenije su kod insekata. Iako se često smatra da svaka faceta stvara sopstvenu sliku i da insekti vide umnoženo, ova situacija je retka - najčešće je u pitanju dobra koordinacija faceta koja omogućava stvaranje slike velikog ugla viđenja i velike rezolucije u mozgu.

Kod životinja koje se oslanjaju na čulo vida u nalaženju hrane, oči su dobro razvijene i vizuelna percepcija je baziran na procesu fotorepcije tj. prijema svetlosnih signala fotoreceptorima. Najrazvijenije oči poseduju glavonošci i kičmenjaci. U ove dve grupe životinja oči su kroz evoluciju došle na isto rešenje građe i funkcionisanja organa za vid.

Oči kičmenjaka mogu biti: neparne - ima ih mali broj kičmenjaka (kolouste, neke ribe i gušteri) i parne oči. Parne oči su izgrađene po tipu zatvorenog očnog mehura (očna

jabučica). Bilo da na čula gledamo kao na odbrambeni ili zaštitni sistem, bilo kao na sredstvo uživanja, čulo vida se izdvaja kao najsavršenije i najdragocenije. To je složen organizam uz pomoć koga svako živo biće uspostavlja najvažnije i najsavršenije veze sa svojom okolinom. Oči nas upozoravaju na opasnost, usmeravaju naše kretanje i postupke, kontrolišu najfinije radnje i omogućuju potpuno uživanje u lepoti sveta koji nas okružuje. Njima procenjujemo udaljenost i brzinu predmeta koji nas okružuju, određujemo oblik predmeta i njihovu boju i uočavamo sitne detalje na njima. Zahvaljujući čulu vida možemo da čitamo, pišemo, proučavamo sve ono što nas okružuje. Sve to zahvaljujući malom loptastom organu, prečnika oko 20 mm i težine jedva 8 grama. [4]

Značaj vida i brigu za njegovo očuvanje shvatili su još prastari lekari, pa je tako oftalmologija, kao nauka o oku i oboljenjima oka, bila jedna od prvih specijalnosti u medicini. To je razlog zašto u nauci o očnim bolestima ima mnogo više starogrčkih reči nego u drugim granama medicine. I reč oftalmologija je grčkog porekla: “oftalmos” je oko, a “logos” nauka. Istorija medicine potvrđuje da je oko mnogo ranije proučeno nego drugi, za život i značajniji organi. Još su stari egipatski i grčki lekari, ne samo proučavali oko, već se bavili i lečenjem, čak i operacijama oka. Zapisano je hijeroglifima, u starom Egiptu, da je vavilonski car, Nabukodonosor, molio egipatskog faraona da mu pošalje svog najboljeg očnog lekara da bi mu uradio operaciju mrežnice (katarakte). [4]

1.3. Ljudsko oko: organ čula vida

Anatomija i fiziologija ljudskog oka biće obrađena u poglavlju *Predmet istraživanja*. Ovde će samo ukratko biti opisano oko, kao organ čula vida i način funkcionisanja sistema vizuelne percepcije.

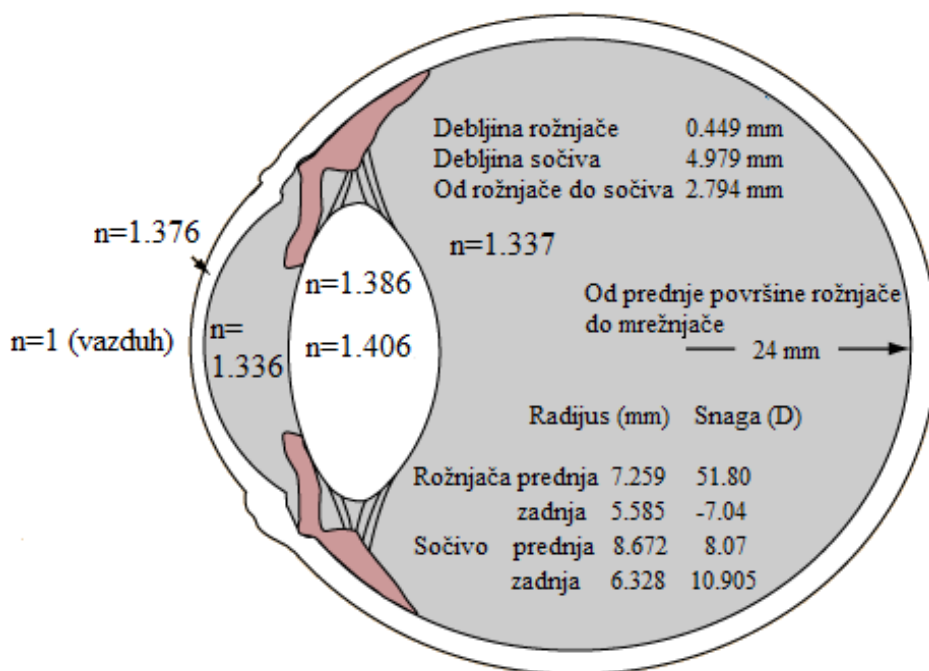
Ljudsko oko je parni organ čula vida i nalazi se u sklopu lica. Sastoji se iz pomoćnih i glavnih delova. U pomoćne delove oka spadaju: trepavice, obrve, očni kapci, suzne žlezde, vežnjača i očni mišići. Glavne delove oka čine: očna jabučica, očni nerv i centar čula vida. Svaki od ovih delova ima svoju specifičnu ulogu. Ukoliko bi jedan od njih bio oštećen, moglo bi doći do lakšeg ili težeg narušavanja čula vida, što bi prouzrokovalo lošiji vid.

Očna jabučica je obavijena sa tri opne: beonjačom – spoljašnja opna, koja na prednjem kraju obrazuje providnu rožnjaču; sudovnjačom – središnja opna bogata krvnim sudovima, koja na prednjem delu obrazuje dužicu sa otvorom u sredini (zenicom); i mrežnjačom (retina) – unutrašnja opna u kojoj se nalaze čulne ćelije, fotoreceptori: štapići – odgovorni

za razlikovanje svetlosti i tame i čepići – odgovorni za uočavanje boja i detalja na predmetima. Čepića ima najviše u sredini mrežnjače, na mestu koje se zove 'žuta mrlja'. Na mestu gde očni nerv izlazi iz oka nema čulnih elemenata, pa se to mesto naziva 'slepa mrlja'. Oko, tačnije očna jabučica, je aparat za prihvatanje slika iz sveta koji nas okružuje. Optički sistem oka, kao i njegove funkcije, najčešće poredimo sa fotoaparatom, onim starije generacija, sa filmom. Fotoaparat je uređaj koji prihvata i prelama svetlosne zrake i fokusira ih na film. Da bi to bilo moguće, za sva rastojanja objekata koje želimo da fotografiramo, aparat poseduje mehanizam za fokusiranje slike. Dijafragma aparata (blenda) reguliše količinu svetla koja u njega ulazi. Film prihvata svetlost i pretvara je u sliku, a nju možemo videti tek kad se film razvije u laboratoriji.

U oku se odvijaju slični procesi. Rožnjača i očno sočivo prelama i fokusiraju svetlo na mrežnjači. Očno sočivo, njegova elastičnost i veza sa cilijarnim mišićem, procesom akomodacije, podešavaju oko za jasan vid na raznim daljinama. Količinu svetla koja ulazi u oko reguliše dužica, tako što menja otvor zenice i igra ulogu dijafragme. Najvažniji deo posla, prihvatanje slike, obavlja se u mrežnjači. Konačno, da bi smo bili svesni slike, signali iz mrežnjače oba oka moraju se "razviti" tj. analizirati u centru za vid u mozgu. Upravo ovde prethodna analogija između fotoaparata i oka delimično gubi smisao – fotoaparat se ponaša kao pasivni primalac svetlosti koji snima tačku po tačku, dok je mrežnjača složena neuronska struktura koja aktivno analizira sliku na koju je fokusirana. Signal koji se šalje mozgu nije samo "tačka po tačka" na mrežnjači, već je to smisljeni proces u kome su određene informacije naglašene dok su druge zanemarene. Na primer, mrežnjača žabe je sposobna da detektuje bubu i to će pokrenuti njenu odluku da je napadne jezikom. [5]

Na slici 1.2. dat je optički sistem oka koji obezbeđuje prelamanje svetlosti i njeno fokusiranje, tj. formiranje slike na mrežnjači. Na putu do mrežnjače svetlost prolazi 5 optičkih sredina. Do oka svetlost putuje kroz vazduh, a zatim kroz rožnjaču, očnu vodicu, očno sočivo i staklasto telo. Svaka od ovih optičkih sredina je providna i ima različit indeks prelamanja. Do rožnjače svetlost prolazi kroz vazduh, brzinom svetlosti, pa je njegov indeks prelamanja $n = 1$. Rožnjača ima indeks prelamanja 1.376, a očna vodica 1.336. Očno sočivo je specifično po tome što u centralnoj oblasti ima veći indeks prelamanja $n = 1.406$, nego na periferiji gde je $n = 1.386$. Indeks prelamanja staklastog tela je 1.337.



Slika 1.2. Optički sistem oka (preuzeto i prerađeno iz [6])

Zbog razlike indeksa prelamanja, kao i zakrivljenosti dioptera, svetlost na svom putu do mrežnjače biva 4 puta prelomljena (refraktovana) i to na: prednjoj i zadnjoj površini rožnjače i prednjoj i zadnjoj površini očnog sočiva. Mera tog prelamanja adekvatna je optičkoj snazi svakog od dioptera. Najveća razlika indeksa prelamanja je na prednjoj površini rožnjače (vazduh – rožnjača), pa je zato na njoj i najveće prelamanje svetlosti. Ako za celo oko kažemo da ima optičku snagu od oko +60 D, na rožnjaču otpada više od 2/3, tj. oko +42D.

Kod normalnog, emetropnog, oka veličina očne jabučice je usklađena sa njegovom optičkom snagom, tako da će se slika predmeta, koji se nalaze dovoljno daleko od oka, formirati na mrežnjači. Za predmete na bliskim rastojanjima, po analogiji sa optikom fotografskog aparata, za formiranje jasne slike na mrežnjači biće neophodno izvesno “izoštavanje – fokusiranje”. U slučaju oka to nazivamo ‘akomodacijom’, a ona se manifestuje povećanjem optičke snage očnog sočiva, pa samim tim i celog optičkog sistema oka. Ovaj proces će biti detaljnije objašnjen u poglavlju *Predmet istraživanja*. U slučaju urođene ili stečene anomalije tj, neusklađenosti veličine očne jabučice i optičke snage oka, ili nepravilnog oblika rožnjače kao i poremećaja u optičkoj snazi optičkog

sistema oka, govorimo o refrakcionim anomalijama oka, o čemu će takođe više reći biti u poglavlju *Predmet istraživanja*.

Sliku koju formira optički sistem oka prihvata mrežnjača (retina). Debljina ovog sloja je jedva pola milimetra, ali se ona ipak sastoji od deset slojeva, od kojih je svaki od izuzetnog značaja za funkcionisanje oka, zapravo vida. Za vid je, svakako, najznačajniji sloj fotoosetljivih ćelija, koji se nazivaju čepići i štapići. Njih ukupno u mrežnjači ima oko 130 miliona i upravo se u njima vrši pretvaranje svetlosti u sliku. Prilikom pada svetlosnih zraka na mrežnjaču, bilo na čepić ili štapić, u njima se pokreće vrlo složen fizičko-hemijski proces, koji kao krajnji rezultat ima električni signal. Hemijski deo procesa koji se odigrava u čepićima i štapićima odvija se zahvaljujući jednom pigmentu retine pod nazivom *rodopsin* (vidni purpur). Rodopsin se pod dejstvom svetlosti razlaže, da bi se u mraku ponovo sintetizovao. Za funkcionisanje rodopsina neophodan je vitamin A. Ovaj hemijski proces je identičan i kod čepića i kod štapića, ali se oni ipak u osnovi veoma razlikuju. Čepići su koncentrisani u žutoj mrlji, koju nazivamo i 'tačkom najjasnijeg vida'. Oni su zaduženi za uočavanje sitnih detalja i centralni vid, kao i raspoznavanje boja. Štapića ima mnogo više i oni pokrivaju svu ostalu površinu mrežnjače, zaduženi su za periferni vid i ne raspoznaju boje. Nameće se zaključak da čepići služe za jasan vid, a štapići više za orijentaciju u prostoru – “ čepićima vidimo ono što želimo, a štapići nas obavestavaju čega još ima oko nas”. [4]

Dve su osnovne karakteristike ljudskog vida: kolorni vid i binokularni vid:

1. Za razliku od fotoaparata, filmske kamere ili televizora koji moraju da imaju posebne sisteme za kolor ili crno-belu reprodukciju, naša mrežnjača obezbeđuje preko dana i pri jakoj svetlosti kolorni vid, a noću i pri slaboj svetlosti crno-beli vid. Čepićima osećamo boje, a štapićima samo intezitet svetla. U čepićima postoje tri hemijske materije, jedna osetljiva na crvenu, druga na plavu i treća na zelenu boju. Kad svetlost crvene boje padne na čepić aktivira se agens za crvenu boju i mi vidimo crveno. Aktiviranje dve ili sve tri vrste materije u odgovarajućem odnosu daje nam mogućnost raspoznavanja najrazličitijih boja. Ravnomerni nadražaj sva tri agensa daje nam utisak bele boje.
2. Binokularni vid podrazumeva gledanje sa dva oka koja se sinhrono pokreću, percipiraju svetlost i tako formiraju slike, svako na svojoj mrežnjači. U mozgu se procesom sažimanja stvara jedinstvena slika. Binokularni vid se kod čoveka može rasčlaniti na tri stepena:

- *Simultana percepcija* podrazumeva sposobnost da oba oka istovremeno mogu da gledaju jedan te isti predmet.
- *Fuzija* je proces objedinjavanja dve slike u jednu, koji se odvija u vidnom centru potiljačnog dela mozga.
- *Stereopsis* ili *stereo vid* nam omogućava da predmete vidimo u tri dimenzije, što nam daje osećaj dubine i prostora. Postoji mala razlika između dve slike koje dolaze u mozak, zbog različitih uglova gledanja levog i desnog oka (međuočnog razmaka od oko 60 mm). Ako istovremeno, sa dva oka, gledamo jedan isti predmet, jedno oko će više videti njegovu levu, a drugo oko njegovu desnu stranu. Fuzija negira ovu malu razliku, a stereopsis je upravo koristi kako bi nam obezbedio osećaj dubine prostora, tj. *binokularni vid*.

Da bi obezbedili binokularni vid na daljinu i blizinu, oči čoveka moraju imati savršenu saradnju i međusobnu povezanost. Šest mišića na svakom oku su tako raspoređeni da mogu da ga pokreću u svim mogućim pravcima. Ispadanje iz funkcije bilo kog od mišića dovodi do strabizma (razrokosti) i pojave duplih slika. Pri gledanju na blizinu očni mišići obezbeđuju da oba oka gledaju u istu tačku, pa kažemo - oči konvergiraju. Pri binokularnom vidu na blizinu automatski se javljaju i akomodacija i konvergencija i te dve veličine su u direktnoj srazmeri. Što je posmatrani predmet bliže oku to su veća i akomodacija i konvergencija.

1.4. Vrste i uzroci poremećaja vida

Poremećaji vida mogu da budu urođeni ili zadobijeni tokom razvoja organizma. Mogu da nastanu kao posledica očnih bolesti ili poremećaja u refrakciji svetlosti i formiranju slike na mrežnjači.

Bolesti oka i pomoćnog aparata oka mogu izazvati značajne poremećaje vida, pa čak i njegov gubitak. Mogu se podeliti u nekoliko grupa: Upalne bolesti oka predstavljaju zapaljenja pojedinih delova očne jabučice, kapaka i suznog aparata (konjunktivitis, keratitis, blefaritis i dr.); Degenerativne bolesti su bolesti nastale usled određenih metaboličkih poremećaja ili usled starosti. Tu spadaju katarakta (zamućenje očnog sočiva), staračka degeneracija makule, glaukom, retinitis pigmentosa itd.; Tumori mogu zahvatiti skoro svaki deo oka, a mogu se u oku pojaviti i metastaze tumora iz drugih, često i

udaljenih organa; Sistemske bolesti, opšte bolesti nervnog sistema, bolesti endokrinih žlezda i bolesti krvnih sudova, mogu da imaju takođe reperkusije na oku. Tako reumatizam, dijabetes, hipertenzija, bolesti štitaste žlezde, opšte infektivne bolesti, izazivaju često i veoma ozbiljna stanja na oku. Najčešće su dijabetična retinopatija, tromboza centralne vene retine, itd.

Poremećaj vida mogu izazvati i povrede oka koje mogu nastati mehaničkim, hemijskim, ili fizičkim putem. Mehaničke povrede oka mogu biti izazvane tupim predmetom (kontuzije oka), ili oštrim predmetima pri čemu može doći do probijanja očne jabučice. Hemijske povrede oka su opekotine oka izazvane bazama ili kiselinama. Oko se može oštetiti i dejstvom fizičkih faktora, kao što su različite vrste zračenja.

U ovoj doktorskoj disertaciji, u skladu sa temom, biće reči o refrakcionim anomalijama oka, kao najčešćim uzročnicima poremećaja vida. Refrakcione anomalije ne svrstavamo u grupu bolesti oka, već ih karakterišemo kao optičko-fizičke poremećaje. Tu spadaju kratkovidost (miopija), dalekovidost (hipermetropija) i astigmatizam oka, a kao specifična anomalija i staračka dalekovidost (prezbiopija). Ovim stanjima treba pridodati i strabizam i slabovidnost. Karakteristike, uzrok nastanka i način korekcije pojedinačnih refrakcionih anomalija biće predmet poglavlja *Predmet istraživanja*.

1.5. Kratka istorija pomagala za korekciju vida

Najranije istorijske podatke o efektu povećavanja slike na mrežnjači oka nalazimo u staroegipatskim hijeroglifima iz VIII veka pre n.e., koji su prikazivali jednostavna staklena sočiva. Najraniji poznati pisani zapis je iz I veka n.e.- *Seneka Mlađi*, učitelj rimskog cara Nerona, je napisao: "Slova, ma koliko mala i nejasna, ako se gledaju kroz kuglu ili čašu punu vode, postaju jasnija i povećana". Postoje zapisi da je car Neron, koji je bio kratkovid, gledao igre gladijatora koristeći smaragd kao korektivno sočivo, a uz pomoć brušenog rubina posmatrao kako gori Rim.

Korektivno sočivo koristio je i arapski fizičar *Abbas Ibn Firnas* u IX veku. On je pronašao način da izradi vrlo providno, „staklo“- poliranjem i oblikovanjem zaobljenog kamena koji se u to vreme koristio za gledanje. Ove njegove „naočare“ su bile poznate kao „kamenje za čitanje“. Najraniji dokaz o izumu koji povećava sliku- konveksno sočivo, koje prizor čini

uvećanim, nalazimo u 'Knjizi o optici', koju je objavio persijski fizičar-astronom *Alhazen* 1021.god. Njen prevod na latinski je doprineo pronalasku naočara u XIII veku u Italiji.

Tako je, navodno, oko 1284. godine u Italiji *Salvino D'Armate* dobio priznanje za izum prvih nosivih naočara. Najraniji likovni dokaz korišćenja naočara je portret kardinala *Hugh de Provencea* koji uz njihovu pomoć čita neki tekst, a naslikao ga je *Tomaso da Modena*. Druga poznata slika na kojoj su prikazane naočare, je iz 1403.godine, a pronađena je u crkvi u Bad Wildungenu u Nemačkoj.

Postoji mnogo teorija o zaslugama za pronalazak tradicionalnih naočara. Najveći deo artefakata naočara nađen je u crkvenim objektima. To se objašnjava činjenicom da su ih uglavnom sveštenici i monasi nosili, jer su, skoro samo oni, znali da čitaju i pišu. Tačan datum i pronalazač naočara mogu biti osporavani, ali je gotovo sigurno da su naočare pronađene između 1280. i 1300. godine u Italiji. Tadašnje naočare imale su konveksna sočiva koja su se koristila za korekciju hipermetropije (dalekovidosti) i prezbiopije, koja se obično javlja kao simptom starenja. Tek je 1604. godine *Kepler* objavio raspravu o sočivima i astronomiji, u kojoj je dao prvo ispravno objašnjenje zašto konveksna i konkavna sočiva mogu korigovati hipermetropiju, prezbiopiju i miopiju.

Američki naučnik *Benjamin Franklin*, koji je patio i od miopije i prezbiopije, 1784. godine, napravio je bifokalne naočare, kako bi izbegao često menjanje dva para naočara. Prva sočiva za ispravljanje astigmatizma konstruisao je britanski astronom *George Airy* 1825. godine.

Vremenom je napredovala i izrada okvira za naočare. Prvi primerci su bili namenjeni za nošenje u ruci ili za pričvršćivanje na nos (cvikeri). Moderne okvire za naočare, sa drškama za učvršćivanje oko ušiju, unapredio je 1727. godine britanski optičar *Edward Scarlett*.

Zanimljivo je da su se prve „sunčane naočare” koristile u Kini, u XII veku ili čak ranije. Bile su u obliku ravne staklene ploče od zadimljenog kvarca i štatile su oči od blještanja. Međutim, one nisu imale korektivnu moć.

Kako i kada su se počela koristiti kontaktna sočiva ?

Istorija kontaktnih sočiva započinje sa velikim umetnikom i naučnikom *Leonardom da Vinčijem*, koji je opisao i napravio prvo kontaktno sočivo od stakla 1508. godine, u nameri da pomogne prijatelju. Prošlo je, međjutim, više od četiri veka dok nije napravljeno sočivo koje se nosi na oku. Optičar iz Kalifornije *Kevin Tuhi* je 1948. godine prvi počeo

proizvodnju za masovnu upotrebu tvrdih gas nepropusnih kontaktnih sočiva napravljenih od polimetilmetakrilata ili pleksiglasa (PMMA). Česki hemičar *Oto Wichterle* i njegov saradnik *Drahošlav Lim*, početkom 60-tih godina prošlog veka, objavili su radove o uspešnom sintetizovanju novog materijala - hidroksietilmetakrilata (HEMA), što je omogućilo pojavu mekih kontaktnih sočiva. Novootkriveni hidrogel je odgovarao zahtevima medicine: plastika koja se koristi je inertna za okolna tkiva, hemijski i biološki stabilna, propustljiva za kiseonik i ostale metabolite, hidrofilna kao i živa tkiva i zadržava željeni oblik.

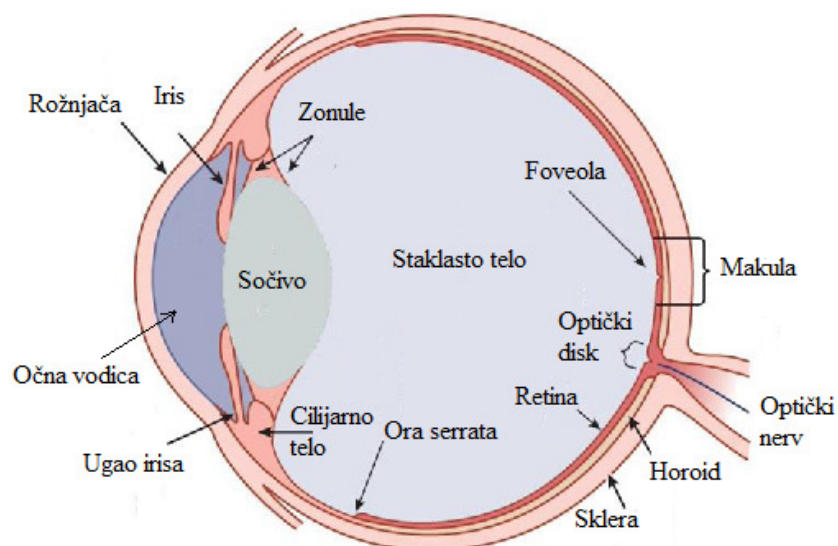
Maximillian Dražfus, oftalmolog sa Očne klinike u Pragu testirao je 1961. godine kontaktna sočiva koje je proizveo *Oto Wichterle*. Tako je Čehoslovačka postala prva zemlja u kojoj je počela proizvodnja i primena hidrofilnih mekih kontaktnih sočiva. Američka kompanija *Bausch & Lomb* kupila je licencu 1971. godine i tako su novootkrivena kontaktna sočiva ubrzo postala hit i preuzela su primat od tvrdih gasnepropusnih sočiva.

Više o istorijatu razvoja, proizvodnje i primene kontaktnih sočiva biće reči u poglavlju *Predmet istraživanja*.

2. PREDMET ISTRAŽIVANJA

2.1. Anatomija i fiziologija ljudskog oka

Na slici 2.1. prikazan je horizontalni poprečni presek ljudskog oka. Po rođenju, prosečno oko ima aksijalnu dužinu (od rožnjače do mrežnjače) od oko 17 mm i izrasta do prosečne dužine od 25.4 mm kod odrasle osobe. Oko se sastoji iz tri koncentrična sloja: spolja je beonjača, u sredini je uvea (sudovnjača), a unutrašnji sloj je mrežnjača [5].



Slika 2.1. Horizontalni poprečni presek ljudskog oka (preuzeto i modifikovano iz [5])

1. **Beonjača** (lat. *sclera*) je beli deo oka koji se vidi. On se većinom sastoji od kolagena i daje potporu i zaštitu unutrašnjim delovima oka. Beonjača je produžetak rožnjače, providnog tkiva na prednjem delu oka.

2. **Uvea** se sastoji iz tri dela: prednji je dužica (iris) sa otvorom u sredini (zenica). Iza irisa je cilijarno telo, dok najveći deo zauzima sudovnjača (horoid), koja je građena od krvnih sudova koji ishranjuju najvažniji sloj oka - mrežnjaču. Unutar dužice se nalaze mišići koji kontrolišu prečnik zenice i samim tim regulišu količinu svetlosti koja ulazi u oko. Cilijarno telo sadrži cilijarni mišić koji omogućava fokusiranje sočiva za vid na blizinu - proces koji se naziva akomodacija. Ono je takođe i izvor očne vodice, tečne supstance koja hrani

određene delove oka, uključujući rožnjaču i sočivo. Snabdevanje spoljašnje mrežnjače krvlju dolazi iz horoida, koji je produžetak cilijarnog tela.

3. **Mrežnjača** je unutrašnji sloj oka i predstavlja kompleksni višeslojni neuronski element, debljine 0.2 mm. Optički elementi oka fokusiraju sliku na mrežnjači, koja onda započinje zadatak analiziranja te slike.

Prednji deo oka je **rožnjača** (lat. **cornea**), providna struktura koja daje približno 2/3 (40 D) refraktivne – optičke snage (jačine) oka, koja ukupno iznosi 60 D. Rožnjača nema krvnih sudova i ishranjuje se putem difuzije iz okolnog tkiva. Providnost rožnjače i njena pravilna zakrivljenost su osnove za dobar vid. Kako bi rožnjača ostala providna, mora se održavati njeno stalno hidriranje, jer u protivnom dolazi do njenog bubrenja i rasipanja svetlosti, što može jako da smanji kvalitet slike. Kvašenje oka obavlja suzni aparat oka (suzne žlezde) i gornji kapak.

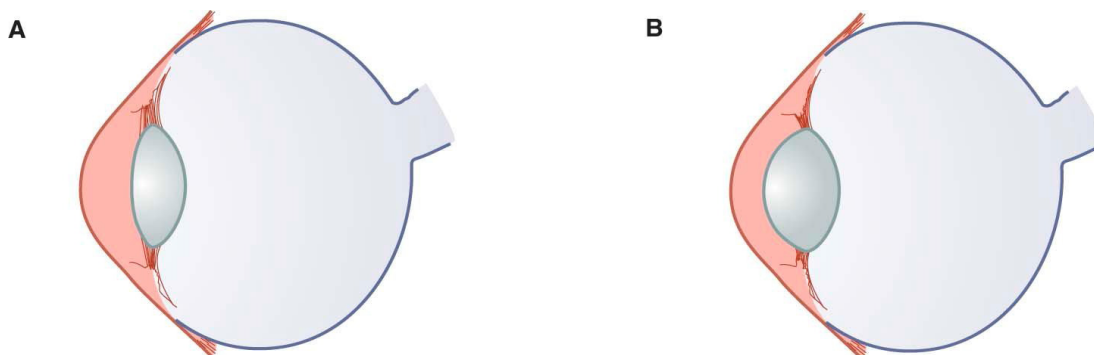
Očna vodica ispunjava prednju i zadnju komoru oka. Prednja komora je vezana sa zadnjom površinom rožnjače i prednjim površinama sočiva i dužice, dok je zadnja komora vezana za zadnju površinu dužice i prednju površinu staklastog tela. Obezbeđuje ishranu vaskularnih očnih tkiva. Vodicu stalno proizvodi cilijarno telo i ona prolazi kroz *Šelmov* kanal, koji se nalazi u uglu koji formiraju dužica i rožnjača - ugao dužice. Očna vodica se nalazi pod pritiskom, koji se naziva intraokularni pritisak (IOP), od približno 16 mm Hg, koji pomaže da se održi strukturni integritet oka. Kod određenih oblika glaukoma pritisak je povećan, što vodi oštećenju mrežnjače. Do povećanja pritiska može doći usled prevelike proizvodnje vodice, slabe drenaže očne vodice iz oka, ili kombinacije ovih faktora.

Zenica je kružni otvor u dužici koji, sa stanovišta optike, ima ulogu “blende”. Njen prečnik varira od 1,5mm do 7mm i zavisi od količine svetla koja dolazi do oka. Zenica je *široka* u uslovima smanjenog svetla i pri pogledu na daljinu, a *uska* ako ima puno svetla i pri pogledu na blizinu.

Očno sočivo (lat. *lens crystallina*) se nalazi iza dužice i ono daje približno 1/3 (20 D) ukupne optičke moći oka. Očno sočivo je deo oka koji ima funkciju prelamanja svetlosti i podešavanja (fokusiranja) slike, tako da ona padne direktno na mrežnjaču bez obzira na udaljenost posmatranog objekta. Sočivo je obavijeno tankom membranom (sočivnom kapsulom) unutar koje je u sredini jedro ili jezgro (*nucleus*) koje ima čvršću strukturu nego okolna kora (*cortex*). Kora sočiva je građena od usko zbijenih ploča (lamela), koje su potpuno providne. Periferija sočiva je povezana tankim nitima (zonulama) sa jednim

kružnim, cilijarnim mišićem (*musculus ciliaris*). Akcijom ovog mišića niti se otpuštaju, a njegovim opuštanjem niti se zatežu. Tako očno sočivo menja svoj oblik, postaje tanje ili deblje, odnosno menja svoju prelomnu moć. Taj proces prilagođavanja na različito udaljene predmete zove se *akomodacija oka*.

Akomodacija se može definisati kao sposobnost oka da, zahvaljujući promeni prelomne moći očnog sočiva, vidi oštro različito udaljene predmete [7]. Kada emetropno oko posmatra udaljene predmete, ono je u stanju tzv. dezakomodacije- cilijarni mišić je opušten, zonule su zategnute, a optička moć očnog sočiva odgovara refrakciji koja obezbeđuje formiranje slike na mrežnjači. Ako oko posmatra objekte na konačnom rastojanju (bliske predmete, udaljenosti do 6m, rad za računarom, pisanje, čitanje i sl.), njihova slika bi se bez akomodacije formirala iza mrežnjače. Postupkom akomodacije povećava se dioptrijska moć sočiva i tako se fokusira slika bliskih objekta na mrežnjači. Akomodacija se javlja kada se cilijarni mišić skupi, otpuštajući napetost zonula i dopuštajući očnom sočivu da zauzme prirodni položaj u kome se njegova prednja površina ispupči (slika 2.2 A i B).



Slika 2.2. A. Kada se gledaju udaljeni predmeti, prednja površina sočiva je najravnija i tako minimizuje refraktivnu moć sočiva. Slika 2.2. B. Kada se gledaju bliski predmeti, cilijarni mišić se skupi, zonule se opuste, čime se prednja površina sočiva ispupči. Kao rezultat toga, povećava se dioptrijska moć sočiva (preuzeto iz [5]).

Ove promene oblika sočiva mogu značajno povećati njegovu optičku moć. Kod dece u 8. godini života moguće je ovo povećanje i od 13 – 14 D, što znači da dete može jasno da vidi predmete udaljene svega 7 – 8 cm ispred oka. Tokom godina života ova sposobnost postepeno opada iz razloga smanjenja elastičnosti zonula kao i samog sočiva. Sa otprilike 45 godina starosti obim akomodacije opada ispod 4 D, što znači da je 25 cm najdalje

rastojanje na kome oko može videti jasno. Sa daljim smanjenjem obima akomodacije svaki rad na blizinu postaje nemoguć bez korekcije i taj proces nazivamo prezbiopijom.

Akomodacionu sposobnost oka karakteriše *obim akomodacije*. On se izražava brojem dioptrija (D) za koju je sočivo u stanju da promeni svoju refrakcionu moć od stanja potpune dezakomodacije do maksimalne akomodacije. U vezi toga se može definisati i pojam *širina akomodacije*, koja se meri u metrima i predstavlja rastojanje između *tačke najdaljeg vida* (punctum remotum) i *tačke najbližeg vida* (punctum proximum). Tačka najdaljeg vida je najdalja tačka u prostoru koju oko može jasno videti bez akomodacije, a tačka najbližeg vida se definiše kao najbliža tačka u prostoru koju oko može jasno videti sa maksimalnom akomodacijom. Položaj ovih važnih tačaka zavisi od godina starosti osobe, ali i oblika refrakcione anomalije, ako je ima.

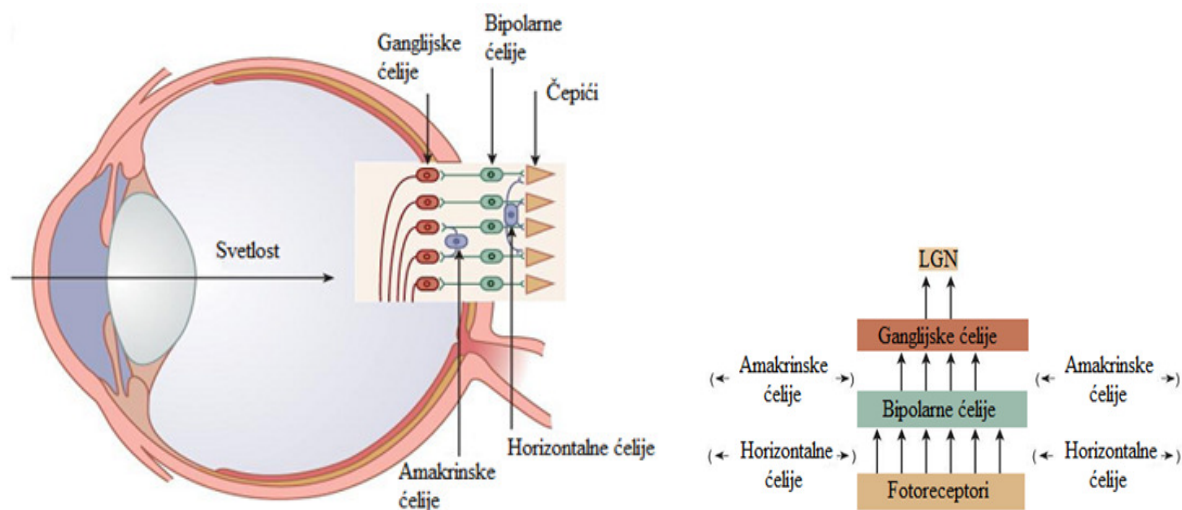
Kako starimo, sposobnost akomodacije se smanjuje usled smanjene elastičnosti cilijarnog mišića, ali i kapsule očnog sočiva. Kod većine ljudi u srednjim četrdesetim ova sposobnost se smanjila do tačke kada više ne mogu da čitaju bez pozitivnih (plus) sočiva, a to je stanje koje se naziva prezbiopija (staračka dalekovidost).

Očno sočivo postaje manje providno sa godinama, najverovatnije usled destruktivnih oksidativnih efekata slobodnih radikala. Kada smanjenje providnosti sočiva postane značajno i dođe do gubitka vidne oštine kaže se da pacijent ima kataraktu. Tokom operacije katarakte očno sočivo se uklanja i menja se sintetičkim intraokularnim (IOL) sočivom.

Staklasto telo je loptastog oblika i zauzima dve trećine zapremine očne jabučice. Ima više uloga, ali su najvažnija njegova optička svojstva i održavanje krutosti i oblika očne jabučice. Sastoji se od kolagena i hijaluronske kiseline i ima strukturu gela. Nema krvnih sudova, već hranljive supstance dobija iz uvealnog tkiva putem difuzije i osmoze.

Mrežnjača (lat. **retina**) je unutrašnji sloj oka i sa stanovišta vida (vizuelne percepcije) to je najvažniji deo oka. Sadrži vidne ćelije (fotoreceptore), koji pomažu u prepoznavanju svetla i raspoznavanju boja. Mrežnjača prihvata svetlost (sliku formiranu optičkim sistemom oka) i neobično finim i veoma komplikovanim fizičko-hemijskim procesima pretvara je u električni signal. Ta slika, koja je “neobrađena”, *očnim živcima* putuje u *centar za vid* u kori velikog mozga, gde će biti doručena, analizirana i razrađena. U mozgu će se, takođe, dve slike (iz oba oka), postupkom fuzije spojiti u jednu. Zato se često kaže da rožnjača i vidni živac predstavljaju deo mozga [5].

Na slici 2.3. dat je šematski prikaz procesa koji se odvijaju na mrežnjači. Fotoreceptori (čepići i štapići) reaguju na svetlost, transformišući energiju zračenja u električnu aktivnost. Oni se spajaju na bipolarnim ćelijama, koje ulaze u ganglijske ćelije. Relativno dugi aksoni ganglijskih ćelija izlaze iz oka i formiraju optički nerv. Ovo je tzv. centripetalna organizacija mrežnjače (fotoreceptor - bipolarna ćelija - ganglijska ćelija). Horizontalna transmisija informacija u mrežnjači je obezbeđena bočnim vezama tj. horizontalnim i amakrinskim ćelijama koje prenose vizuelne informacije duž prostora. Takođe postoji i povratna transmisija informacija. Na ovom putu, koji se naziva centrifugalni put, informacije se prenose sa ganglijskih ćelija ka fotoreceptorima.



Slika 2.3. Šematski prikaz procesa retine. (preuzeto i prerađeno iz [5]).

Retinu delimo na dva dela: spoljni omotač prema horoidi - retinalni pigmentni epitel (RPE) i unutrašnji omotač prema staklastom telu. RPE ne reaguje na energiju zračenja i ne učestvuje u kodiranju vizuelnih informacija. On pruža metaboličku potporu ostalim slojevima retine i apsorbuje fotone svetlosti koje ne apsorbuju fotoreceptori i tako smanjuje rasipanje svetlosti u oku.

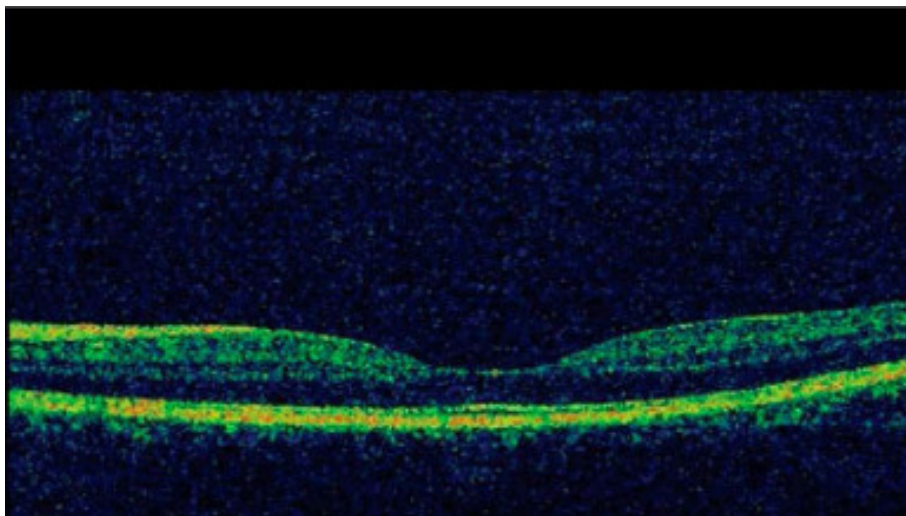
Fotoreceptori se dele u dve grupe: čepići koji nam obezbeđuju jasan dnevni vid i raspoznavanje boja i štapići koji su odgovorni za noćni vid. Čepići su kratke nervne ćelije kupastog oblika, ima ih oko 7 miliona i uglavnom su koncentrisani u centralnom delu mrežnjače - žutoj mrlji. Veliki broj i gust raspored čepića u makuli omogućuje oštrinu centralnog vida, zapažanje detalja, raspoznavanje likova, čitanje, pisanje i dr. Štapići su

duži i tanji, ima ih oko 120-130 miliona i raspoređeni su po preostaloj površini mrežnjače. Štapići su vrlo osjetljivi fotoreceptori koji omogućavaju vid pri vrlo niskim nivoima osvetljenja (skotopični vid), ali sa manjom sposobnošću raspoznavanja detalja. Čepići raspoznaju boje, a štapići sve „vide“ crno-belo. [5]

Spoljašnji segmenti fotoreceptora sadrže fotopigmente koji apsorbiraju fotone svetlosti, inicirajući procese koji vode ka vidu, i koji formiraju poseban sloj retine. Unutrašnji segmenti fotoreceptora sadrže ćelijske organele, izuzev ćelijskog nukleusa, koji takođe obrazuju poseban sloj mrežnjače i sa spoljašnjim segmentima su povezani tankom cilijarnom vezom.

U centru retine, na vizuelnoj osi, nalazi se regija, otprilike 5mm u prečniku, koja se naziva žuta mrlja (*macula lutea*). U centru ove makularne regije nalazi se jama, *fovea*, sa prečnikom od oko 1.5 mm. Periferno od fovee nalaze se parafovealne i perifovealne regije, dok se u centru fovee nalazi *foveola*. Oštrina vida je obezbeđen time što su neuronski elementi unutrašnje mrežnjače „gurnuti sa strane” kako bi svetlost padala direktno na fotopigment koji sadrže čepići. Foveola zahvata vidni ugao od približno 1,2 stepena i ona sadrži samo čepiće čija je gustina ovde veća nego u bilo kojoj drugoj regiji na mrežnjači pa zato foveolu nazivamo i *tačkom najjasnijeg vida*. [5]

Na slici 2.4. dat je presek kroz foveu urađen optičkom koherentnom tomografijom (OCT), na kojoj se jasno vidi fovealna jamica na čijem dnu je foveola.



Slika 2.4. OCT snimak fovealne oblasti (preuzeto iz [5])

2.2. Emetropno oko - refrakcione anomalije i njihova korekcija

Refrakcija oka je deo fizike – optike, koji proučava zakone prelamanja svetlosnih zraka kroz oko. Svetlost se kroz vakum (vazduh) kreće tzv. *brzinom svetlosti* koja iznosi 3×10^8 m/s. U svim ostalim optičkim sredinama svetlost se kreće sporije, a *indeks prelamanja*, kao osnovna optička karakteristika svakog optičkog materijala, daje nam upravo veličinu tog usporavanja. Pri prelasku svetlosti iz jedne optičke sredine u drugu dolazi do njenog prelamanja ili refrakcije.

Svaki optički sistem (pa i oko) se sastoji od niza dioptera (površina razdvajanja dve optičke sredine različitih indeksa prelamanja) na kojima dolazi do refrakcije. Optika „radi“ tako što optički zraci iz bilo koje tačke predmeta, posle prelamanja kroz optički sistem, formiraju lik te tačke. Jedan od osnovnih zakona geometrijske optike glasi – „svakoj tački / ravni u prostoru predmeta odgovara samo jedna tačka / ravan u prostoru lika“. Ako se predmet nalazi u beskonačnosti (za oko - 6 metara i dalje) optički sistem će sliku formirati u svojoj žižnoj ravni (za oko – na mrežnjači). Slika predmeta na konačnom rastojanju (za oko - bliže od 6 metara) biće formirana iza žižne ravni (za oko – iza mrežnjače).

Kvalitet formiranog lika (rezolucija slike) zavisi od brojnih parametara, a najviše od karakteristika samog optičkog sistema i njegovih aberacija. Kada govorimo o oku onda koristimo termin *vidna oštrina*, koja se definiše kao sposobnost oka da uoči sitne detalje na posmatranom predmetu. Jos su starogrčki astronomi primetili da golim okom ne možemo na nebu videti dve zvezde razdvojeno ako su one na manjem uglovnom rastojanju od jednog minuta ($1'$). Zato se i danas u oftalmologiji, pri merenju vidne oštine, kaže da pacijent ima normalnu vidnu oštrinu ako je njegovo oko sposobno da prepozna dve tačke kao razdvojene, ako se one nalaze na uglovnom rastojanju od $1'$.

2.2.1. Emetropno oko

Priroda se pobrinula da je kod najvećeg broja ljudi veličina oka, tačnije rečeno rastojanje između prednje površine rožnjače i mrežnjače (prednje-zadnji dijametar), oko 24 mm. Ovo će obezbediti da paralelni svetlosni zraci koji dolaze iz daljine, posle prelamanja kroz rožnjaču i očno sočivo (prelomna moć od +60D), stvaraju fokus, tj. oštar lik, baš u predelu makule i to bez učešća akomodacije. Slika svakog predmeta na konačnom rastojanju biće

formirana iza mrežnjače. Da bi oko dobilo oštru sliku i ovih predmeta, potrebna je veća prelomna moć, tj. neophodna je akomodacija. Veličina potrebne akomodacije je obrnuto proporcionalna udaljenosti predmeta. Na primer, za čitanje na rastojanju od 25 cm oko mora akomodirati +4 D, za rad na računaru čiji je ekran udaljen 50 cm neophodna je akomodacija od +2 D, itd. To je refrakcija oka ili preciznije – to su odnosi koji postoje u normalno građenom oku ili *emetropnom* oku. [7]

2.2.2. Ametropno oko – refrakcione anomalije

Svako odstupanje dimenzija oka (duže ili kraće oko) ili odstupanje u prelomnoj moći optičkog sistema oka (više ili manje od 60D) dovodi do pojave *ametropije*, čije su manifestacije različiti oblici refrakcionih anomalija. Ametropija se najčešće koriguje naočarima ili kontaktnim sočivima.

Dalekovidost (hipermetropija) je refrakciona mana kod koje se paralelni svetlosni zraci koji dolaze iz daljine fokusiraju iza mrežnjače, bez učešća akomodacije. Najčešći uzrok ove ametropije je malo oko: prednji-zadnji dijemetar je manji od 24mm, dok je znatno ređi uzrok manja prelomna moć rožnjače ili sočiva. Prema ovim osnovnim uzrocima, hipermetropija se deli na osovinsku i prelomnu. Koriguje se pozitivnim (konvergentnim) sočivima.

Kratkovidost (miopija) je refrakciona anomalija kod koje se paralelni svetlosni zraci koji dolaze iz daljine, bez učešća akomodacije, posle prelamanja kroz rožnjaču i sočivo, fokusiraju pre mrežnjače u staklastom telu. Uzroci miopije mogu biti veće oko (prednje-zadnji dijemetar je veći od 24mm) ili previše velika prelomna moć sistema rožnjača-sočivo. Kao i dalekovidost, miopija se deli na aksijalnu i prelomnu. U kliničkoj praksi mnogo češće se javljaju oblici aksijalne miopije, odnosno ima više osoba kod kojih je tokom razvoja oka došlo do njegovog rasta preko 24mm. Kako je oko precizan optički sistem, u uslovima kada prelomna moć ostaje nepromenjena, svaki milimetar rasta preko normale manifestuje se kao miopija od 2,5 D (npr. dužina oko od 26mm pruzrokuje miopiju od 5 D). Miopija se koriguje negativnim (divergentnim) sočivima.

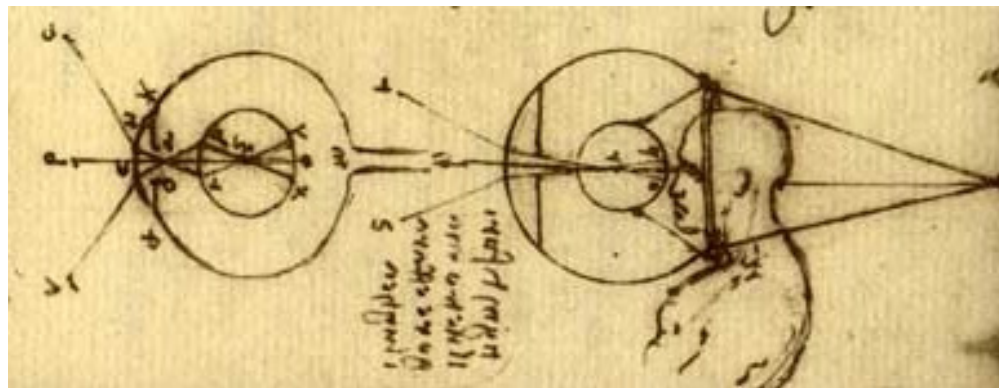
Astigmatizam je posledica nepravilne zakrivljenosti rožnjače. Umesto da prelama podjednako u svim meridijanima, astigmatska rožnjača prelama u jednom meridijanu najjače, a u drugom, koji je prema njemu pod pravim uglom, najslabije. Deo klinički ispoljenog astigmatizma uzrokovan je i astigmatizmom sočiva, dok je kod samo malog

broja pacijenata, sa anomalijama razvoja zadnjeg segmenta oka, moguć i retinalni astigmatizam. Čist astigmatizam se koriguje cilindričnim sočivima, a ako je kombinovan sa miopijom ili hipermetropijom, onda se koriguje sfero-cilindričnim ili toričnim sočivima.

Prezbiopija (staračka dalekovidost) se javlja se kod osoba najčešće starijih od 45 godina, kada obim akomodacije opada ispod 4 D. Za posledicu ima nemogućnost stvaranja oštrog lika pri čitanju, pisanju i gledanja na bliskim rastojanjima. Nastaje kao posledica gubitka elastičnosti cilijarnog mišića i kapsule očnog sočiva. Kao i kod hipermetropije, koriguje se pozitivnim sočivima.

2.3. Istorijat razvoja, proizvodnje i primene kontaktnih sočiva

Mnogi crteži i dijagrami između 16. i 19. veka nisu bili prepoznati kao pionirski koraci u kontaktnim sočivima. Iako je rad tih prvih istraživača na polju refraktivnih sistema imao veliki doprinos u razumevanju oka i razvoju oftalmološke optike, tek ih je *John Herschel* u svom radu “Disertacija o svetlu” iz 1845. sve sakupio i pravilno protumačio.



Slika 2.5. Leonardo Da Vinči – „staklene školjke na oku”

Leonardo Da Vinči je napravio skice glave (slika 2.5.) u vodi, što je korišćeno kao ilustracija koncepta refraktivnog sistema u “kontaktu” sa okom. Da Vinčijeva ideja o staklenim školjkama na oku može se smatrati kao embrionska koncepcija kontaktnih sočiva. *Sir John Herschel* (1845), engleski astronom, se bavio korekcijom kornealnog astigmatizma pomoću naočara, ali se on smatra i ocem kontaktnih sočiva, jer je opisao potrebu da se koriguje neregularna kornea kontaktom sočiva i oka. Nemač *Adolf E. Fick* (1888) je nakon studija medicine specijalizirao oftalmologiju. *Fick* je pokušavao da napravi

kontaktna sočiva kao uređaje za korekciju vida. Njegovi početni radovi bili su na zečevima. Diskutovao je neophodnost dezinfekcije sočiva i koncepta adaptacije prilikom nošenja sočiva. Izradio je polirane čaure od duvanog stakla, prečnika 14 mm, skleralne izbočine 3 mm i kornealne zakrivljenosti 8.8 mm. *Fick* je isprobao sočiva i na čoveku. Ona su bila fitovana kod pacijenata sa nepravilnom kornealnom površinom sa ožiljcima. Takođe *Nemac, August Müller* (1889), radio je doktorski rad na Univerzitetu u Kilu, na temu kontaktnih sočiva kao kornealnih sočiva. On je predložio da zadnja krivina sočiva bude bliska obliku prednje površine kornee. Tvrdio je da kapilarno privlačenje sočiva, od strane suznog filma, omogućuje njegovo prijanjanje uz korneu. *Müller* je poredio korekciju vida koja se postiže naočarima i kontaktnim sočivima, pomoću kojih je gotovo uspeo da koriguje njegovu miopiju od 14 D. *Henry H. Dor* (1892) je koristio *Fick*-ove skleralne školjke pokušavajući da reši problem zamućenosti kornee i bio je prvi koji je koristio slani rastvor (rastvor glukoze) koji je imao istu toničnost kao suze. *Thomas Lohnstein* (1896) je, u pokušajima da koriguje svoj keratokonus, razvio “vodene naočare”. Njegova sočiva za naočare bila su punjena rastvorom soli. *Fridrih Anton Miler* i *Albert Karl Miler* iz Vizbadena u Nemačkoj bili su specijalisti za proizvodnju i fitovanje staklenih veštačkih očiju. Godine 1910. objavili su rad u knjizi “Veštačko oko”, opisujući pacijenta koji je izgubio deo kapka zbog kancera. Klinički značaj leži u činjenici da se sa poboljšanim dizajnom *Milerovih* sočiva nije pojavljivalo isušivanje i oštećenje kornee i nakon 21. sata nošenja. S obzirom da su njihova duvana staklena sočiva imala vrlo pravilnu krivinu, bez oštrih ivica, ona su bila bolje tolerisana nego ona napravljena u Zeiss-u, drugoj kompaniji koja je proizvodila kontaktna sočiva. Ali Zeiss-ova sočiva su bila optički bolja. *Carl Zeiss* je 1920. godine proizveo set za fitovanje keratokonusa. Čini se da je to bio prvi probni set kontaktnih sočiva. Probni setovi su bili izrađivani struganjem uzoraka dobijenih livenjem, što je dalo bolje optičke performanse. Tridesetih godina prošlog veka razvijen je prošireni set probnih sočiva, koji se sastojao od tri različita prečnika i sedam kornealnih radijusa. *Leopold Heine* je 1930-ih proširio Zeissov probni set. Bio je drugačiji od starog probnog dizajna, koji se sastojao od sferične skleralne trake, tako da kornealna površina nije bila kompletno sferična. *Heine* je razvio tehniku korišćenja dodatne periferne krive, između kornealne i skleralne komponente, da bi se postigao ravniji fit na periferiji kornee. Firma *Adolf Muller-Welt Contact Lenses* je osnovana 1947. godine od strane *Adolfa A. Miler-Velta* koji dolazi iz familije proizvođača protetičkih očiju. Sistem lagerovanja sočiva je

razvio *Miler-Velt* i koristio ga je za fitovanje velikog broja pacijenata u različitim gradovima Nemačke i Austrije. Godine 1949. *Miler-Velt* i *Jozef L. Breger* su otvorili laboratoriju za proizvodnju kontaktnih sočiva u Torontu. Kasnije je *Miler-Velt* ušao u partnerstvo sa *Donaldom Goldenom* iz Detroita, koji je bio pionir u korišćenju PMMA za kornealna kontaktna sočiva. Prva gaspropusna kontaktna sočiva (RGP) je napravio *J. Teissler* iz bivše Čehoslovačke, koji je prezentovao svoje kontaktne školjke na Kongresu oftalmologa 1937. godine. One su u celosti bile proizvedene od celuloidnog plastičnog materijala presovanog u kalupu. *Norman O Stahl*, *Leon A Reich* i *Edward Ivani* su 1974. godine opisali novi materijal za tvrda gas propusna sočiva. To je bio polimer celuloza acetat butirat – RX56, koji je doveo do proizvodnje sočiva sa visokim indeksom prelamanja. Bio je otporan na visoke temperature i imao propusnost za kiseonik koja je bila veća nego kod PMMA, što je omogućavalo mrežnjači da bolje održava normalan metabolizam. [8]

2.4. Vrste kontaktnih sočiva i njihove osobine

2.4.1. Tvrda (PMMA) kontaktna sočiva

Polimetilmetakrilat (PMMA) je gotovo idealan polimer za proizvodnju tvrdih kontaktnih sočiva zato što ima odlične mehaničke i optičke karakteristike, što je lak za obradu i što je jeftin. On je umereno hidrofoban, pa zbog toga efikasno odbija proteine. Osnovni nedostatak PMMA materijala je nepropustljivost za kiseonik. Njegov Dk broj je oko 0,5 zbog čega se ova sočiva ne mogu nositi duže od 8 sati. Rožnjača dobija kiseonik isključivo preko suznog filma, što može da bude nedovoljno, pa su anoksične i hipoksične promene u rožnjači česta posledica. Da bi posledice bile manje, ova sočiva se izrađuju u što manjem prečniku, kako bi prekrivala manju površinu rožnjače. Zbog svih ovih nedostataka upotreba PMMA sočiva se danas gotovo napušta.

Još sedamdesetih godina je pronađeno da ta nepropustljivost može da se prevaziđe kopolimerizovanjem MMA sa siloksan-akrilatom. Taj PMMA-TRIS (trimetilsiloksi-silan) je ipak bio problematičan, zato što je TRIS hidrofoban i lipofilan, a sočiva su i dalje bila nedostupna za duže nošenje. Dok su tražili rešenje istraživači su počeli sa dopiranjem MMA-TRIS sočiva sa fluorometakrilatima. Ovako je povećana frakcija slobodne zapremine, što je zapravo dalo kiseoniku i ugljen-dioksidu više prostora da prodru u sočivo,

čime je povećana propusnost polimera, samim tim i udobnost, a smanjeno je naprezanje oka i produženo nošenje.

2.4.2. Gaspropusna (RGP) kontaktna sočiva

Rigidna gas permeabilna sočiva su počela da se koriste od 1974. godine i bila su izrađena od celuloze acetat biturat plastike. Ovaj materijal se previše savijao, izazivao astigmatizam rožnjače i brzo je napušten. Značajan napredak je postignut tek kad se počelo sa upotrebom silikon akrilata, čime je postignuta značajna propustljivost kiseonika kroz sočivo ka rožnjači i otpuštanje ugljen dioksida sa površine rožnjače. Pri upotrebi RGP sočiva rožnjača dobija 90 % kiseonika kroz sočivo, a samo 10 % preko suza.

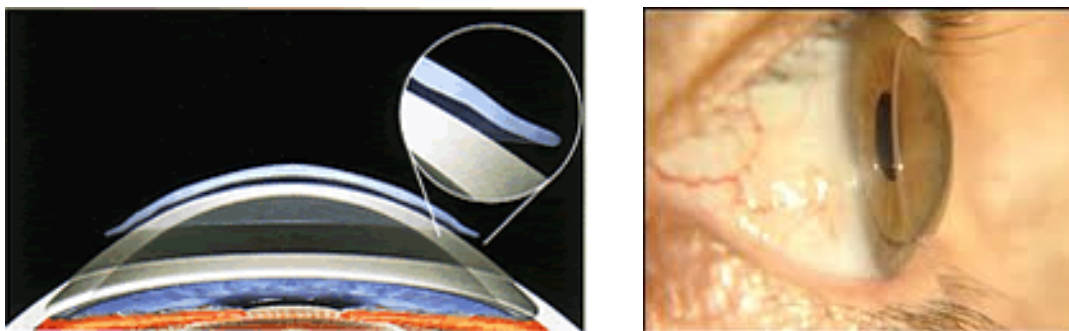
U proizvodnji gaspropusnih sočiva najčešće se koriste: silikon akrilat, fluoro-silikon akrilat i fleksibilni fluoropolimer. Silikon ima visoku permeabilnost za kiseonik, ali je vrlo hidrofoban, pa smanjuje kvašljivost sočiva i otpornost na savijanje. Zato se silikonu dodaju drugi monomeri – metilmetakrilat da bi se poboljšala čvrstina i dimenziona stabilnost, a HAMA da bi se poboljšalo vlaženje sočiva. Fluoro-silikon akrilat, za razliku od silikon akrilata, ima veću otpornost na stvaranje depozita i značajno bolju kvašljivost. Fluor, kao komponenta, potpomaže i boljem propuštanju kiseonika i to ne putem difuzije, već rastvaranjem kiseonika u njemu. Iz ovih razloga moguća je upotreba sočiva sa manjim Dk brojem, što ih čini mehanički stabilnijim i lakšim za obradu. Upotrebom fluoropolimera dobijaju se sočiva sa visokim Dk brojem (do 100), veoma otporna na stvaranje depozita i sa dobrom kvašljivošću. Nedostatak je visoka cena, velika savitljivost i loša obradivost.

U odnosu na PMMA sočiva, gaspropusna sočiva, osim propustljivosti za gasove, imaju i povećan komfor i mogućnost produženog nošenja. Propustljivost za kiseonik dozvoljava izradu sočiva značajno većeg prečnika, sa većom optičkom zonom, što smanjuje pojavu zablještavanja, omogućuje bolje centriranje sočiva na rožnjači i što je posebno značajno, mogućnost dobre korekcije astigmatizma rožnjače sa sfernom geometrijom. [7]

Osnovni nedostatak RGP sočiva je sklonost ka savijanju i lomljivost, zbog čega se često oštećuju prilikom održavanja. Takođe, ova sočiva u odnosu na PMMA, imaju veću sklonost ka stvaranju depozita lipida i proteina, zbog čega treba primeniti poseban postupak održavanja. Sve ovo traži neophodnost češće zamene sočiva – preporučuje se nošenje u trajanju do godine dana. Tržišno, glavni nedostatak ovih sočiva je početna neudobnost i

potreba privikavanja na njih, najčešće od 7 do 10 dana. Čini se da je ovo glavni razlog dominantne upotrebe mekih kontaktnih sočiva, uprkos brojnim prednostima koje imaju RGP sočiva.

Na slici 2.6. je dat položaj gaspropusnog sočiva na oku. Karakteristično je da dobro podešeno sočivo ni u jednoj tački ne dodiruje rožnjaču – kaže se da sočivo “pliva” po suznom filmu. Ovo obezbeđuje dobru pokretljivost sočiva i stalnu zamenu suznog filma u prostoru između sočiva i rožnjače.



Slika 2.6. Gaspropusno sočivo na oku (preuzeto iz [9])

Gaspropusna kontaktna sočiva se proizvode rezanjem na strugu i najčešće su namenjena za tzv. dnevno nošenje (nošenje preko dana i skidanje noću). Rok njihovog trajanja zavisi od karakteristika materijala, ali i od sistema održavanja i u proseku je oko godinu dana. Postoje i specijalna, tzv. ortokeratološka sočiva, koja se nose samo noću, za vreme spavanja i ona se izrađuju od materijala sa visokim vrednostima Dk. RGP sočiva se koriste za korekciju svih refrakcionih anomalija, uključujući i keratokonus koji se uglavnom ne može korigovati mekim kontaktnim sočivima.

2.4.3. Meka kontaktna sočiva

Meka kontaktna sočiva se izrađuju od hidrofilnih polimera, koji lako i brzo apsorbuju vodu do određene maksimalne koncentracije, čiji se stepen bubrenja definiše spoljnim stimulansima kao što su temperatura, pritisak, pH i drugo. *Hidrogelovi* su slabo umreženi hidrofilni polimeri na bazi slabih interakcija, sposobni da apsorbuju velike količine vode ili bioloških fluida, pri čemu bubre, ali se ne rastvaraju.

Prva hidrogelna sočiva su napravljena od hidrogela pHEMA (poli 2-hidroksietilmetakrilat). Ona su bila znatno deblja i propuštala su kiseonik neznatno više od tvrdih hidrofobnih sočiva od PMMA materijala. Revolucija u svetu kontaktnih sočiva se dogodila kada je postala moguća proizvodnja tankih sočiva sa velikom transmisijom kiseonika. Pojava takvih materijala je inicirala brojna istraživanja i razvoj fiziološki sve savršenijih materijala za meka kontaktna sočiva. Prvi hidrogelni materijal koji je koristila kompanija *Bausch & Lomb* za izradu mekih kontaktnih sočiva bio je materijal *polimacon*, koji predstavlja monomer HEMA koji je umrežen sa etilenglikol-dimetakrilatom. Glavna prednost HEMA je njegova sposobnost da upija (apsorbuje) vodu. Sadržaj vode u njemu može da dostigne vrednost do 38%. To najčešće obezbeđuje potrebnu i dovoljnu elastičnost i mekoću sočiva, kao i transmisiju kiseonika. Ipak, osnovni nedostatak ovog materijala je ograničena transmisija kiseonika u poređenju sa savremenim materijalima sa višim sadržajem vode. Za povećanje sadržaja vode u materijalu, HEMA se kombinuje sa različitim monomerima. Polimeri dobijeni na bazi HEMA razlikuju se upravo po količini i sastavu dodatih monomera. Svi ti agensi različito utiču, kako na sadržaj vode u sočivu, tako i na električni naboj i druge fizičke osobine polimera. Danas na tržištu postoje i brojni, tzv. ne-HEMA materijali, kao na primer: *krofilkon A* (koji u sastavu ima MMA i glicerilmetakrilat (GMA), sa sadržajem vode 38,5% i većom tvrdoćom i otpornošću na depozite nego HEMA), *lidofilkon A* (koji u sastavu ima MMA i NVP, sa sadržajem vode 70% i 79%, koji zahvaljujući prisustvu MMA imaju značajnu čvrstinu i trajnost) i *atlafilkon A* (jedini ne-HEMA materijal koji sadrži polivinilski alkohol kao osnovni ingradijent, sa sadržajem vode 64% i odličnom otpornošću na depozite).

Za hidrogelove kažemo da su umreženi polimeri. U suvom stanju, pre hidratizacije, oni su slični tvrdim polimerima – neelastični, lomljivi, kruti. Pri potapanju u vodu, hidroksilne grupe polimera u suvom stanju, privlače molekule vode i upijaju ih. Zapremina upijene vode zavisi od količine hidroksilnih komponenti u njegovoj strukturi. Hidrogelovi imaju amorfnu strukturu koja je prožeta mnogobrojnim porama, čiji se broj i dimenzije kod različitih materijala razlikuju. Dimenzije tih pora (0,5 do 3,5 μm) su vrlo male za prolaz mikroorganizama, osim ako struktura polimera nije narušena. Istovremeno mnogi joni, koji konzerviraju materijale i koji su rastvorljivi u vodi, su ustvari preparati tipa steroida i antibiotika i mogu sa lakoćom da prolaze kroz hidrogel, kako u jednom, tako i u obrnutom pravcu.

Meka kontaktna sočiva se takođe proizvode rezanjem, ali sve više livenjem, čime se dobijaju lagerska sočiva za tzv. planiranu zamenu: dnevna, nedeljna, mesečna, tromesečna itd.

2.4.4. Silikon-hidrogel (Si-Hy) kontaktna sočiva

Preliminarni pokušaji (1970-ih i ranih 1980-ih) upotrebe silikona unutar hidrogel sočiva u silikonskim elastomerima nisu bili uspešni zbog hidrofobnog silikona koji se nalazi na površini materijala. Ova sočiva su se “lepila” za površinu rožnjače, imala su smanjenu otpornost na depozite i smanjenu kvašljivost. Kako bi se ovi problemi prevazišli, bilo je neophodno ovladati tehnologijom modifikovanja površine, da bi se povećala hidrofilnost i kvašljivost površine sočiva, a samim tim i poboljšala biokompatibilnost. Rešenje je pronađeno u plazma tretmanu površina sočiva, čime je dobijen stabilniji suzni film, površina je postala manje iritirajuća, a povećana je i otpornost na depozite. Zahvaljujući napretku tehnologije razvijena su nova silikonska hidrogel sočiva, koja su se prvi put pojavila na tržištu 1999. godine. Dodavanje silikona sočivu povećava transmisiju kiseonika, dok hidrogelna komponenta dozvoljava transport fluida i pokretljivost sočiva po rožnjači. Kombinacija ove dve komponente pruža bezbedno, produženo nošenje sočiva u poređenju sa konvencionalnim materijalima. Ovi materijali propuštaju 5-6 puta više kiseonika od običnog p-HEMA materijala, pa se tako ova sočiva mogu nositi i tokom 30 dana i noći neprekidno uz obavezan nadzor i kontrolu oftalmologa.

3. UOČAVANJE PROBLEMA I CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Pošto je oko u suštini detektor svetlosti, moramo najpre razumeti prirodu svetlosti i zakonitosti njene interakcije sa okom, kako bi razumeli vizuelnu percepciju i ograničenja vida. Svetlost se karakteriše kao deo elektromagnetnog spektra zračenja, dualne prirode : talasne i kvantne. Elektromagnetni talasi su nosioci energije, čiji intezitet zavisi od njihove talasne dužine, odnosno frekvencije. Talasi manjih talasnih dužina, vidljivog dela spektra, imaju viši nivo energije i mogu da prouzrokuju fototermička, fotomehanička i fotohemijska oštećenja oka. Isto tako, drugi bliski delovi elektromagnetnog spektra (ultraljubičasto i infracrveno zračenje) interaguju sa okom i takođe mogu uzrokovati oštećenja.

Naš osećaj za svetlost se javlja kao posjedica stimulacije fotoreceptora - čepića i štapića na retini i signala koji se iz njih prenose u vizuelni centar mozga preko mnogobrojnih nervnih ćelija i puteva. Sliku na retini formira optički sistem oka, ali u tom procesu ne učestvuje sva svetlost koja uđe u oko. Deo te svetlosti se reflektuje – rasipa, a deo se apsorbuje, gde se jedan manji deo apsorbovane svetlosti reemituje u vidu fluorescencije.

U ovom poglavlju govorimo o prirodi svetlosti, kako se kvantifikuje i njenim različitim aspektima koji utiču na vid.

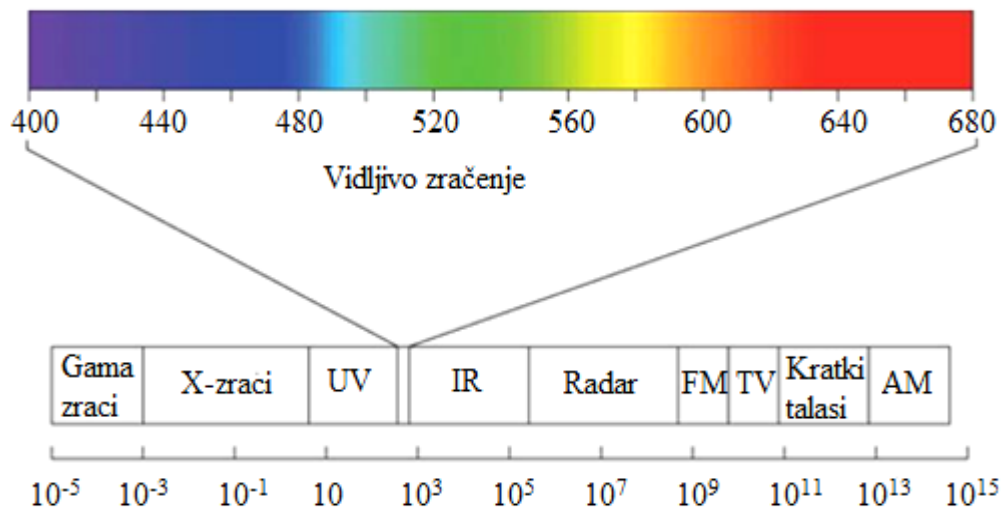
3.1. Uočavanje problema senzitivnosti oka za određene talasne dužine

3.1.1. Elektromagnetni spektar zračenja

Elektromagnetni spektar se pruža od zračenja kratkih talasnih dužina, kao što su gama zraci, do zračenja dugih talasnih dužina, kao što je amplitudna modulacija (AM).

Vidljivi deo spektra je onaj deo elektromagnetnog zračenja koji je ljudsko oko sposobno da detektuje (slika 3.1.), koji se nalazi u opsegu talasnih dužina od 400 do 680 nm ($1\text{nm} = 10^{-9}\text{m}$). Druge talasne dužine nisu vidljive, ili zbog toga što ih očni medijumi ne prenose, ili zato što ih ne apsorpuju fotopigmenti retine. Vidljivi deo spektra možemo podeliti na boje :

ljubičasta (400-440nm); plava (440-470nm); zelena (470-550nm); žuta (550-570nm); narandžasta (570-620nm) i crvena (620-680nm).



Slika 3.1. Elektromagnetni spektar (preuzeto i modifikovano iz [10])

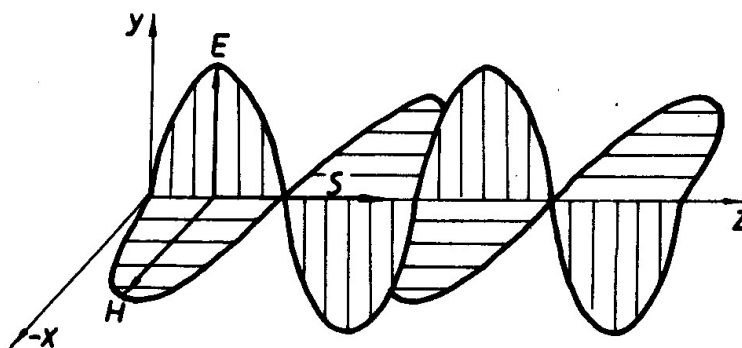
Ultraljubičasto (ultravioletno) zračenje (UV) obuhvata elektromagnetno zračenje manjih talasnih dužina od vidljivog zračenja, ali većih od onih koje imaju X-zranci ili Gama zranci. Kada se ispituje njegovo delovanje na ljudsko zdravlje i okolinu, ultraljubičasto zračenje se obično deli na UV-A (400-315 nm) ili dugotalasno, UV-B (315-280 nm) ili srednjetalasno i UV-C (280-100 nm) ili kratkotalasno [11]. U spektru Sunčevog zračenja na ultraljubičasto zračenje otpada samo 5% energije. UV-C-zranci vrlo malo prodiru do površine Zemlje, pa tako i do naše kože ili očiju, jer se apsorbuju u ozonskom sloju atmosfere. UV-A i UV-B zranci prodiru kroz spoljašnji sloj kože ili kroz strukture oka i mogu da izazovu različita oštećenja i oboljenja: degenerativne promene, opekotine, kancer, alergiju i sl.

Infracrveno zračenje (IC) obuhvata elektromagnetno zračenje većih talasnih dužina od vidljivog zračenja, a manjih od radiotalasa. Infracrveno zračenje je, takođe, podeljeno u tri podgrupe: IR-A (680-1400nm); IR-B (1.400-3.000nm) i IR-C (3.000- 10.000+nm). Ime dolazi od latinske reči *infra*, što znači ispod i obuhvata talasne dužine ispod crvenog svetla [12]. IC zrake emituju zagrejana tela i neki molekuli kada se nađu u pobuđenom stanju. Većina materijala ih dobro apsorbuje, pri čemu se energija infracrvenog zračenja pretvara u unutrašnju energiju materije, što rezultira porastom njene temperature.

Sunčeva svetlost emituje otprilike snagu zračenja od 1004 W po kvadratnom metru, od toga na infracrveno zračenje otpada 527 W, na vidljivu svetlost 445 W i na ultraljubičasto zračenje 32 W. [13]

3.1.2. Dvojna priroda svetlosti

Za svetlost se najčešće kaže da je talasne prirode, tj. da se prostire kao i svi elektromagnetni talasi koje karakterišu vektor električnog polja (E) i magnetnog polja (H). Oba vektora osciluju u jednakim fazama u međusobno normalnim ravninama. Brzina prostiranja svetlosti (talasa) normalna je na pravce vektora E i H (slika 3.2.).



Slika 3.2. Elektromagnetni talas

Brojni eksperimenti, međutim, potvrđuju i kvantnu prirodu svetlosti. Kada se ovako prikaže, elektromagnetno zračenje se sastoji iz diskretnih paketa energije nazvanih *kvanti* ili *fotoni*. Količina energije po kvantu svetlosti je data sledećom jednačinom:

$$E = h\nu \text{ ili } E = hc / \lambda$$

gde su: E - energija po kvantu, h - Plankova konstanta (6.626×10^{-37} J/Hz), ν - frekvencija, c - brzina svetlosti (3×10^8 m/s), λ - talasna dužina

Ove relacije pokazuju da svetlosni kvanti kratke talasne dužine imaju više energije nego kvanti dužih talasnih dužina. Ovo je klinički važno, zato što kvanti visoke energije proizvode više oštećenja bio-tkiva kada su apsorbovani nego što je to slučaj sa kvantima niže energije. Zbog kratke talasne dužine ultraljubičasto zračenje (UV) sadrži mnogo više energije po kvantu. Ovo zračenje može da izazove značajno oštećenje ćelija, uključujući

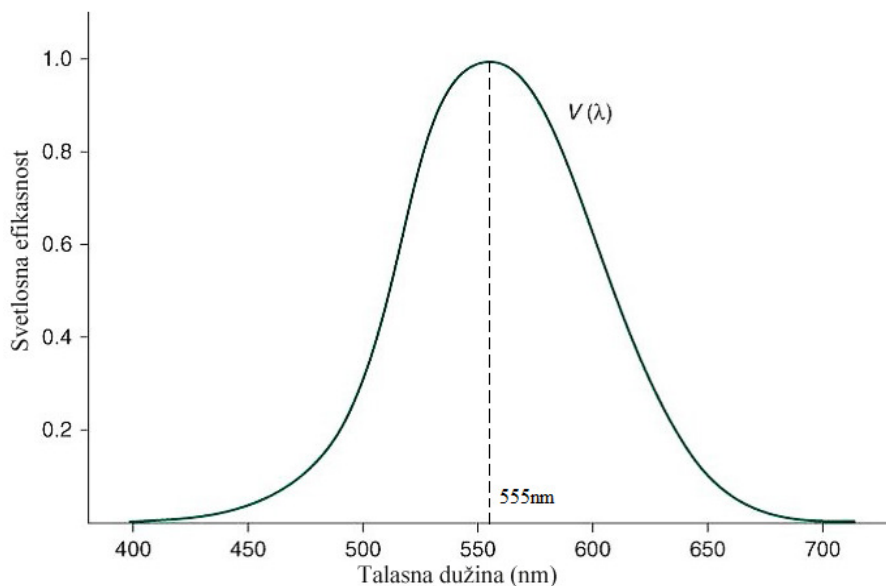
mutacije koje vode malignosti. O problemu zaštite od UV zračenja, kao i moguće uloge kontaktnih sočiva biće više reči u poglavlju 3.1.7.

3.1.3. Osvetljenje i oko

Svetlost je samo jedan od mnogobrojnih oblika elektromagnetnog zračenja, specifična po tome što samo njene talasne dužine leže u opsegu koji je u stanju da stimuliše ljudski vizuelni sistem. Naša vizuelna percepcija u mnogome zavisi od nivoa svetlosti koji dolazi do našeg čula vida.

Fotopični , skotopični i mezopni vid

Kriva spektralnog vizuelnog odgovora (spektralne efikasnosti) približno je oblika zvona (Gausova raspodela), a njene karakteristike zavise od nivoa svetlosti koja do oka dolazi od svetlosnog izvora. Razlikuju se dve ekstremne forme krive spektralnog odgovora: jedna za srednje do visokih nivoa svetlosti, a druga za niske nivoe svetlosti. Za srednje i visoke nivoe svetlosti dominantni su čepići, pa se odgovor u boji i spektralni odgovor nazivaju *fotopični* odgovor. Za niske nivoe svetlosti dominantni su štapići, što znači da ne možemo razaznati boju, a spektralni odgovor se naziva *skotopični* odgovor. Opseg nivoa svetlosti između ova dva ekstrema, gde su aktivni i štapići i čepići, naziva se *mezopni* opseg.

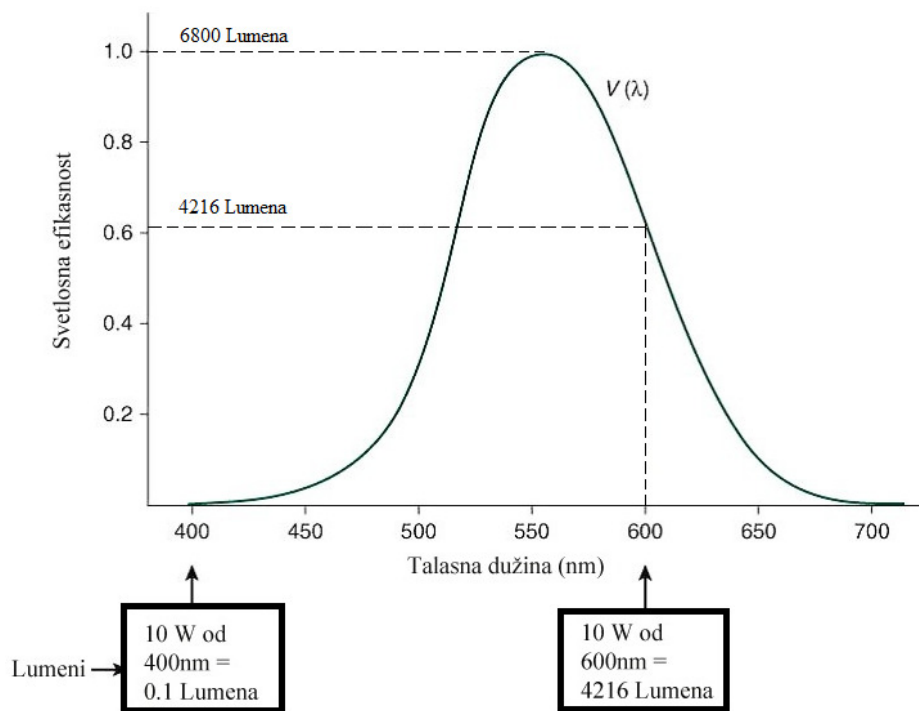


Slika 3.3. Svetlosna efikasnost oka $V(\lambda)$, pri fotopičnoj svetlosti, kao funkcija talasne dužine. (preuzeto i modifikovano iz [5])

Osnova fotometrijskih merenja je fotopična kriva svetlosti $V(\lambda)$ (slika 3.3.), koja pokazuje da su određene talasne dužine efikasnije u stimulanju vizuelnog sistema oka nego druge. Treba imati u vidu da, iako su blisko povezane, svetlosna efikasnost nije isto što i jasnoća vida.

Razumevanje fotopičnog, skotopičnog i mezopnog vida podrazumeva jasno razgraničenje pojmova osnovnih fotometrijskih i radiometrijskih veličina (PRILOG - A).

Osnovna jedinica u fotometriji je *lumen*, kao jedinica mere *svetlosnog fluksa*, tj. *jačine svetlosti*. Lumen možemo definisati i kao meru ukupne količine svetlosti u nekom prostoru. Ekvivalentna jedinica u radiometriji je *vat (W)*, kao mera *jačine zračenja*. Ako kažemo da svetlosni izvor emituje toliko vati elektromagnetnog zračenja, to znači da on emituje određenu količinu lumena svetlosti. Odnos lumena prema vatima određenog svetlosnog izvora je poznat kao *svetlosna efikasnost*. Po konvenciji, vrh krive $V(\lambda)$ je definisan kao: 680 lumena po vatu na 555 nm. Druge talasne dužine su manje efikasne, proizvodeći manje lumena po vatu.



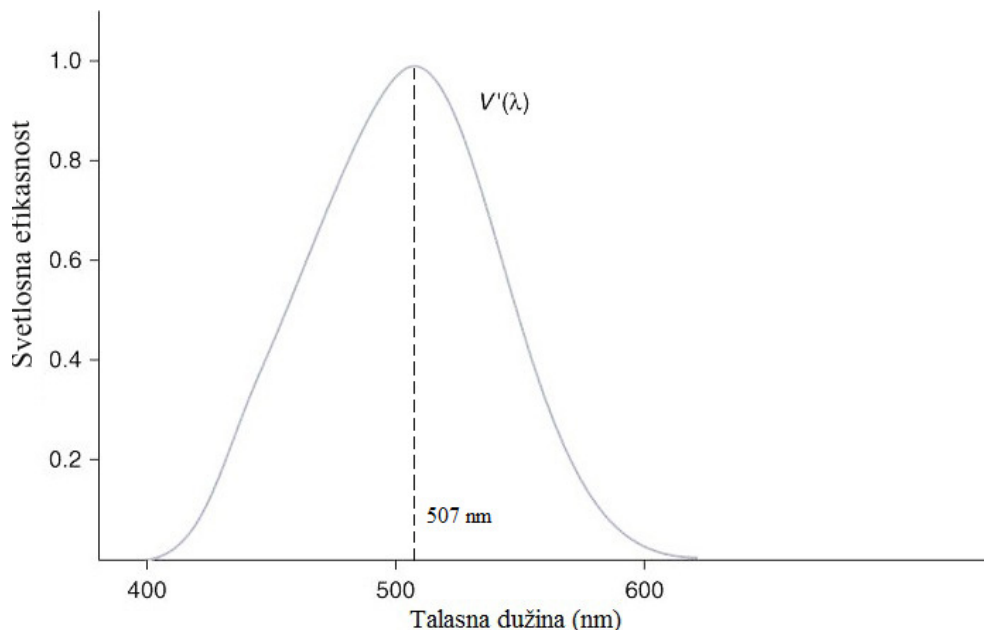
Slika 3.5. Stimulus od 10 W, 400 nm daje nula lumena svetlosti, dok stimulus od 10 W, 600 nm daje 4216 lumena. Iako oba imaju istu snagu, imaju različite uticaje na vizuelni sistem i zato imaju različite svetlosne efikasnosti. (preuzeto i modifikovano iz [5])

Imajući u vidu odnos lumena prema watu, možemo razumeti prethodni primer (slika 3.5.) u kome dva monohromatska svetlosna izvora talasnih dužina 400 i 600 nm emituju po 10 W jačine zračenja. Kako je svetlosna efikasnost od 400 nm nula, ovaj izvor emituje nula lumena i kažemo da on ima jačinu zračenja, ali ne i svetlosnu jačinu. Izvor od 600 nm (svetlosne efikasnosti 0,62) proizvodi svetlost jačine 4216 lumena. Ovaj izvor, iako iste jačine zračenja kao i onaj od 400 nm, ima značajnu jačinu svetlosti.

Skotopične jedinice

Diskusija o fotometriji, do sada, odnosila se na fotopični vid, ali je ponekad neophodno da se specificiraju vizuelni stimuli u skotopičnim jedinicama. Ako se stimulus posmatra pod slabom svetlošću, gde su aktivni samo štapići, skotopične jedinice su najprikladnije. Osnovna jedinica skotopične fotometrije je *skotopični lumen*, jedinica *skotopične fotometrijske jačine*.

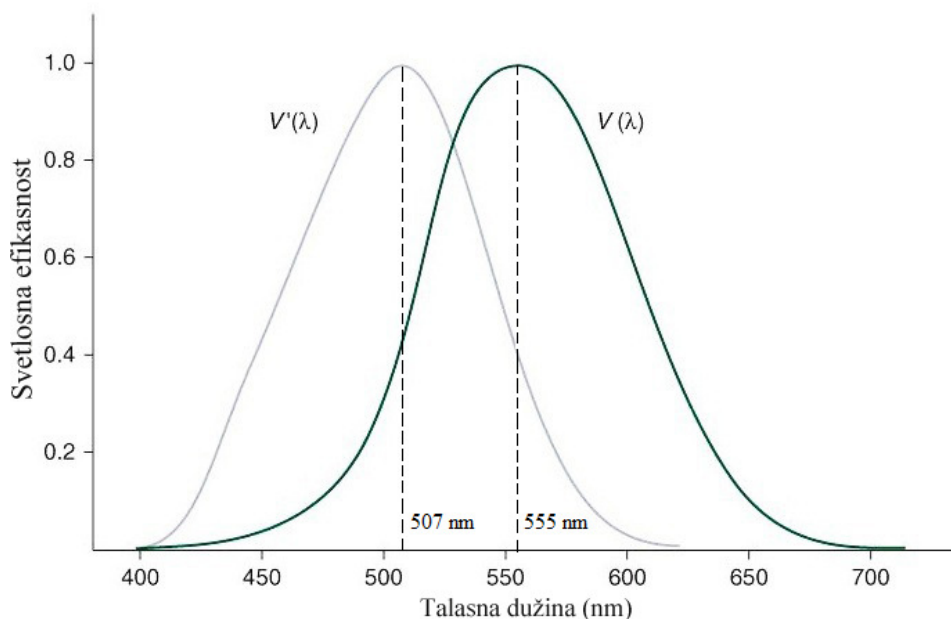
Po konvenciji, maksimum *skotopične efikasnosti* iznosi 680 skotopičnih lumena po watu na 507 nm. Broj skotopičnih lumena po watu, za druge talasne dužine, je određen funkcijom skotopične svetlosti $V'(\lambda)$, koja je data na slici 3.6.



Slika 3.6. Funkcija skotopične svetlosti $V'(\lambda)$ (preuzeto i modifikovano iz [5])

Na slici 3.7. dati su uporedno dijagrami $V(\lambda)$ i $V'(\lambda)$ u istim koordinatama. Ovo pokazuje jasnu razliku u svetlosnoj efikasnosti oka u fotopičnim i skotopičnim uslovima. U

fotopičnim uslovima (dnevne svetlosti) oko je najosetljivije na stimulus od 555 nm (granica zeleno-žuta), a u skotopičnim uslovima (sumraka) na stimulus od 507 nm (zeleni).



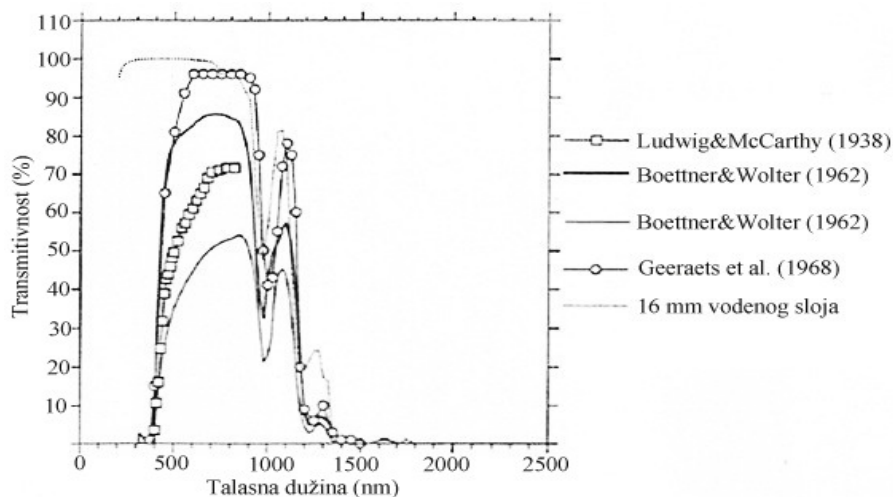
Slika 3.7. Skotopična i fotopična funkcija nacrtane na istim koordinatama (preuzeto i modifikovano iz [5])

3.1.4. Spektralna transmitivnost oka

Objavljeno je nekoliko interesantnih studija u kojima su predstavljeni rezultati merenja transmitivnosti oka. Rezultati su značajni kako za sagledavanje transmitivnosti celog oka, tako i transmitivnosti njegovih pojedinačnih delova. Na svakom od narednih dijagrama dat je i rezultat merenja spektralne transmitivnosti kroz vodeni sloj određene debljine, koja je nešto kraća od dužine optičkog puta svetlosti kroz celo oko ili kroz njegove pojedinačne delove. Svakako je interesantno uporediti ove rezultate i utvrditi eventualne razlike, imajući u vidu da je voda osnovni gradivni element svih struktura oka. U tumačenju rezultata treba imati u vidu i to da na svakoj prelomnoj površini oka dolazi do refleksije (rasipanja) određene količine svetlosti, tako da moramo razlikovati *ukupnu* transmitivnost od *direktne* (bez rasipanja svetlosti).

Na slici 3.8. pokazana je spektralna transmitivnost celog oka (koje uključuje rožnjaču, očnu vodicu, sočivo i staklasto telo) u funkciji talasne dužine, objavljeno u radovima različitih

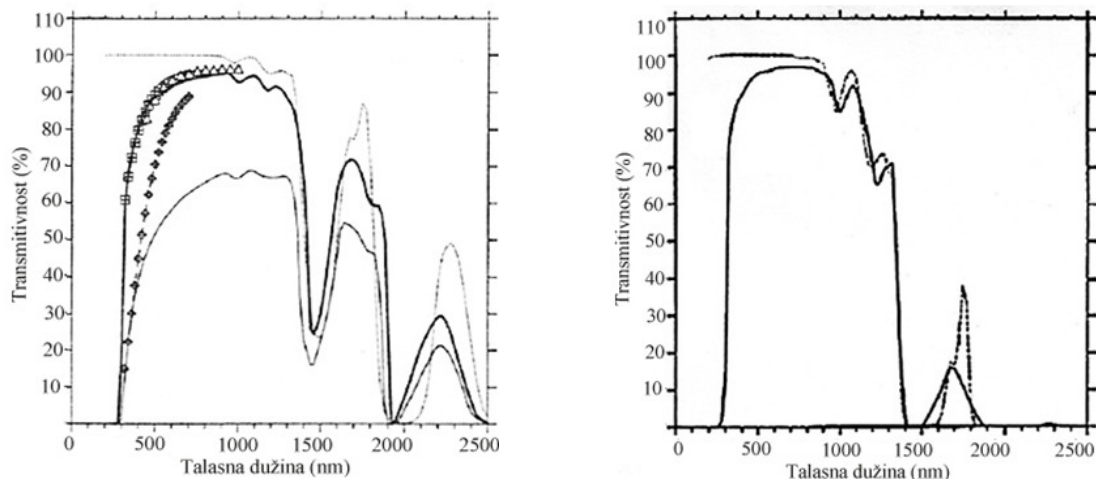
istraživača. Rezultati merenja transmitivnosti oka su upoređeni sa dijagramom transmitivnosti vodenog sloja od 16 mm i može se konstatovati značajna podudarnost.



Slika 3.8. Spektralna transmitivnost celog oka, od različitih istraživača (preuzeto i modifikovano iz [13])

Spektralna transmitivnost pojedinih očnih komponenti

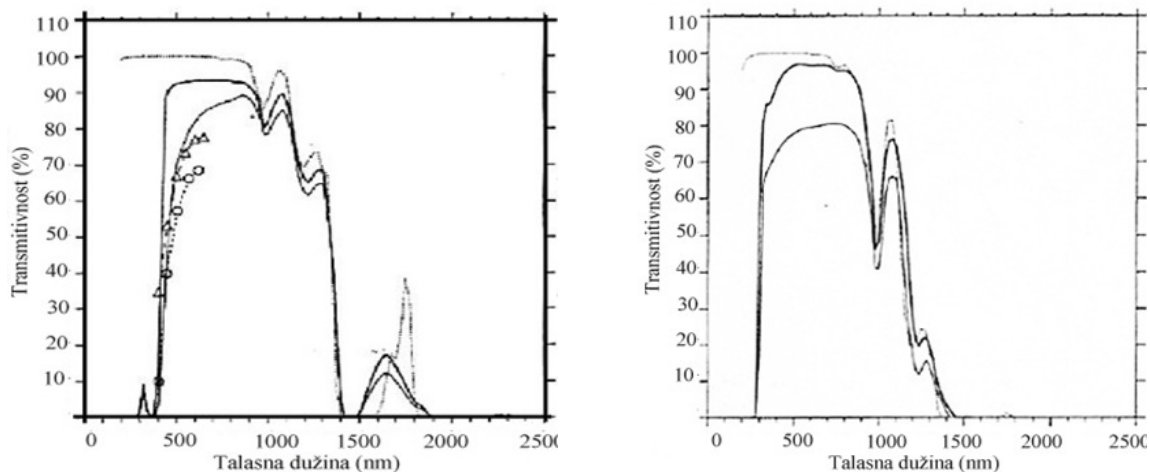
Slika 3.9. prikazuje spektralnu transmitivnost rožnjače i očne vodice. *Boettner* i *Wolter* su pokazali da ukupna i direktna transmitivnost rožnjače i očne vodice ne zavise od starosti ispitanika.



Slika 3.9. Spektralna transmitivnost rožnjače (levo) i očne vodice (desno) (preuzeto i modifikovano iz [13])

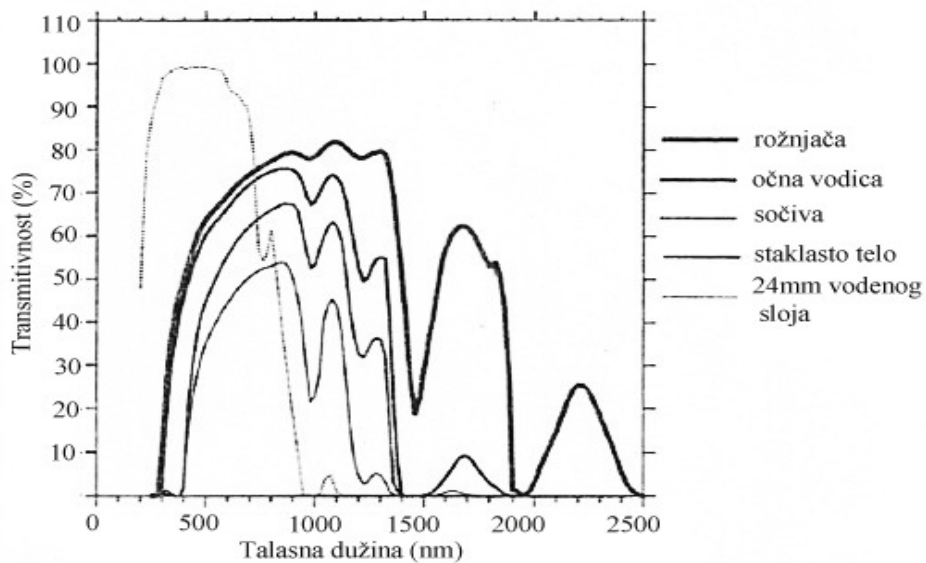
Slika 3.10. prikazuje spektralnu transmitivnost očnog sočiva i staklastog tela. *Said*, *Weale*, *Boettner* i *Wolter* su pronašli da se i ukupna i direktna transmitivnost smanjuju sa godinama

života kod očnog sočiva, posebno pri kratkim talasnim dužinama, a da transmitivnost staklastog tela ne zavisi od godina starosti pacijenta.



Slika 3.10. Spektralna transmitivnost očnog sočiva (levo) i staklastog tela (desno) (preuzeto i modifikovano iz [13])

Slika 3.11. pokazuje direktnu transmitivnost kada svetlost prolazi kroz celo oko (*Boettner i Wolter*). Podaci pokazuju spektralnu transmitivnost na zadnjoj površini svake očne komponente.



Slika 3.11. Kumulativne spektralne transmitivnosti na zadnjim površinama očnih komponenti, (preuzeto i modifikovano iz [13])

Zaključak

Iz prethodnih dijagrama prvo što možemo primetiti je činjenica da strukture oka propuštaju, osim vidljivog dela spektra, i veće talasne dužine, sve do 1.400 - 1.500 nm (IC-A i deo IC-B) i to najviše rožnjača, pa očna vodica i sočivo, a najmanje staklasto telo. Rožnjača, uz dva minimuma na 1.500 i 2.000 nm, transmituje delove spektra sve do 2.500 nm. Takođe se može konstatovati da, od svih struktura oka, jedino rožnjača ima smanjenu transmitivnost sa godinama života i to za manje talasne dužine. Za ovaj rad od posebnog značaja je efekat svetla na mrežnjači, a on je uslovljen načinom na koji svetlo prolazi okularna tkiva kako bi došlo do mrežnjače. Iako je dizajn optičkog sistema oka podešen tako da se svetlo fokusira na centralni deo mrežnjače, određeni deo svetlosne energije koja ulazi u oko biva apsorbovan od strane optičkih medija, a određeni deo rasut po strukturi oka.

3.1.5. Oko - apsorpcija svetlosti

Apsorpcija optičke energije od strane molekula zavisi od načina na koji foton, koji dolazi iz spoljnog svetlosnog izvora, biva prihvaćen u tkivima oka. Molekul može apsorbovati foton samo ako je energija fotona ekvivalentna energetskej razlici između trenutnog energetskog stanja molekula i dozvoljenog nivoa više-energije, poznate kao stanje pobuđivanja. Za talasne dužine u gronjem delu vidljivog spektra, kao i za talasne dužine svetla u dela IC-A (600-1400 nm), vibraciona i rotaciona energetska stanja dominiraju nad stanjima pobuđenosti. Zato molekuli u tkivu teže da dobiju i rotacionu i vibracionu energiju pre nego da dosegnu svoje pobuđeno stanje. To je razlog što u ovom delu spektra imamo veću transmisiju nego u delu spektra manjih talasnih dužina, a povećanje srednje kinetičke energije se troši „uzalud“, jer se molekuli sudaraju jedni sa drugima, što samo povećava njihovu temperaturu [14].

Pošto je glavna komponenta oka voda, moglo se i očekivati da je spektralna apsorpcija očnih medijuma pod jakim uticajem apsorpcionih osobina vode, i to je prikazano na slikama 3.8. do 3.11. Pošto oko nije napravljeno samo od vode, pokazano je i to da se za bilo koju komponentu, najbolje podudaranje javlja za dužinu vodenog sloja nešto kraću od debljine te komponente oka. Očekivano je i dobro poklapanje za očnu vodicu i staklasto telo, pošto oni imaju najveću koncentraciju vode, a najlošije za rožnjaču i sočivo. Za oko

kao celinu, transmisija kroz 16 mm vodenog sloja se poklapa sa rezultatima za celo oko. Takođe pokazano je da, za talasne dužine veće od 600 nm, spektralnom apsorpcijom oka dominira voda. Apsorpcija energije od strane vode, pri ovim talasnim dužinama, može dovesti do zagrevanja vode i okolnih tkiva, pa tako i do njihovog termalnog oštećenja. Za manje talasne dužine, očno tkivo je daleko više apsorbujuće nego sličan put vode, što ukazuje da apsorpcione osobine proteina i drugih ćelijskih komponenti dominiraju procesom apsorpcije, a to povećava i rizik da mogu biti oštećeni zračenjem.

Na slici 3.12. je dat dijagram spektralne apsorpcije pojedinih optičkih medija oka.



Slika 3.12. Apsorpcija oka (preuzeto i modifikovano iz [14])

Slike 3.7. do 3.10. pokazuju da postoji jaka apsorpcija struktura oka, za talasne dužine manje od 400 nm. Rožnjača apsorbuje potpuno UV-C i većinu UV-B zračenja (ispod 290 nm). Sočivo apsorbuje većinu svetla blizu UV-B i sve UV-A zračenje (između 300 i 400 nm). Starenjem očno sočivo menja strukturu, kažemo postaje „kataraktno”, i apsorbuje više kratkotalasnog svetla (300-400nm). Kako se staklasto telo sastoji od 98% vode, njegove apsorpcione karakteristike podsećaju na vodu. Smatra se da makularni pigmenti (MP: *zeaksantin*, *lutein*, i *mezo-zeaksantin*) donose dodatnu zaštitu mrežnjači putem svoje sposobnosti da apsorbuju relativno visokoenergetsko plavo svetlo. Sa apsorpcionim spektrom čiji je pik na 460nm, procenjuje se da ovi makularni pigmenti filtriraju otprilike 40% vidljivog plavog svetla [15]. Kao zaključak možemo reći da talasne dužine vidljivog

spektra i IR-A pojas prolaze kroz strukture oka uz malo apsorpcija, dok se UV, IR-B i IR-C pojasevi skoro u potpunosti apsorbuju. Deo spektra koji prolazi do mrežnjače i zauzima pojas od 400 do 1.400 nm talasne dužine, zbog mogućeg štetnog dejstva, nazivamo regionom rizika mrežnjače (Slika 3.12.).

3.1.6. Fototoksičnost svetla na mrežnjači

Vizuelna percepcija počinje u trenutku kad foton svetlosti padne na fotoreceptor i tako izazove vizuelnu transdukciju, odnosno pretvaranje svetlosnog signala u električni. Brojna su istraživanja i izveštaji u literaturi koji podržavaju tvrdnju da svetlost ima toksični potencijal, što može izazvati degenerativne promene i povrede, naročito mrežnjače, ali i ostalih tkiva oka.

Apsorpcija optičke energije od strane molekula ima odlučujuću ulogu u određivanju potencijalne fototoksičnosti svetla na mrežnjači. Dva su najvažnija izvora apsorpcije u očnim strukturama – rožnjača i očni sočivo. Do mrežnjače dolaze oni delovi elektromagnetnog spektra koji nisu prethodno apsorbovani, što je definisano u prethodnom poglavlju 3.1.5. Tri su osnovna mehanizma kojima svetlost može da ošteti mrežnjaču: fototermalni, fotomehanički i fotohemijski. [16]

Fototermalna oštećenja

Fototermalna oštećenja nastaju transferom energije fotona od izvora svetlosti do tkiva mrežnjače i njenim pretvaranjem u toplotnu energiju. U poglavlju 3.1.2. je definisana energija fotona relacijom: $E = hc / \lambda$, što znači da je ona obrnuto proporcionalna talasnoj dužini svetlosti. Što je kraća talasna dužina veća je kinetička energija molekula, pa je veća i njihova temperatura za dato vreme izlaganja. Do nepovratnog toplotnog oštećenja rožnjače može doći ako se temperatura ambijenta mrežnjače podigne za najmanje 10°C. Trenutno odumiranje ćelija može nastati na temperaturama izlaganja većim od 72°C. Na ćelijskom i molekularnom nivou povećanje temperature dovodi do denaturacije proteina, gubitka tercijalne strukture molekula i fluidizacije membrana. [17]

Smatra se da je pigment *melanin* najefikasniji apsorber toplotnog zračenja. Kako je on primarno lociran u retinalnom pigmentnom epitelijumu (RPE), posle primene lasera na mrežnjaču, histološki dokaz toplotnog oštećenja inicijalno će se videti na nivou RPE-a i na

nivou fotoreceptora. Možda je najčešći primer fototermalnog dejstva na mrežnjaču klinička upotreba lasera za tretiranje različitih patologija mrežnjače, uključujući dijabetičnu retinopatiju, edem mrežnjače i dr. Eksperimentalne studije sa životinjama omogućile su oftalmolozima da odrede jačinu podešavanja lasera kako bi dobili željeno povećanje u temperaturi. Fotokoagulacija tkiva laserom nastaje kao rezultat intermedijalnog povećanja temperature preko praga oštećenja (65°C), ali ispod tačke ključanja vode u tkivu, što dovodi do trenutnog razaranja tkiva. Najčešće se koriste ili kriptonski (647 nm) ili argonski (514 nm) laser sa kraćim vremenima izlaganja (<1.0s) i manjim veličinama spota (obično između 50 i 400 μ m).

Fotomehanička oštećenja

Fotomehanička oštećenja se odnose na oštećenje tkiva, zbog mehaničkih kompresivnih ili zatezних sila, nastalih brzim uvođenjem energije u melanosome RPE-a. Smatra se da fotomehanička oštećenja uzrokuju visoka zračenja, u opsegu od megavata ili teravata po kvadratnom centimetru, u vreme izlaganja u opsegu od nanosekunda do pikosekunda. Uvođenje energije se javlja brže od vremena relaksacije koje je potrebno da se oslobodi mehanički stres stvoren na tkivu putem termoelastične ekspanzije. To rezultira formiranjem mikrokavitacionih mehurića, koji su „smrtonosni“ za RPE-u i druge ćelije. Smatra se da ove kompresivne i zatezne sile generišu sonične trenutne ili šok talase, koji takođe mogu da dovedu do trajnog oštećenja RPE-e ili fotoreceptora. Količina oštećenja vezana je za isporuku i količinu apsorbovane energije [18]. Dobar primer fotomehaničkog delovanja je upotreba Nd-Yag lasera u tretmanu pacijenata sa glaukomom skrivenog ugla ili pacijenata sa sekundarnom kataraktom.

Fotohemijska oštećenja

Fotohemijska oštećenja su najčešća i nastaju kao posledica dužeg vremena izlaganja svetlu nižih talasnih dužina (više energije). To se pre svega odnosi na UV zračenje, ali i na „plavi“ deo vidljivog spektra (od 400 do 470 ili čak do 500nm), koji često zovemo „skoro-UV“ ili „blisko-UV“. Plavi deo vidljivog spektra ima energetske potencijale čiji su efekti kumulativni i koji mogu izazvati značajna fotohemijska oštećenja očnog sočiva, a posebno mrežnjače.

O efektima UV zračenja i zaštitnoj ulozi kontaktnih sočiva biće reči u narednom poglavlju.

Međutim, savremeni način života nameće potrebu za sve ozbiljnijom zaštitom od plavog svetla. Većina komercijalnih displeja, kao i domova i kancelarija, osvetljena je hladnim belim fluorescentnim cevima koje emituju snažan snop svetla u opsegu plave. Sve više vremena provodimo ispred video displejnih terminala, računara i drugih uređaja, koji takođe emituju plavu svetlost. Posebnu opasnost predstavljaju tzv. „crne svetiljke“ koje emituju dugotalasno UV-A zračenje i vrlo malo vidljive svetlosti. To su one lampe čiju svetlost „ne vidimo“, a koristimo za sterilizaciju prostora ili medicinskog pribora, za polimerizaciji ispuna za plombe zuba, za očitavanje vodenih žigova na kreditnim karticama, vozačkim dozvolama i pasošima, za razne vidove senzorne stimulacije i treniranja vida i dr.

U poglavljima 3.1.4. i 3.1.5. dokumentovano je da rožnjača i očno sočivo predstavljaju prirodne filtre za UV i plavo svetlo. Međutim, brojni su medicinski dokazi da ni ljudska rožnjača, ni sočivo ne pružaju dovoljno zaštite od plavog svetla našeg modernog okruženja i da produženo izlaganje plavom svetlu može trajno oštetiti neke strukture oka. Dok nekim ljudima plava svetlost iritira oči ili stvara glavobolje, neki je potpuno ignorišu. Smatra se da oštećenja nastaju kada prirodni regulatori bivaju „nadjačani“. [19]

Svetlost talasnih dužina u višem-energetskom delu vidljivog spektra reaguje sa molekulima *hromofora* koji se nalaze u mrežnjači i RPE-u. Hromofor je oblast u molekulu u kome energetska razlika između orbite dva različita molekula podpada opsegu vidljivog spektra. Vidljiva svetlost koja pada na hromofor se onda može apsorbovati i njena energija potrošiti na pobuđivanje elektrona, tj. prevođenje elektrona iz njihovog osnovnog stanja u pobuđeno stanje. Izlaganje ovoj radijantnoj energiji može da uzrokuje stvaranje slobodnih radikala. Pobuđeno stanje elektrona je nestabilno, pa se podignuti nivo energije u pobuđenom stanju može potrošiti na jedan od sledećih načina. Dok će neki atomi jednostavno osloboditi kvantum energije koji su prethodno apsorbovali i vratiti pobuđeni elektron u osnovno stanje, druge interakcije mogu voditi do formiranja slobodnih radikala ili reaktivnih grupa kiseonika. Jednom stvoreni, slobodni radikali mogu da napadnu različite molekule i tako stvore štetu. Tkiva u kojima postoji velika koncentracija membrana ćelija posebno su ranjiva na slobodne radikale. Fotoreceptori na mrežnjači, posebno u spoljnim segmentima, poseduju veliku količine membrana i zato se misli da su posebno osetljivi na ovaj tip oštećenja izazvan slobodnim radikalima. Takođe se smatra da

slobodni radikali indukuju oksidaciju proteina slično kao oksidaciju lipida i tako stvaraju povrede na neurosenzornoj mrežnjači i RPE-u. [16]

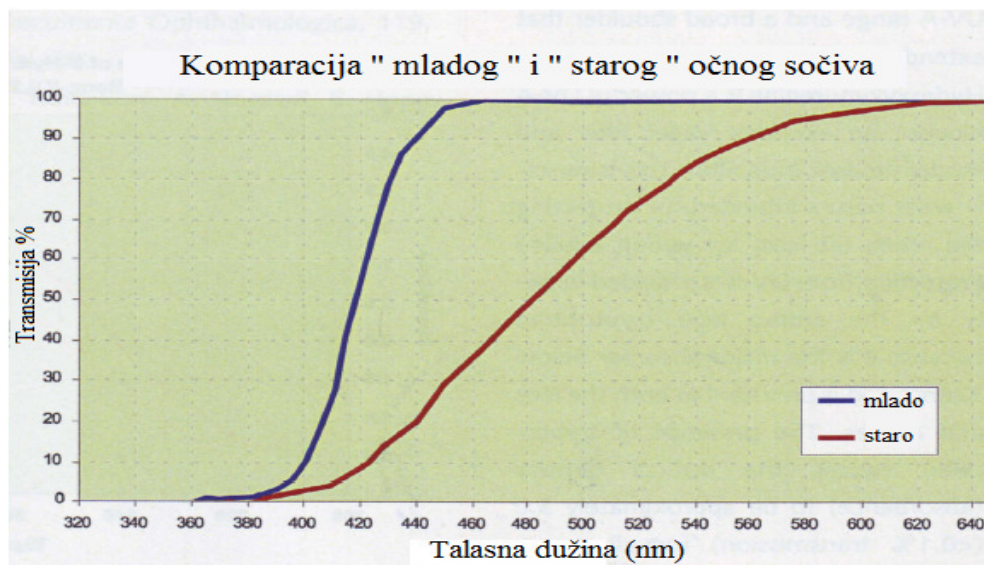
Ham i ostali su vršili eksperimente na rezus majmunima, izlažući njihove oči plavoj svetlosti visokog inteziteta od 441 nm u trajanju od 1000 sekundi. Dva dana kasnije formirale su se lezije na retinalnom pigmentnom epitelu (RPE). Pošto melanin, uobičajni sastojak RPE-a, snažno apsorbuje plavu svetlost, postoji razlog za sumnju da je mrežnjača podložna fotohemijskim ozledama od plavog svetla. [20]

Chen E., istraživač iz švedske bolnice *St. Erik's*, istraživao je plavo svetlo kao moguć uzrok staračke degeneracije makule. Nadovezujući se na istraživanje *E.L.Paulter, Morika* i *Beenley* (1989), koji su pronašli da su hemikalije pod nazivom *citohrom oksidaze* ključni enzim koji reguliše disanje fotoreceptorskih ćelija mrežnjače kod viših sisara, Chen je odlučio da istraži ovaj fenomen na pacovima. Citohrom oksid je pronađen u RPE-u i u unutrašnjem segmentu fotoreceptora. *Paulter*-ove in vitro studije goveđeg RPE-a tkiva pokazala su da izlaganje plavoj svetlosti uništava citohrom oksidaze i sprečava disanje ćelija. Ovo sprečavanje je praćeno degeneracijom mrežnjače. Chen je zatim izveo sličan eksperiment na pacovima koje je izlagao 15 min plavom svetlošću od 404 nm. Po ispitivanju mrežnjača pronašao je da je izlaganje plavoj svetlosti zaista sprečilo proizvodnju citohrom oksidaza. Ovo je bilo evidentno u njegovim opservacijama ćelija fotoreceptora koje su uništene. [21]

Istraživanja očnog sočiva i njegove interakcije sa blisko-UV zračenjem su takođe od interesa za ovu disertaciju. Očno sočivo mladih ljudi, a posebno dece, nije dovoljno razvijeno i njegova transmisija blisko-UV zračenja je značajna. Posle 20-te godine života očno sočivo počinje postepeno da se isušuje (gubi vodu), da dobija blago žutu boju i tako postaje tzv. žuti filter koji štiti mrežnjaču od UV radijacije, a istovremeno i od plavog svetla (slika 3.13.).

U ranijm studijama se mislilo da je UV-B jedina talasna dužina odgovorna za kataraktu. Međutim, većina sada veruje da bliska UV radijacija, kumulativno apsorbovana tokom života, doprinosi bržem nastanku promena u strukturi sočiva i napredovanju staračke katarakte. Štićenjem mrežnjače od UV radijacije sočivo može postati kataraktno.

Sve je više istraživača koji misle da i mrežnjaču i sočivo treba štiti tokom života i od plavog svetla i od bliske UV radijacije. Ovo će odložiti početak starenja i sočiva i mrežnjače (staračka katarakta i staračka degeneracija makule). Prirodni filteri naših očiju ne obezbeđuju dovoljno zaštite od sunčevog svetla, a kamoli od plavog svetla koje emituju savremeni optoelektronski uređaji.



Slika 3.13. Transmitivnost “mladog” i “starog” sočiva (preuzeto i prerađeno iz [22])

Kao zaštita najčešće se preporučuju mnogi plastični materijali koje, kao osobenost njihove molekulske strukture, imaju sposobnost da filtriraju UV-A i UV-B svetlo. Bezbojne polikarbonatne naočare su sada dostupne i označene su sa „filtriraju 100% UV“. Bezbojna plastika, međutim, ne filtrira plavu svetlost. Da bi se to postiglo mora se obojiti filter. Žuta je boja koja preovladava, jer omogućava najbolji kontrast za većinu ljudi, a ujedno nudi zaštitu od UV i plavog svetla. Faktor plave svetlosti treba da bude od maksimalne važnosti osobama koje rade sa malom decom i sa osobama koje imaju albinizam, afakiju, ahromatopsiju, kolobomu, sub-luksirana sočiva i druga stanja kod kojih svetlost stiže do mrežnjače bez filtriranja ili uzrokuje izuzetnu osetljivost na svetlost.

3.1.7. Kontaktna sočiva i zaštita od UV zračenja

Kako je već definisano u poglavlju 3.1.2., svetlosni kvanti kratkih talasnih dužina su nosioci višeg nivoa energije nego kvanti dužih talasnih dužina. Ovo je klinički važno zato

što kvanti visoke energije, kada su apsorbirani, proizvode više toplotne energije, što izaziva oštećenja bio-tkiva. Zbog kratke talasne dužine, ultraljubičasto zračenje (UV) sadrži mnogo više energije po kvantu nego vidljivo ili infracrveno (IC) zračenje. Najizraženiji biološki efekti javljaju se na koži i organima vida, jer je prodorna moć UV zraka mala, pa ne mogu prodreti dublje u organe. Ovo zračenje može da izazove značajno oštećenje ćelija, uključujući mutacije koje vode malignosti. Prekomerna izloženost UV zračenju, kao pri sunčanju, je često uzrok karcinoma kože. Neki autori smatraju da je sunčevo zračenje jedini faktor koji izaziva rak kože. Među licima koja su bila profesionalno izložena veštačkim izvorima UV – zračenja nije registrovan ni jedan slučaj raka kože (Matelsky, 1979). Lasersko zračenje, u delu UV spektra, u interakciji sa živom materijom, može da izazove različite posledice : termičke, termoakustičke, fotohemijske i električne. Najugroženiji organi i tkiva na kojima lasersko zračenje ispoljava svoje štetno dejstvo su oko i koža, a zatim krvni sudovi, nervno i mišićno tkivo. Takođe, UV zraci mogu da oštete očna tkiva, pa su *katarakta*, *pingvekula*, *pterigijum* i *senilna degeneracija makule*, česte posledice izloženosti oka UV zračenju. Dugotrajno izlaganje oka ovim zracima može dovesti do pojave *fotokeratokonjunktivitisa*, poznatog kao "snežno slepilo". Od ove bolesti, koja traje dva - tri dana, obično bez posledica, najčešće oboljevaju radnici zaposleni na zavarivanju, radeći sa veštačkim izvorima UV zraka, ako rade bez zaštitne opreme.

UV spektar zračenja možemo podeliti na tri zone :

1. UV-A zračenje (400 do 315nm) može proći kroz rožnjaču, očno sočivo i dopreti do mrežnjače. Ovi talasi imaju manju talasnu dužinu, što znači veću energiju i zato predstavljaju najveću opasnost za zdravlje čoveka, a mogu izazvati i najveću štetu očima. Zato dugotrajno izlaganje UV-A spektru može povećati opasnost od katarakte i degeneracije žute mrlje, a posebno je značajno što su posledice kumulativnog karaktera.
2. UV-B zračenje (315 do 280nm) čini tek 10% od ukupnog ultraljubičastog zračenja koje dolazi do Zemlje, jer jedan njegov deo biva apsorbiran u atmosferi. U malim dozama UV-B spektar stimuliše stvaranje *melanina* (pigmenta kože) koji određuje boju kože kod čoveka (nedostatak melanina izaziva *albinizam*). Preveliko izlaganje UV-B zračenju, međutim, može izazvati crvenilo, opekotine, a kumulativno uticati i na stvaranje kancera kože. Rožnjača u potpunosti apsorbuje UV-B zrake i zato oni mogu izazvati različite degeneracije na njoj - najčešće *pingvekle* (degeneracija vežnjače – konjunktive) i *pterigijum*

(degenerativno izmenjeno tkivo bulbarne vežnjače preko limbusa i površine slojeva rožnjače), kao i vrstu upale rožnjače, koja se naziva *fotokeratitis* [23]. Ove degeneracije se često šire, pa zahvataju i optičku zonu rožnjače, što može izazvati kornealni astigmatizam.

3. UV-C zračenje (280 do 100nm) blokira ozonsko omotač oko Zemlje i ne bi trebalo da predstavlja neposrednu opasnost za oko. Ipak, svedoci smo sve većeg narušavanja zaštitne strukture ozonskog omotača koji slabi na pojedinim delovima atmosfere, pa tako i UV-C zračenje postaje sve veća opasnost po ljudsko zdravlje, pa i vid.

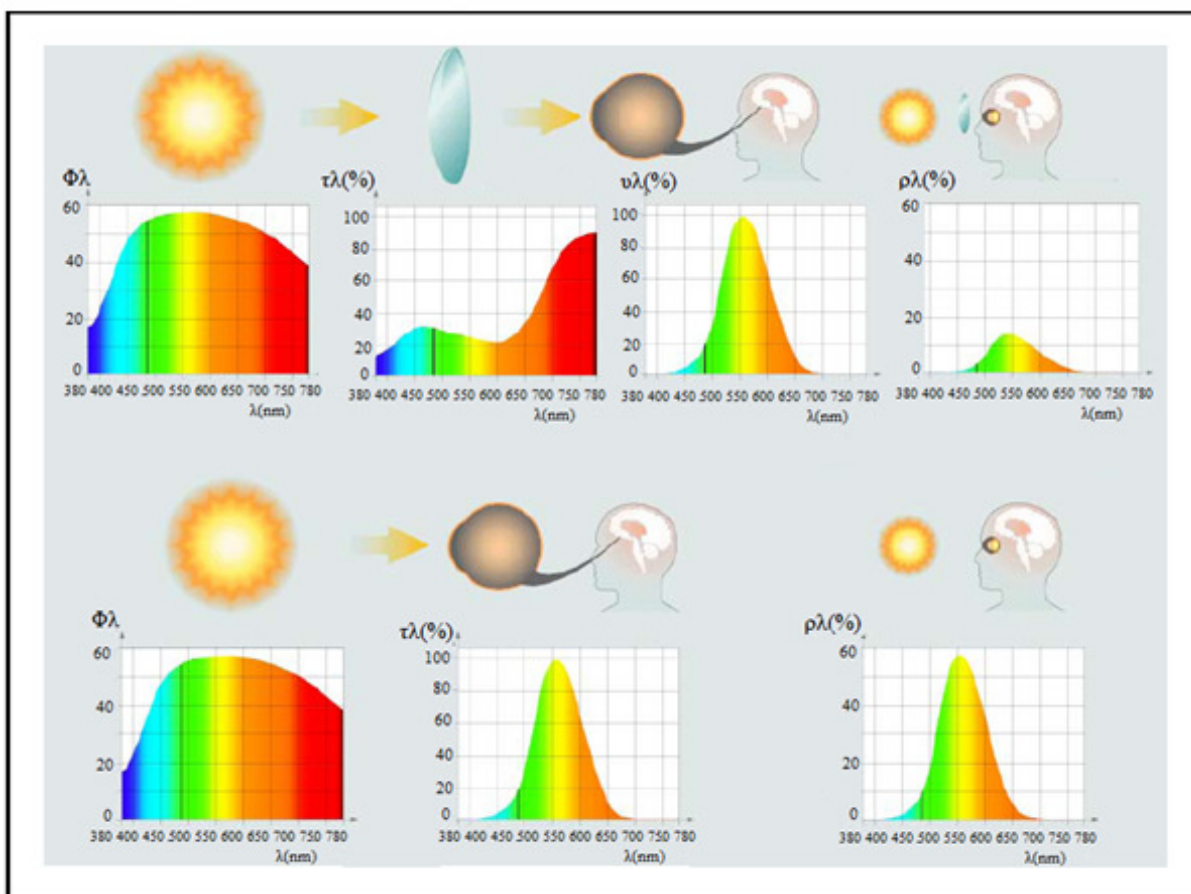
Adekvatna zaštita od prirodnih UV zračenja koja potiču od Sunca, posebno je važna kod ljudi koji dosta vremena provode na otvorenom prostoru: poljoprivrednici, sportisti i drugi. Intenzitet UV zračenja se posebno povećava refleksijom, pa su posebno rizični boravci na plaži ili snegu, posebno u doba dana kada je Sunce "visoko". Zato se preporučuje upotreba zaštitnih naočara, kapa i slično. Zaštita očiju je posebno značajna kod beba i male dece, pošto prirodni UV i plavi filter nije još uvek "ugrađen" u strukturu očnog sočiva. U radu sa veštačkim izvorima, zaštita od štetnog dejstva UV-zračenja se postiže postavljenjem odgovarajućih ekrana ispred izvora zračenja, nošenjem naočara sa odgovarajućim filterom, povećanjem rastojanja od izvora zračenja i obezbeđenjem dobre ventilacije, kada UV zraci kratkih talasnih dužina (UV-C dela spektra) mogu da izazovu stvaranje štetnih gasova. Tokom rada sa laserskim uređajima, takođe, neophodno je preduzeti odgovarajuće mere zaštite, kojima treba da se onemogući direktna ekspozicija laserskog snopa.

3.2. Transmisija svetlosti kroz kontaktno sočivo

Osnovna namena kontaktnog sočiva je da koriguje određenu refraktivnu anomaliju oka, tj. da promeni dioptrijsku moć njegovog optičkog sistema. Pod uslovom da je kontaktno sočivo proizvedeno u potrebnoj optičkoj snazi, najčešći faktori koji utiču na kvalitet vida, pri nošenju RGP kontaktnog sočiva, su oni koji su vezani za činjenicu da vidljiva svetlost, na svom putu do „perceptivne oblasti“ oka – makule, mora da prođe kroz kontaktno sočivo i da je karakteristike materijala mogu značajno modifikovati. Kada se poredi sa vidom „golim okom“, po pravilu je vid kroz kontaktno sočivo, iako je slika jednako fokusirana na makuli, lošijeg kvaliteta, zbog smanjene osetljivosti na kontrast, sub-normalne percepcije boja i sferičnih i hromatskih aberacija svetlosti. Sve ovo su, pre svega, posledice

nesavršenosti materijala za kontaktna sočiva, koje izazivaju različite promene elektromagnetnih svojstava svetlosnih talasa.

Na slici 3.14. (gore) dat je uporedni prikaz dijagrama vidljivog dela spektra koji potiče od Sunca, spektralne propustljivosti materijala sočiva, spektralne efikasnosti oka i rezultata, tj. vizuelne percepcije u centru za vid u mozgu. Na slici (dole) je dat isti prikaz za vid „golim okom“. Kao što slika pokazuje, spektralna karakteristika materijala kontaktnog sočiva može značajno uticati na vizuelnu percepciju, tako što će propustiti (filtrirati) intezitet svetlosti određenih talasnih dužina koji nije usklađen sa spektralnom efikasnošću oka.



Slika 3.14. Vizuelna percepcija sa i bez sočiva (preuzeto i modifikovano iz [13])

Cilj istraživanja u ovoj disertaciji je da se razvije novi materijal za proizvodnju RGP kontaktnih sočiva koji bi, posle odgovarajuće obrade na strugu, poboljšao njegova optička svojstva pri transmisiji vidljive i „skoro vidljive“ svetlosti. Cilj je da poveća osetljivost na kontrast i percepciju boja, da se što više umanja propustljivost UV, i bliskog-UV dela

spektra, kao i umanjuje efekat svetlosnih aberacija nižeg i višeg reda. To je ono što je u ovom radu definisano pojmom „harmonizacija svetla“, tj. usklađivanje elektromagnetnih svojstava svetlosti sa prirodom perceptivno-vizuelnog sistema čoveka. Spektralna propustljivost materijala za kontaktna sočiva, u vidljivom delu spektra, trebalo bi da bude u skladu sa spektralnom efikasnošću oka, tako da ne utiče na bilo kakve promene u kontrastnoj senzitivnosti i percepciji boja, zbog selektivne apsorpcije na nekim talasnim dužinama ili intervalima talasnih dužina.

3.3. Biokompatibilnost materijala za kontaktna sočiva

Pod pojmom biomaterijal podrazumevamo bilo koji materijal, prirodni ili veštački, koji čini celinu ili deo žive strukture, ili je u sastavu nekog biomedicinskog uređaja koji u potpunosti zamenjuje ili pojačava neku prirodnu funkciju. Tako se biomaterijali koriste kao veštački zglobovi ili ligamenti, za srčane zaliske, krvne sudove, dentalne implante, kontaktna (CL) i intraokularna sočiva (IOL) i drugo. Osnovno svojstvo biomaterijala je *biokompatibilnost*, odnosno, biomaterijal ne bi smeo da izazove neželjene reakcije u organizmu ili da ugrozi život pacijentu. [24]

Tri najvažnija svojstva biokompatibilnosti su:

1. Sposobnost materijala treba da pokazuje zadovoljavajući odgovor pri specifičnoj primeni (*Williams*, 1986).
2. Svojstvo koje se iskazuje kroz netoksičnost i neštetnost po biološke sisteme.
3. Poređenje reakcije tkiva nastale u okolini implantiranog materijala u odnosu na reakciju tkiva potvrđenu kao zadovoljavajuću, primenom kontrolnog materijala. [25]

Biomaterijali ne smeju biti otrovni i tu problematiku ispituje *toksikologija*. Takođe, biomaterijali ne smeju da izazivaju alergijske reakcije, da budu kancerogeni i mutageni i ne smeju da utiču na plodnost pacijenta. Pre kliničke primene novih materijala, od kojih se planira proizvodnja medicinskih sredstava ili koji ulaze u sastav nekog medicinskog sredstva, neophodno je ispitati moguća neželjena dejstva, u skladu sa međunarodnim standardima. Međunarodna organizacija za standardizaciju (ISO) definiše sve aspekte merenja i ispitivanja biokompatibilnosti i to kroz grupu standarda ISO 10993 (*Biological evaluation of medical devices*). Testovi koji se koriste za evaluaciju biokompatibilnosti

medicinskih uređaja i sredstava uključuju: citotoksičnost, osetljivost kože, iritaciju kože, akutnu sistemsku toksičnost, subhroničnu toksičnost, hroničnu toksičnost, implantiranje, mutagenost, hemokompatibilnost i kancerogenost. U zavisnosti od sastava, vrste i namene biomaterijala, od mesta postavljanja ili implantacije u organizmu, kao i predviđenog trajanja kontakta sa tkivom određenog medicinskog sredstva, navedeni ISO standardi često, osim za osnovna, postavljaju zahteve i za dodatna ispitivanja. Tako na primer, za medicinska sredstva klase II-a i II-b, kojima pripadaju kontaktna i intraokularna sočiva, a koja se tretiraju kao medicinska sredstva visokog stepena rizika, pored navedenih osnovnih testova, zahteva se i ispitivanje lokalnih efekata posle implantacije (ISO 10993-6). Najnovija evropska regulativa, koja se odnosi na ispitivanje biološke biokompatibilnosti medicinskih sredstava, zahteva i potpuno ispitivanje njihove toksičnosti [26]. Cilj ovakvog pristupa jeste da se, najpre na osnovu *in vitro* testova, a potom i odgovarajućih eksperimenata, najčešće na životinjama, predvide svi neželjeni rizici koji bi mogli da nastanu primenom tih materijala na ljudima. Obzirom na značaj i ulogu medicinskih sredstava u svakodnevnom životu, razumljivo je da se intenzivno razvijaju i uvode sve novije i modernije metode i sredstva kliničkih ispitivanja biomaterijala. U tome svakako prednjači američka Agencija za hranu i lekove (FDA).

3.3.1. Biokompatibilnost nanomaterijala

Brzi razvoj proizvoda zasnovanih na nanotehnologijama je evidentan, kao i veliki potencijal ove naučne oblasti. Sve je veća primena nanočestica u industriji, medicini, farmaciji, kozmetici, informacionim tehnologijama, pa čak i u proizvodnji hrane. Istovremeno, razumljiva je i zabrinutost istraživača, proizvođača i potrošača za bezbednost upotrebe nanočestica, kao i njihov uticaj na životnu sredinu.

Bez obzira na gotovo neograničene mogućnosti primene nanočestica, sa njima treba biti veoma oprezan. Njihova reaktivnost potiče od njihove velike aktivne površine u poređenju sa sveukupnom masom. Za toksične efekte, oblik i veličina nanočestica imaju daleko veći značaj od njihovih hemijskih svojstava.

Nanočestice iz okruženja dospevaju u organizam preko kože, inhalacijom, preko konjunktive oka i mukoznih membrana. Osnovni faktor preko koga se procenjuje mogući rizik od upotrebe proizvoda sa nanočesticama je njihovo moguće preuzimanje iz okruženja, odnosno prodiranje nanomaterijala u ljudski organizam i njihovo akumuliranje. U tom

smislu postoji jasna razlika između rastvorljivih i biorazgradljivih nanočestica, koje se nakon aplikacije raspadaju na osnovne molekule i nerastvorljivih i biorezistentnih nanočestica. Primarni uzrok problema su upravo nerastvorljive čestice, jer ako se nađu u cirkulaciji, mogu da se akumuliraju i u sekundarnim organima. Rastvorljivost nanočestica je uvek izazivala posebno interesovanje, s obzirom da rastvorljivi molekuli mogu lakše da uđu u biološke sisteme i okolinu. Istraživanja su pokazala da neke nanočestice mogu da predstavljaju opasnost, kako po zdravlje ljudi, tako i životnu sredinu. One mogu da budu vrlo reaktivne i mogu da prolaze kroz ćelijske membrane organizama. Realnost je i činjenica da mnogi aspekti interakcije nanopartikula i bioloških sistema nisu dovoljno ispitani i da naučnici imaju još mnogo toga da saznaju o ovoj novoj tehnologiji.

Takođe, pod lupom naučne javnosti je opasnost koja dolazi od nanočestica koje u organizam dolaze disajnim putem. Ovom mogućem štetnom uticaju posebno su izloženi ljudi koji rade u industriji zasnovanoj na nanotehnologijama. Kako bi se testirala toksičnost udisanjem, neophodno je pratiti koncentraciju, masu, veličinu i sastav nanočestica, što je definisano posebnim standardom ISO 10808:2010. [27]

Prve formalne testove za ispitivanje biokompatibilnosti nanomaterijala za medicinsku primenu razvila je Laboratorija za karakterizaciju nanotehnologije (*Nanotechnology Characterization Laboratory* - NCL). Udruženje nacionalnih instituta za nanotehnologiju i kancer objavilo je 2008. godine da su tri njihove metode za testiranje biokompatibilnosti nanomaterijala postale deo ASTM standarda (*American Society for Testing and Materials*), koji nose oznake E2524, E2525 i E2526. [28]

Za proizvode čiji je razvoj završen agencija FDA obavlja ispitivanje pre njihovog izlaska na tržište, kako bi se tačno utvrdile osobine primenjenih nanomaterijala. Za proizvode koji još nisu na tržištu, već su u fazi razvoja i izrade, agencija predlaže proizvođačima savetovanje sa agencijom u što ranijim fazama procesa. Za agenciju je važno da se razume kako promene fizičkih, hemijskih i bioloških svojstava kod nanomaterijala utiču na bezbednost, efikasnost, performanse i kvalitet proizvoda koji sadrži takve materijale. [29]

3.3.2. Biokompatibilnost fullerena

Od pronalaska molekula C₆₀, istraživanja su pokazala da molekuli fullerena formiraju nanokristale koji su aktivni u vodenim sredinama. Takođe je pokazano da su rastvoreni klasteri

molekula C_{60} citotoksični *in vitro* i da oštećuju moždano tkivo kod riba. Međutim, pronađeno je da se dodavanjem malih molekularnih fragmenata na površinu molekula C_{60} , procesom funkcionalizacije, eliminiše citotoksičnost. Jedna studija je pokazala da su nefunkcionalizovani fulerani bili toksični za 50% ćelijskih kultura u koncentraciji od 20 ppb [30]. Metod funkcionalizacije je aditivan i dodavanjem većeg broja fragmenata na površinu molekula C_{60} citotoksičnost opada sve dok se površina fulerena potpuno ne prekrije i dok ne preostane nedovoljno fulerena koji bi neutralisali 50% ćelija.

Brojne su toksikološke studije koje se bave interakcijom nanopartikula sa ćelijama i koje istražuju da li modifikacije površine mogu da utiču na toksičnost nanopartikula. Testovi su pokazali da molekul C_{60} , u koncentraciji do 100 ppm, formira klasterne - grudve (10-50 ppm) sa hidrofiličnim površinama. Ovo je vrlo važno zbog toga što je sam molekul C_{60} nerastvorljiv (hidrofoban), tako da ga klasteri čine rastvorljivim. Ipak, za potpuno predviđanje toksičnosti nanopartikula treba razmotriti i hemijski sastav, agregaciju, površinski napon, oblik čestice, strukturu.

Derivatizacija je transformacija nekog hemijskog jedinjenja u proizvod slične hemijske strukture koji se naziva derivat. U hemiji, derivat je jedinjenje koje je izvedeno iz nekog polaznog jedinjenja. Nekad su se derivatima smatrala jedinjenja za koja se može zamisliti da nastaju iz drugog jedinjenja, ako se jedan atom zameni drugim atomom ili grupom atoma, međutim moderna hemijska terminologija koristi termin „strukturni analog“ za to značenje. U biohemiji, ovaj termin se koristi za jedinjenja koja se bar teoretski mogu formirati iz prekursorskog jedinjenja. Derivatizacija je takođe vrlo važna za menjanje neželjenih svojstava (kao što je toksičnost) kod bioloških procesa. Toksičnost fulerena utiče na ćelijsku membranu putem radikala. Testovi su pokazali da se ova toksičnost može sprečiti derivatizacijom molekula C_{60} . [30]

Eksperimenti sa fulerolom $C_{60}(OH)_{24}$ (slika 3.15.), na dve različite linije ljudskih ćelija, pokazuju da je citotoksičnost funkcija derivatizacije površine. U eksperimentu sa ljudskim dermalnim fibroblastima, kancerogenim ćelijama jetre i ljudskim neuronskim astrocitima, pri dozama od 50 ppb, citotoksičnost je rasla tokom izloženosti od 48 sati. Međutim, u istom eksperimentu pokazano je da modifikovani fuleren ne pokazuje nikakvu citotoksičnost. [31]



Slika 3.15. Primer C_{60} -OH derivata : fulerol nano- $C_{60}(OH)_{24}$ (preuzeto iz [32])

Test toksičnosti za harmonizovane modifikovane fulerene (HMF), pokazao je da ova supstanca nije citotoksična kada je materijal podvrgnut testu reverzne mutacije sa *Salmonella typhimurium* (Ames test). Rezultati testa su pokazali da harmonizovani modifikovani fulereni nisu mutageni. [33]

U istraživanju citotoksičnosti fulerena i fulerenola testom ćelijske vijabilnosti sa gencijanom violet, pokazano je da je nano - C_{60} najmanje tri reda veličine toksičniji od $C_{60}(OH)_n$, na mišije ćelije fibroblasta, karcinogene moždane ćelije pacova i čoveka. Takođe je pokazano da $C_{60}(OH)_n$ ističe uglavnom antioksidativnu/citoprotektivnu i samo blagu proapoptotičnu aktivnost, dok nano - C_{60} ima jaku prooksidativnu sposobnost odgovornu za brzu nekrotičnu smrt ćelije. [34]

Polihidroksilni derivati fulerena, nazvani fulerenoli $C_{60}(OH)_n$, se u velikoj meri proučavaju s obzirom na njihov veliki potencijal kao antioksidansa. Pretpostavlja se da se oni ponašaju kao čistači slobodnih radikala u biološkim sistemima i protiv oksidativnog stresa prouzrokovanog radioaktivnim zračenjem. Fulerenoli su pokazali zaštitni uticaj protiv citotoksičnosti doksorubicina kod životinja, a posebno je to slučaj sa fulerenolom $C_{60}(OH)_{24}$. Potencijalna zaštitna uloga fulerenola protiv kardiotoksičnosti, hepatotoksičnosti, nefrotoksičnosti i pulmotoksičnosti koju izaziva doksorubicin je pokazana na pacovima sa hemijski indukovanim karcinomom mlečnih žlezda. Međutim, pokazano je da se njihovo zaštitno dejstvo na srčano tkivo i tkivo jetre postiže kada se oni uvedu 30 minuta pre doksorubicina u dozi od 100 mg/kg. [35]

Ključna korist fulerenola, za razliku od drugih antioksidanasa, je njihova dvojna funkcija radio-protektora i organo-protektora tokom terapije protiv kancera (radio i hemoterapija). Hemijska modifikacija fulerena, dodavanjem OH grupa na ugljeničnu površinu, daje brojne različite strukture $C_{60}(OH)_n$ koje pokazuju različite stepene rastvorljivosti i antioksidativne aktivnosti u vodenom okruženju. Njihove elektronske osobine i reaktivnost u velikoj meri zavise od broja OH grupa, kao i od tačne pozicije na ugljeničnom kavezu. [35]

In vitro eksperimenti su korisni za određivanje rizika i za razumevanje potencijalnih aplikacija. Međutim, nerastvorljivost čistog C_{60} u vodi otežava *in vitro* evaluaciju ćelijskih odgovora. Kako bi se prevazišao ovaj problem, u jednom istraživanju je napravljen stabilan i uniformni disperzni medijum sa C_{60} . Taj medijum je upotrebljen za ispitivanje uticaja na ljudske ćelije keratinocita i karcinogene plućne ćelije. Rezultati su pokazali da izlaganje molekulu C_{60} nije uticalo na vijabilnost ćelije, nisu indukovane ni apoptoza ni nekroza, dok je proliferacija ćelija inhibirana. Pokazano je da C_{60} ima potencijal da indukuje oksidativni stres, izazivajući oštećenja DNK. [36]

Iako nije sigurno da li je uticaj C_{60} na oštećenje DNK direktno ili indirektno, ovo oštećenje je vrlo važno za ocenjivanje rizika. Molekul C_{60} može da izazove blagi oksidativni stres, što može dovesti do sekundarnih efekata, kao što je peroksidacija lipida i oštećenje DNK. U *in vivo* uslovima, inhalacija C_{60} može da izazove prolongirani oksidativni stres u plućima i da vremenom dovede do fibroze ili formiranja tumora. Rezultati dobijeni dugoročnom izlaganju u *in vivo* eksperimentima su esencijalni za precizno određivanje rizika C_{60} . Postoje izveštaji da je poluzivot C_{60} u plućima približno jedan mesec [37]. Uticaj C_{60} u *in vivo* uslovima bi bio manji zato što mogu da ga očiste alveolarne makrofage i postoji kompleksniji antioksidativni odbrambeni sistem. [38]

3.4. Ciljevi istraživanja

U skladu sa uočenim problemima, postavljeni su i osnovni ciljevi istraživanja u ovoj disertaciji:

1. Razviti tehnologiju proizvodnje optičkih nanomaterijala - ugraditi molekule fulerena u strukturu polimera, na način da se dobiju novi gaspropusni materijali za izradu kontaktnih sočiva. Tehnološki postupak polimerizacije prilagoditi svojstvima fulerena i njihovih modifikovanih formi.

2. Potrebno je izvršiti teorijsko i eksperimentalno istraživanje karakteristika novih nanofotonskih materijala i ustanoviti da li one u potpunosti odgovaraju standardima koji definišu proizvodnju kontaktnih sočiva kao medicinskih pomagala za korekciju vida. Eksperimentalno utvrditi vrednosti optičkih svojstava (indeks prelamanja i transmisiju u vidljivom, UV i IC spektru elektromagnetnog zračenja) i fizičko-hemijskih svojstava (propustljivost za kiseonik D_k , ugao vlaženja – kvašljivost i tvrdoću), novodobijenih materijala i uporediti ih sa karakteristikama standardnog gaspropusnog materijala Soleko SP-40TM, baznog materijala koji je registrovan i koji se već dugo koristi na tržištu za proizvodnju klasičnih RGP kontaktnih sočiva različitih geometrija.
3. Ispitati podobnost novih materijala za proizvodnju gaspropusnih kontaktnih sočiva metodom rezanja na CNC strugu - od posebnog interesa je određivanje parametra režima rezanja, dobijena hrapavost površine, kao i parametri režima poliranja.
4. Izvršiti karakterizaciju novodobijenih nanofotonskih kontaktnih sočiva, sagledavajući kvalitet njihovih obrađenih površina (hrapavost), kao i njihova magnetna svojstva.
5. Izvršiti proveru optičkih osobina nanofotonskih kontaktnih sočiva (topografiju optičke snage i analizu aberacija), korišćenjem teorije talasnog fronta i uporediti dobijene rezultate, kako u odnosu na bazni materijal, tako i između novodobijenih nanofotonskih materijala.
6. Sagledati fotonske karakteristike gaspropusnih materijala, mogućnost njihove praktične primene, kao i daljih istraživanja, u cilju poboljšanja korekcije vida (oštrine vida), bolje kontrastne senzitivnosti, percepcije boja i bolje UV zaštite oka kao i zaštite očnog sočiva i mrežnjače od ljubičaste i plave svetlosti.
7. Izvršiti preliminarna istraživanja biokompatibilnosti gaspropusnih nanofotonskih materijala.
8. Razmotriti mogućnosti primene fulerena u proizvodnji materijala za druge tipove kontaktnih sočiva, kao i za intraokularna sočiva (IOL).

4. MATERIJAL

4.1. Materijali za izradu kontaktnih sočiva - svojstva i postupak dobijanja

Kontaktne sočiva su medicinska pomagala za korekciju vida napravljena od kvalitetnih optičkih plastika - polimera. Polimerni materijali nas okružuju svuda i prisutni su u svim sferama našeg života. Reč polimer je nastala od grčkih reči *poli* (mnogo) i *meros* (deo). Polimeri nastaju reakcijom *polimerizacije*, kojom između molekula monomera nastaju kovalentne veze, pri čemu se građenje veza ponavlja veliki broj puta. Polimer je sastavljen od velikog broja molekula (makromolekula – velike molekulske mase i dimenzija), koji su nastali spajanjem (povezivanjem) većeg broja manjih gradivnih jedinica (molekula), koji se nazivaju *monomeri*. Ako su molekuli polimera sastavljeni samo od jedne vrste monomera nazivaju se *homopolimeri*, a ako se u lancu nalaze dve ili više vrsta monomera govorimo o *kopolimerima*.

Osnovna podela polimera je na prirodne i veštačke. Najznačajniji prirodni polimer (biopolimer) je svakako DNK, genetski materijal koji se nalazi u sastavu svih živih organizama. Sastavni delovi tkiva su takođe biopolimeri: kolagen, elastin i fibrin. Veštački ili sintetički polimeri su najbrojniji i u njih spadaju: polietilen (PE), polipropilen (PP), silikonska guma, polimetilakrilat (PMA), polimetilmetakrilat (PMMA), hidroksietilmetakrilat (HEMA) i mnogi drugi. Sintetički polimeri imaju veliku primenu u medicini, za proizvodnju proteza, kontaktnih sočiva, prevlaka i drugih medicinskih sredstava. Njihova prednost je u tome što su biokompatibilni, lako se obrađuju, mogu se reciklirati i imaju dobre mehaničke i fizičke osobine. Mehaničke osobine polimera su vrlo slične osobinama mekih tkiva, pa se zato i mogu koristiti kao zamena za krvne sudove, kožu, očno sočivo i dr.

U dugoj istoriji kontaktnih sočiva korišćeni su različiti materijali za njihovu proizvodnju. Danas razlikujemo tri vrste kontaktnih sočiva i to: tvrda (PMMA), gaspropusna (RGP) i meka, a sve na osnovu vrste polimera i načina na koji se oni dobijaju. Sočiva napravljena od krutih, staklenih polimera su tvrda. Kao osnovna supstanca za proizvodnju ovih sočiva koristi se polimerizovani metilmetakrilat (MMA), tj. polimetilmetakrilat (PMMA). Termin

gaspropusna (GP) odnosi se na grupu tvrdih materijala koji propuštaju kiseonik. Meka kontaktna sočiva su napravljena od tzv. polimernih hidrogelova, među kojima se najčešće koristi hidroksietilmetakrilat (HEMA). Glavna osobina ovih materijala je da mogu da apsorbuju vodu, što obezbeđuje elastičnost i mekoću sočiva, kao i transmisiju kiseonika. U novije vreme, kao težnja za što većom propustljivošću za kiseonik, sve se više koriste polimeri na bazi silikona (silicijum-metakrilat i fluorosilicijum akrilat) ili na bazi hidrogelova (silicijum hidrogel). [39]

Šta očekujemo od materijala za izradu kontaktnih sočiva ?

- Da je optički transparentan sa minimalnim gubicima svetlosti.
- Da je optički homogen, tj. da se njegov indeks prelamanja ne sme menjati u prostoru, osim ako to nije planirano i kontrolisano.
- Da se njegove optičke osobine mogu predvideti.
- Da obezbeđuje dovoljnu količinu kiseonika za metabolizam rožnjače.
- Da je biokompatibilan sa rožnjačom i suznim filmom.
- Da je fiziološki inertan.
- Da ima dobro kvašenje.
- Da je otporan na stvaranje proteinskih i drugih depozita.
- Da je trajan i mehanički i dimenziono stabilan.
- Da njegove fizičke osobine omogućuju kreiranje i zadržavanje visokog kvaliteta obrađenih površina.
- Da je lak za obradu (rezanje, poliranje, livenje....).
- Da su minimalni zahtevi za njegovim održavanjem.

Najčešće korišćene supstance za dobijanje materijala za kontaktna sočiva su:

1. Metilmetakrilat (MMA), koji daje čvrstoću i jačinu materijalu.
2. Silicijum (Si), koji povećava fleksibilnost i propustljivost kiseonika, ali mu je nedostatak što daje malu kvašljivost.
3. Fluor (F), takođe, daje malu propustljivost gasa, poboljšava kvašljivost i otpornost na stvaranje depozita u sočivima koja imaju silikon.
4. Hidroksietilmetakrilat (HEMA), osnovni monomer mekih sočiva, koji apsorbuje vodu.

5. Metakrilna kiselina (MAA) i n-vinil piroolidon (NVP) monomeri, oba absorbiraju velike količine vode i dodaju se HEMA monomeru za povećanje sadržaja vode.
6. Etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), agens koji daje dimenzionu stabilnost i krutost, ali redukuje sadržaj vode.

Neki od materijala i aditiva mogu da dozvole polimernim lancima slobodno kretanje u okviru materijala, drugi služe kao prepreka transmisiji ultraljubičaste svetlosti, dok neki daju materijalu rezistentnost na dehidraciju. Zbog toga i najmanje razlike u formuli materijala i procesiranju daju konačna hemijska i fizička svojstva svakom materijalu za sočiva. Na primer, dodavanje NVP ili MAA u 38% (niskog sadržaja vode) HEMA monomer može da daje polimer koji će imati srednji (50%) ili čak visoki (70%) sadržaj vode. Dodavanje MMA i/ili EGDMA u HEMA monomer povećava trajnost, elastičnost i stabilnost materijala, ali smanjuje sadržaj vode.

4.1.1. Propustljivost za kiseonik

Jedna od najvažnijih osobina materijala za kontaktna sočiva je sposobnost da obezbedi dovoljnu količinu kiseonika za metabolizam rožnjače. Ukoliko rožnjača nije u dovoljnoj meri snabdevena kiseonikom, javlja se *hipoksija* praćena nizom simptoma i tegoba, a zdravlje rožnjače i njena i normalna funkcija bivaju ugroženi. Rožnjača dobija kiseonik delom transmisijom kiseonika kroz materijal kontaktnog sočiva, a delom iz suznog filma.

Transmisija kiseonika materijalom se izražava brojem koji nazivamo *koeficijent propustljivosti kiseonika* (Dk), gde je D - koeficijent difuzije materijala, a k – koeficijent rastvorljivosti kiseonika u tom materijalu. Dk broj ne zavisi od debljine materijala, a po ISO/DIS 9913.1, njegova jedinica mere je $(\text{cm}^3 \times \text{O}_2)(\text{cm})/(\text{sec})(\text{cm}^2)(\text{mmHg})$.

Sposobnosti kontaktnog sočiva da transmituje kiseonik se izražava brojem koji nazivamo *koeficijent transmisije kiseonika* (Dk/t), gde je t – debljina sočiva (obično se uzima debljina sočiva u centru). Koeficijent transmisije kiseonika je karakteristika kontaktnog sočiva i zavisi od njegove debljine. Kontaktna sočiva za visoku miopiju, pošto su vrlo tanka u centru, omogućuju da se kiseonik lako transmituje kroz njih (Dk/t biće veći). Sa druge strane, sočiva za korekciju afakije, koja su vrlo debela u centru, znatno slabije će

transmitovati kiseonik (Dk/t biće manji). Na primer, za materijal čiji je $Dk=24$: $Dk/t=12$ za $t=0,2\text{mm}$, $Dk/t=24$ za $t=0,1\text{mm}$, $Dk/t=48$ za $t=0,05\text{mm}$. [40]

Transmisija kiseonika je kritična za meka kontaktna sočiva, jer su ona mnogo manje pokretljiva na rožnjači od tvrdih ili gaspropusnih sočiva, pa je razmena suza ne veća od 1% do 5%. Zbog toga je snabdevanje kiseonikom preko suznog filma minimalno, te je neophodna veća transmisija kiseonika kroz samo sočivo. To znači da materijal sočiva mora da ima visoku propusnost kiseonika, što se ogleda kroz visok Dk . Kod RGP sočiva situacija je bolja, jer ona manjom površinom pokrivaju rožnjaču, ali i svojom pokretljivošću obezbeđuju bolju izmenu suza između rožnjače i sočiva. Kod GP sočiva, svakim treptajem, obezbeđuje se „strujanje“ suznog filma između rožnjače i sočiva i stalna zamena suza bogatih ugljen dioksidom suzama bogatim kiseonikom. Smatra se da oko nosioca RGP sočiva 25% do 30% kiseonika dobija iz suza, a ostatak kroz sočivo. Ne treba zaboraviti i činjenicu da materijali za RGP sočiva imaju veći Dk od materijala za izradu mekih sočiva. To svakako daje prednost RGP materijalima, kada je transmisija kiseonika u pitanju.

Kod mekih kontaktnih sočiva, transmisija kiseonika materijalom je proporcionalna sadržaju vode u njemu. Voda obezbeđuje transmisiju kiseonika kroz materijal, tako što se molekuli kiseonika rastvaraju u vodi i „premeštaju“ kroz materijal sočiva ka rožnjači. Važno je znati i to da većina materijala za sočiva ne može da održi svoju nominalnu zasićenost na oku, što znači da će se tokom nošenja postepeno smanjivati sadržaj vode u sočivu, odnosno gubiti propustljivost za kiseonik, pa samim tim i Dk/t . Na primer, smanjenje sadržaja vode za 20% dovodi do smanjenja transmisije kiseonika za približno dva puta. Smatra se da je za modalitet dnevnog nošenja neophodni minimum $Dk/t = 20$. Za modalitet produženog nošenja (sočivo se ne skida noću) taj kriterijum je značajno strožiji.

Propustljivost kiseonika (Dk) i transmitivnost kiseonika (Dk/t) se koriste za komparaciju različitih generičkih materijala za sočiva, kao i da se predvidi obim razmene gasova kroz sočivo od i do rožnjače. Njihova vrednost je uslovljena prisustvom i količinom određenih komponenti (monomera) koje ulaze u sastav polimera, a koje utiču na propustljivost kiseonika. Za RGP sočiva to su najčešće silikon i/ili fluor, a za hidrogelove to su HEMA i MMA. Silikon hidrogelovi kombinuju neke od GP sa nekim od hidrogel monomera. Upravo radi lakšeg poređenja, proizvođači materijala za kontaktna sočiva u svojim

deklaracijama obično daju vrednosti za D_k i D_k/t , za određenu debljinu sočiva u centru, optičke snage – 3,00 D. Najčešće razlike u vrednostima D_k , koje se mogu sresti u različitim izvorima za isti tip materijala, mogu se objasniti manjom razlikom u sadržaju vode, tehnološkim finesima procesa izrade, ali i osobenostima metodologije merenja D_k .

Na propustljivost kiseonika kroz materijal sočiva utiču:

- Sadržaj vode. Što je veći sadržaj vode to je D_k veći, što je posledica rastvaranja kiseonika u vodi. Ovo svakako važi samo za meka sočiva, pošto RGP materijali u svom sastavu nemaju vodu.
- Hemija polimera. Gustina pakovanja molekula materijala utiče na lakoću kojom kiseonik prolazi kroz materijal. Ako su prisutni veliki i čvrsti molekuli gustina pakovanja je ograničena i poboljšava se permeabilnost. Ako su molekulski lanci fleksibilni ili “labavo” uređeni gustina pakovanja je opet manja, pa je D_k veći. Nasuprot tome, gusto pakovani molekuli sprečavaju protok kiseonika, zbog malog rastojanja među molekulima, kao što je to slučaj kod PMMA. Kao posledicu gustine pakovanja monomera, RGP sočiva imaju veću D_k vrednost nego hidrogelovi, ne retko i za 100%. [40]
- Metode zadržavanja vode. Voda je dipol koji može biti zahvaćen elektrostatički na naelektrisani molekulski materijal (vezan) ili jednostavno lociran u međumolekularni prostor (slobodan). Veća pokretljivost “slobodne” vode povećava D_k .
- Temperatura. Viša temperatura doprinosi boljem mešanju molekula, što rezultira i povećanjem međumolekularnog rastojanja i lakšim prolazom kiseonika kroz materijal. D_k se uglavnom daje za temperaturu oka (oko 34°C) i on je veći nego D_k za sobnu temperaturu (oko 21°C).
- Vrednost pH. Kako opada pH okoline u kojoj se nalazi sočivo (postaje kiseliya sredina), tako opada i sadržaj vode. Kada raste pH (postaje više bazna sredina) i sadržaj vode raste. Veličina ovih promena može zavistiti od hemije materijala, kao i od sadržaja vode.
- Tonicitet okolne sredine. Suze ili sredstva za održavanje sočiva mogu uticati na sadržaj vode. Hipertonični rastvori smanjuju sadržaj vode, a hipotonični ga povećavaju.

Nije još dovoljno ispitan uticaj na metabolizam ročnjače, ali konstatovano je da je propustljivost ugljen dioksida (CO₂) kroz hidrogelove značajno veća (21:1) nego za GP materijale (7:1) ili za silikon hidrogelove (8:1). [40]

4.1.2. Sadržaj vode

Sadržaj vode je jedan od osnovnih parametara mekih kontaktnih sočiva. Što je sadržaj vode veći veća je i konformnost nošenja sočiva, kao i snabdevanje rožnjače kiseonikom. Sadržaj vode u kontaktnim sočivima (CW) se određuje kao odnos težine vode u sočivu (PW) prema ukupnoj težini sočiva zasićenog vodom (PL), izraženo u procentima. [40]

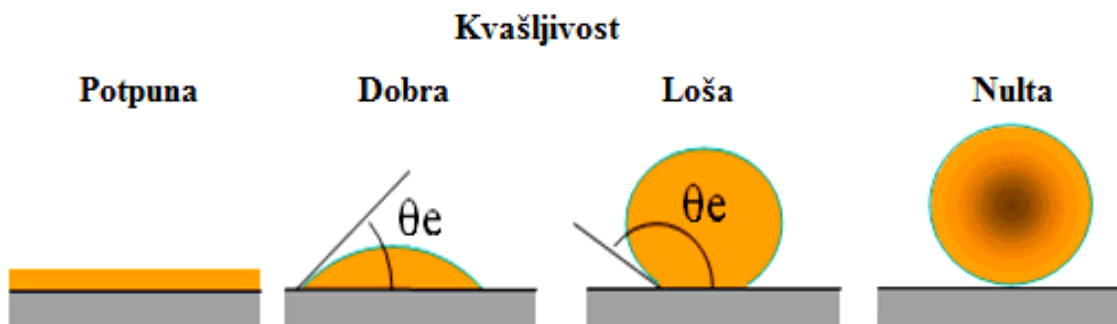
$$CW = (PW / PL) \times 100 \%$$

Prednosti niskog sadržaja vode u kontaktnom sočivu su: manja osetljivost na uticaj okoline i stabilniji optički i fizički parametri sočiva; povećana čvrstoća, što obezbeđuje stabilniju geometriju i lakše rukovanje; veći indeks prelamanja, što omogućava proizvodnju tanjih sočiva; mogućnost korišćenja raznovrsnih sredstava za održavanje kontaktnih sočiva; mogu da se proizvode različitim metodama (rezanje, livenje i dr.); generalno predvidljivije ponašanje i manje širenje prilikom hidratacije, što rezultuje i boljom reproducibilnošću; sočiva imaju veću kvašljivost. Nedostaci niskog sadržaja vode u kontaktnom sočivu su: zbog niskog Dk samo najtanja sočiva obezbeđuju adekvatnu količinu kiseonika za dnevno nošenje; zbog veće čvrstoće tih materijala sočiva su manje konformna i udobna za nošenje; tanka sočiva (za odgovarajući Dk/t) su obično teža za rukovanje.

Prednosti visokog sadržaja vode u kontaktnom sočivu su: sočiva imaju veći Dk i obezbeđuju bolje snabdevanje rožnjače kiseonikom; fleksibilnija su i imaju brži oporavak oblika nakon deformacije. Nedostaci visokog sadržaja vode u kontaktnom sočivu su: materijali su lomljivi; manja je stabilnost parametara; slabija je reproducibilnost; imaju veću sklonost ka depozitima; osetljivija su na spoljno okruženje, posebno na promene pH; manji indeks prelamanja zahteva da se proizvode deblja sočiva; termalna dezinfekcija se ne preporučuje jer je prihvatanje proteina veće i veći je rizik da dođe do proteinske denaturacije; teško je postići optički kvalitet i željenu geometriju zbog nepredvidivih širenja prilikom hidratacije; teži su za proizvodnju struganjem; ne mogu se proizvoditi previše tanka sočiva, zbog prevelikog isparavanja vode.

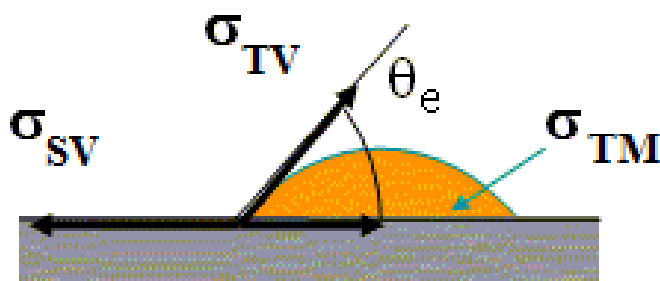
4.1.3. Kvašljivost – ugao vlaženja

Kvašljivost se definiše kao sposobnost materijala da zadrži tanak suzni film na površini kontaktnog sočiva za vreme dok je ono u oku, uprkos spoljnim uticajima i gravitaciji. [40] Mera kvašljivosti nekog materijala je njegov *ugao vlaženja* θ_e koji predstavlja ugao koji zaklapa tangenta na kap tečnosti (fiziološkog rastvora) sa površinom materijala (slika 4.1.). Što je ugao vlaženja manji to je kvašljivost materijala veća.



Slika 4.1. Ugao vlaženja (preuzeto iz [41])

Ugao vlaženja zavisi, pre svega, od površinskih napona, tj. međumolekularnih adhezionih sila između materijala sočiva i vazduha (σ_{SV}), tečnosti i vazduha (σ_{TV}) i tečnosti i materijala (σ_{TM}) (slika 4.2.).

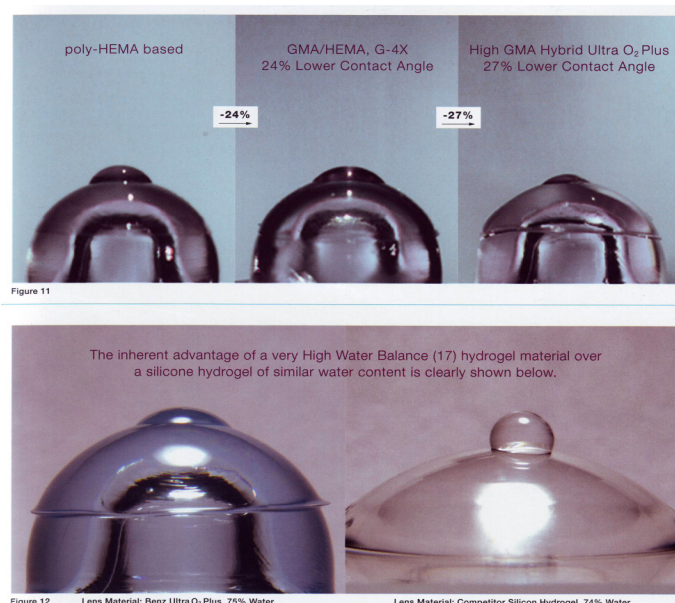


Slika 4.2. Ravnoteža adhezionih sila i ugao vlaženja (preuzeto iz [41])

Young-ov zakon definiše ugao vlaženja kao uravnoteženost ove tri sile, što je dato relacijom:

$$\sigma_{SG} = \sigma_{SL} + \sigma_{LG} \cos \theta$$

Na slici 4.3. je data demonstracija ugla vlaženja za različite materijale. Materijali sa više silikona imaju bolju propustljivost za kiseonik, ali manju kvašljivost. [42]



Slika 4.3. Ugao vlaženja za različite materijale (preuzeto iz [42])

4.1.4. Postupak dobijanja materijala za gaspropusna kontaktna sočiva

Tema rada se odnosi na gaspropusna kontaktna sočiva, pa će u ovom poglavlju ukratko biti opisan postupak polimerizacije, kao hemijske reakcije kojom se dobijaju polimeri za njihovu proizvodnju.

Polimerizacija je reakcija pri kojoj hemijska jedinjenja male molekulske mase (monomeri), ili smeša nekoliko takvih jedinjenja, reaguju međusobno, usled čega nastaju molekuli sa mnogo većom molekulskom masom od reaktanata. Produkt ove reakcije je polimer [43]. Sinteza polimera se može izvesti radikalnom polimerizacijom, upotrebom inicijatora, odnosno različitih organskih ili neorganskih supstanci ili npr. UV zračenjem u prisustvu jednog od inicijatora. Termički ciklusi polimerizacije predviđaju prvu fazu sa nižom temperaturom od oko +20°C do +100°C, u kojoj se vrši želiranje materijala i drugu fazu sa jednim ili više temperaturnih intervala od oko +60°C do +140°C, u kojoj se završava očvršćavanje polimera i smanjuje se pritisak regulisanjem temperature tako da bude viša od temperature staklastog prelaza.

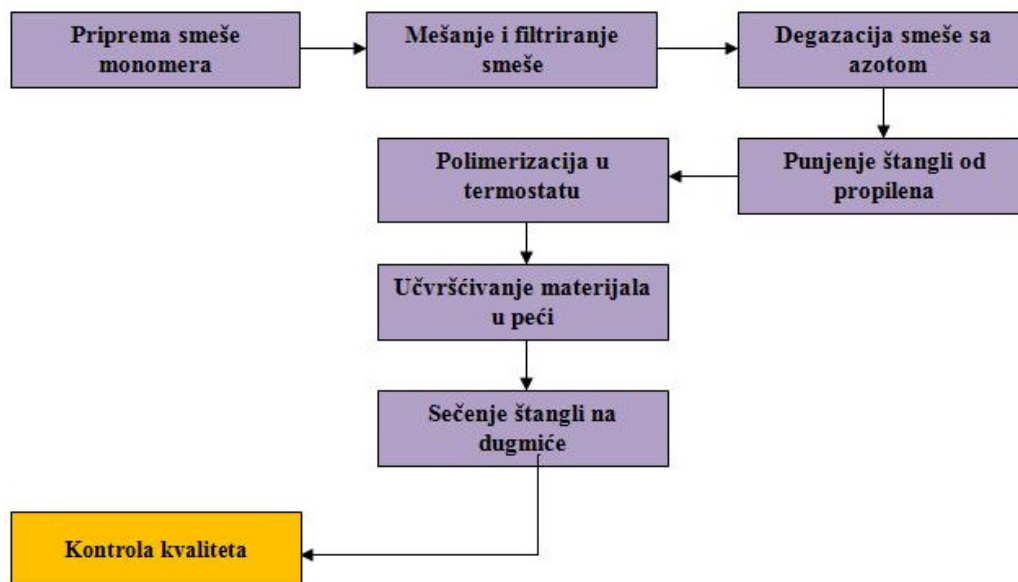
Istraživanjem u ovoj disertaciji obuhvaćena su tri nova nanofotonska materijala dobijena na bazi dopiranja fulerena u strukturu baznog gaspropusnog (RGP) materijala, italijanske kompanije SOLEKOTM, pod komercijalnim nazivom SP-40TM. Ovaj materijal pripada grupi polimera pod nazivom: *poli-metilmetakrilat-ko-siloksisilanmetakrilat*. Njegove osnovne karakteristike su date u tabeli 4.1.

Tabela 4.1. Optičke i fizičko-hemijske karakteristike materijala SP-40

Optičke karakteristike	Vrednost	Test
Transmisija u vidljivom delu spektra	> 90%	ISO 8599
Transmisija u ultravioletnom delu spektra	<60 % (290nm-330nm)	ISO 8599
Indeks prelamanja	1.472 ± 0.003	ISO9914
Hemijsko - fizičke osobine		
Hemijsko - fizičke osobine	Vrednost	Test
Dk	13.7 ± 5.0	Interna procedura
Apsorpcija vode	< 0.2 % ± 0.2	ISO/FDIS10339
Tvrdoća po Šoru D	83 ± 3	ASTMD785-93
Rezidualni monomer	< 3 %	Interna procedura
Ugao vlaženja	22° ± 3°	Interna procedura

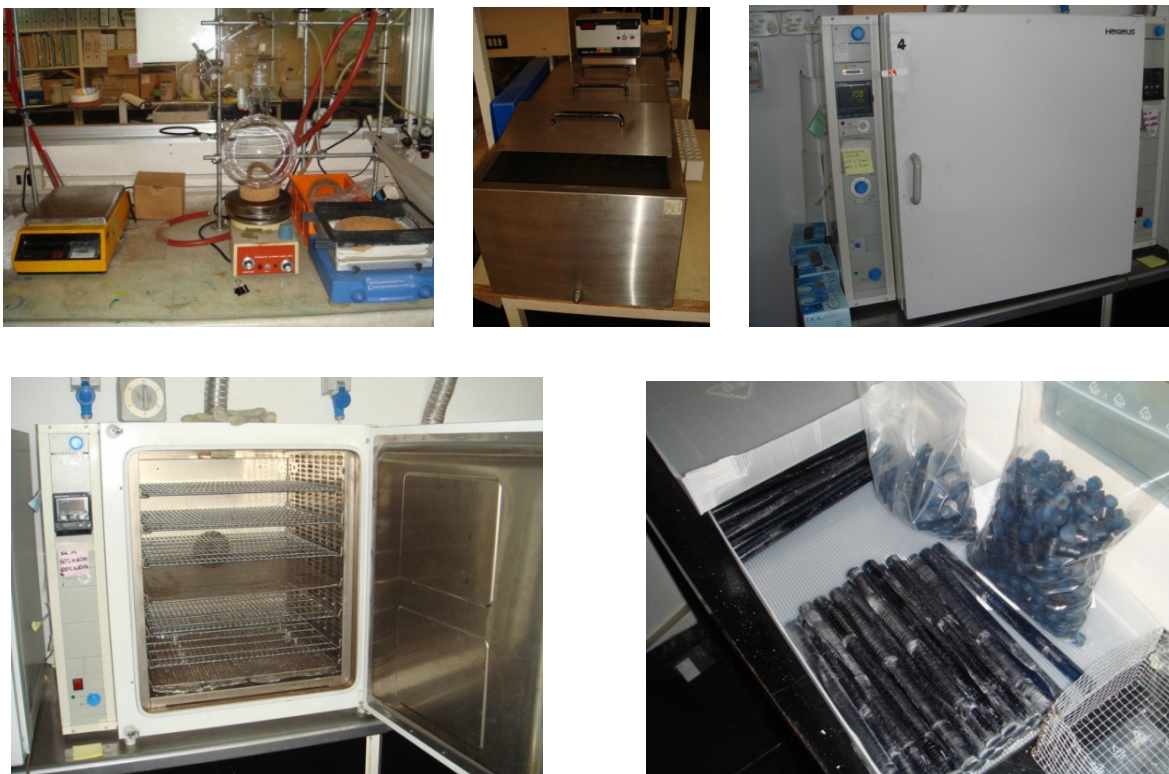
Reakciona smeša potrebna za polimerizaciju Soleko RGP osnovnog materijala SP-40 se sastoji od: 40 g metakril oksipropil tris (trimetil siloksi) silana, 50 g metil metakrilata, 5 g metakrilne kiseline, 5 g etilen glikol dimetakrilata i 0,5 g azo-bis-izobutironitrila.

Šema polimerizacije data je na slici 4.4. Smeša monomera se prvo mešanjem homogenizuje u staklenom balonu, a zatim se vrši njeno filtriranje. Sledeći korak je degazacija smeše, prilikom koje se eliminiše kiseonik prisutan u rastvoru monomera, ubrizgavanjem čistog azota. Pripremljenom smešom se pune kalupi (štangle) od polipropilena, koji se zatvaraju odgovarajućim zapušačima. Sistemi kalupa, spojeni na ovaj način, stavljaju se u peć za polimerizaciju na 70°C, u trajanju od 15 sati, a zatim i na 80°C, 90°C, 110°C u intervalima od po 2 sata. Proces termičkog procesa se odvija u ventiliranim pećima sa strogo kontrolisanom temperaturom. Formirani polimeri u obliku štangli se potom na strugu obrađuju, tj. seku u obliku dugmića željenih dimenzija.



Slika 4.4. Tehnološka šema polimerizacije materijala SP-40

Na slici 4.5. predstavljena je oprema koja je korišćena za polimerizaciju materijala za potrebe ove disertacije.



Slika 4.5. Oprema za polimerizaciju u kompaniji Soleko

4.2. Dobijanje nanofotonskih materijala

Nanofotonski materijali za kontaktna sočiva, koji su predmet istraživanja u ovoj disertaciji, dobijeni su uključivanjem molekula fulerena C_{60} i njegovih modifikovanih formi (derivata): fuleren hidroksilata $C_{60}(OH)_{24}$ (fulerola) i fuleren metmorfen hidroksilata $C_{60}(OH)_{12}(OC_4N_5H_{10})_{12}$ (metforminom hidrogenizovanog fulerena) u strukturu osnovnog materijala SP-40. Novi materijali su dobijeni tako što su čestice fulerena pomešane sa monomerima, koji ulaze u sastav materijala SP-40, pre degazacije smeše. Polimerizacija je bila homogena i izvedena je pojedinačno, na tri uzorka, dodavanjem po 1 g od svakog nanomaterijala u osnovni materijal, tako da je njihov procenat u smeši bio 0.33%. Dobijeni uzorci, radi lakšeg praćenja svih budućih merenja, su obeleženi sa „A” – (SP-40 + C_{60}); „B” – (SP-40 + $C_{60}(OH)_{24}$) i „C” – (SP-40 + $C_{60}(OH)_{12}(OC_4N_5H_{10})_{12}$). Derivati fulerena C_{60} , za uzorke B i C, su prethodno bili rastvoreni u vodi. Četvrta polimerizacija je izvedena pod istim uslovima, bez nanomaterijala, kako bi se dobio referentni uzorak SP-40.

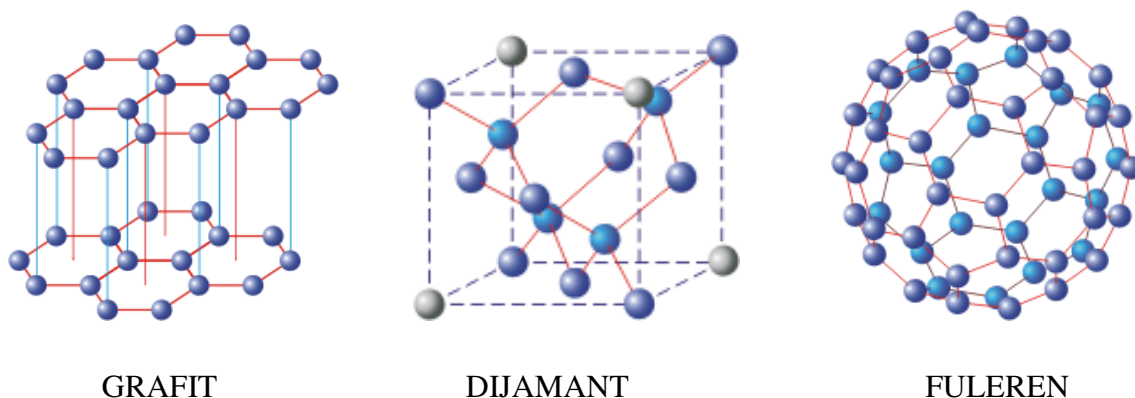
Uspešnost polimerizacije se najpre procenjuje količinom rezidualnih monomera. Za ovu vrstu proizvoda propisana dozvoljena količina je do 3,5 Mas%. Veća količina od dozvoljenog bi značila da se određeni broj molekula nije uključio u strukturu polimera, što bi za posledicu moglo da ima hemijsku i optičku nehomogenost novodobijenih materijala. To bi se svakako odrazilo na prozirnost materijala, njegove optičke i mehaničke karakteristike, a moguće je i na njegovu biokompatibilnost. Novodobijeni materijali moraju biti transparentni, sa malim gubicima svetlosti i moraju biti optički homogeni, tj. njihov indeks prelamanja se ne sme menjati u prostoru. Kada se ugrade u polimere, fulereni im daju drugačije osobine, jer oni sami po sebi imaju veliku čvrstoću. U zavisnosti od načina na koji se vrši ugradnja i koncentracije fulerena, u nastalom kompozitu mogu da budu prisutne i osobine polimera i osobine fulerena, ili da dominiraju osobine jednog od njih .

4.2.1. Fulereni

Pored dijamanta i grafita (slika 4.6.), fuleren C_{60} (puno ime *buckminsterfullerene*) predstavlja treću alotropsku modifikaciju ugljenika, koja se sastoji od 60 ugljenikovih atoma – sferni molekul u kome su svih 60 ugljenikovih atoma sp^2 hibridizovani, ekvivalentni i raspoređeni u konstantnih 12 pentagona i 20 heksagona (oblik fudbalske

lopte). Fulerene su otkrili 1985. godine, *Harold W. Kroto*, *Robert F. Curl* i *Richard E. Smalley*, koji su 1996. godine dobili Nobelovu nagradu za to otkriće. [44]

Fulereni predstavljaju potpuno novu modifikaciju ugljenika, koja se izdvaja po jedinstvenoj strukturi i naročitim fizičkim i hemijskim osobinama. Fulereni se dobijaju u vidu čađi, koja se ekstrahuje i pročišćava hromatografijom. Fizičke osobine fulerena se značajno razlikuju od osobina klasičnih modifikacija ugljenika - grafita i dijamanta.



Slika 4.6. Alotropske modifikacije ugljenika: grafit, dijamant i fuleren

Danas se fulerenima naziva čitava klasa zatvorenih sferičnih ugljenikovih struktura, tipa C_{20+2n} (n -broj heksagona, $n \neq 1$), sa 12 pentagona i neograničenim brojem heksagona. Princip izgradnje fulerena je u skladu sa Ojlerovom teoremom o poliedrima, prema kojoj je za zatvaranje svake sferne mreže od n heksagona potrebno tačno 12 pentagona, izuzev za $n=1$. Najmanje stabilan, a u isto vreme najzastupljeniji i najpoznatiji je fuleren C_{60} , čiji je prečnik oko 1 nm. [45]

Zbog njihove elektronske strukture fulereni mogu da budu uređeni egzohedralno sa velikim brojem različitih funkcionalnih grupa. Posle C_{60} , sledeći stabilan homolog je C_{70} . Prate ga viši fulereni C_{76} , C_{78} , C_{82} , C_{84} , C_{90} , C_{94} i C_{96} . Kombinacija ovih neobičnih karakteristika čini fulerene veoma privlačnim za široki spektar biomedicinskih primena: nosioci lekova, inhibicija enzima HIV virusa, kontrasti za MRI i tomografiju X-zracima, radioimunoterapiju, kao i lekovi protiv neurodegenerativnih poremećaja, kao što su Parkinsonova, Alchajmerova i Lu-Gerigova bolest, kod kojih se fulereni mogu ponašati kao "čistači" slobodnih radikala. Jedan od ključnih nedostataka u primeni fulerena je njihova mala rastvorljivost u vodi. Kako bi ih načinili rastvornim u vodi, moraju se funkcionalizovati polarnim grupama, kao što su $-OH$ i $-COOH$. Od svih fulerena

rastvorljivih u vodi, najpoznatiji i najviše ispitivani su oni sa nekoliko prikačenih –OH grupa, poznati kao *fuleroli* ili *fulerenoli*. Oni su odlični čistači slobodnih radikala i njihova anti-oksidativna svojstva su već testirana na kortikalnim neuronima. [46]

Modifikovani fulereni su rastvorljivi u vodi i interaguju sa vodom preko vodoničnih veza. Takođe su podložni degradaciji usled hemijskih i uslova okoline. Izlaganje hemijskim materijama i agensima iz okoline može dovesti do uklanjanja funkcionalnih grupa sa modifikovanog fulerena. Ovo nije poželjno jer je pokazano da nemodifikovani ili "goli" fulereni C_{60} mogu biti citotoksični. Pokazano je da se modifikovani fulereni mogu stabilizovati procesom harmonizacije, a mogu se dobiti na više različitih načina. [33]

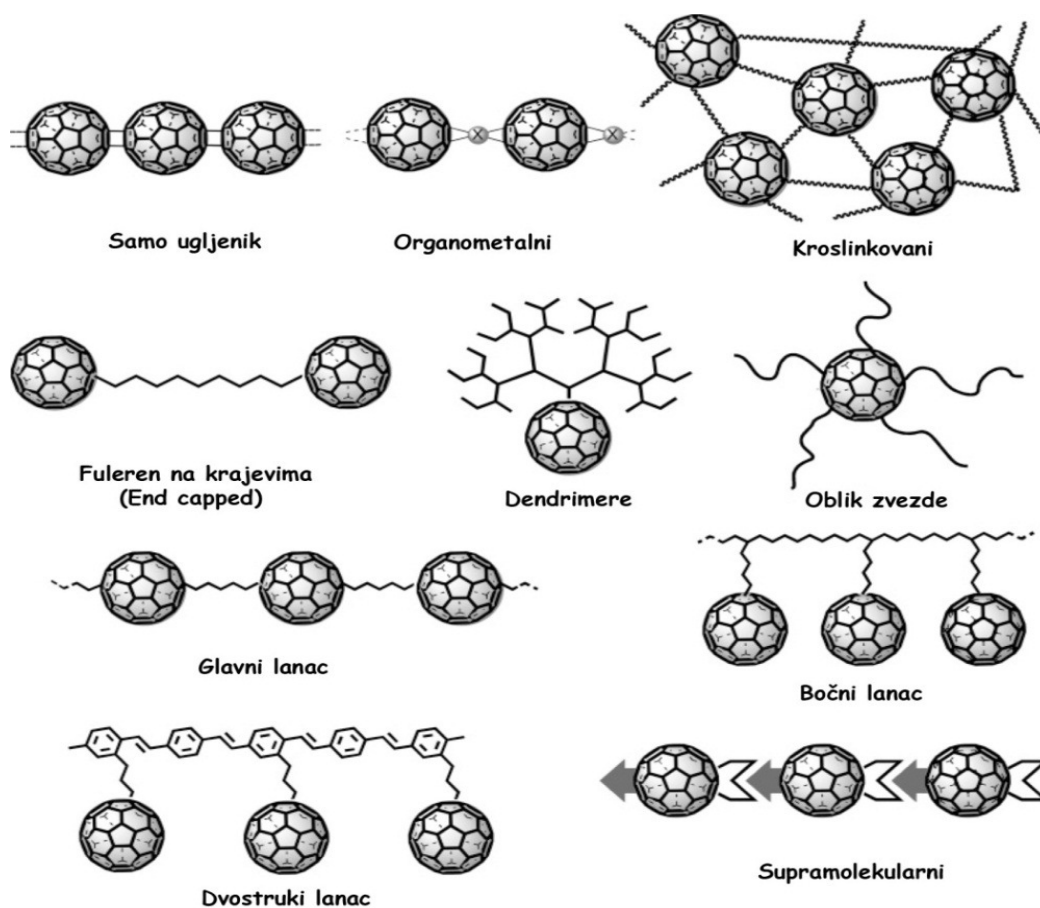
4.2.2. Fulereni i polimeri

Slaba rastvorljivost fulerena C_{60} čini ga često neupotrebljivim u inženjerske potrebe, pa se zato često kombinuje sa drugim materijalima, u cilju dobijanja željenih karakteristika. Brojna istraživanja su pokazala da fuleren C_{60} i njegovi derivati imaju odlične ekstraprovodne, fotohemijske, optičke i magnetne i druge osobine, ali je njihova obradivost slaba. Zato se često kombinuju sa polimerima i tako umnožavaju mogućnosti za njegovu primenu u različitim oblastima [47]. Najčešća su istraživanja materijala nastalih inkorporiranjem fulerena u polimetilmetakrilat (PMMA). Primećeno je da su, pored brojnih drugih prednosti, ovakvi materijali rastvorljivi u mnogim organskim rastvaračima, da boja PMMA postaje tamnija sa povećanjem sadržaja fulerena i da se povećava njena termička stabilnost. [48]

Tema ovog rada je inkorporiranje fulerena u polimere, sa ciljem dobijanja novih materijala za gaspropusna kontaktna sočiva koji se mogu obrađivati na strugu. Istovremeno se teži postizanju takvih osobina novodobijenih materijala koje bi bile kombinacija jedinstvenih osobina molekula C_{60} sa specifičnim osobinama polimera. Kao alotropska modifikacija ugljenika fuleren ima veliku čvrstoću, pa njegovom ugradnjom u polimere dobijamo materijale sa poboljšanim mehaničkim osobinama. U zavisnosti od načina na koji se vrši ugradnja, novonastali kompozit može da ima osobine i polimera i fulerena, što je vrlo značajno, a često i osnovni cilj dopiranja fulerena u polimere. Način inkorporacije molekula fulerena C_{60} u polimer će definisati i promene njihovih svojstava simetrije, što se može sagledati merenjem njegovih električnih i magnetnih spektralnih karakteristika. [33]

Prvo inkorporiranje u tradicionalni polimer polistiren, je izvedeno 1992. godine i u tom eksperimentu fuleren je pokazao vrlo neobične osobine samo-sastavljanja. Od tada je napravljen veliki broj različitih polimera sa dopiranim molekulima C_{60} .

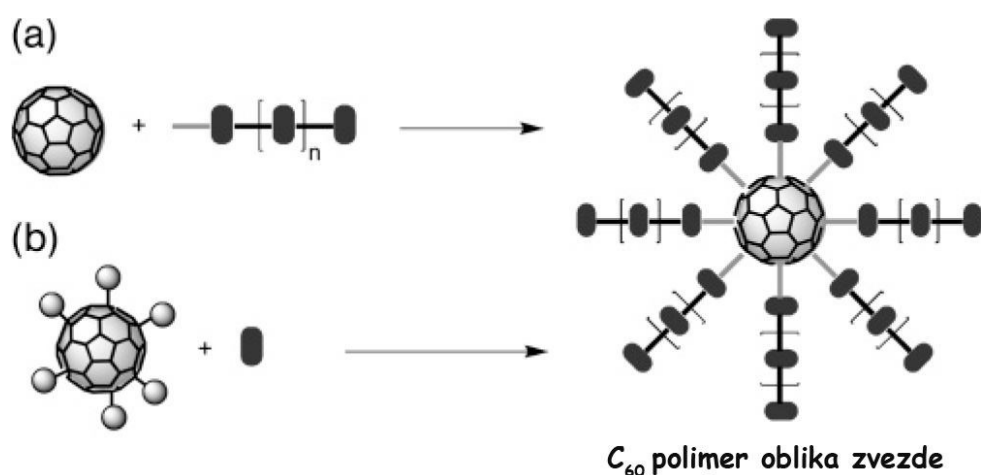
Uopšteno, polimeri se mogu kombinovati sa C_{60} različitim vrstama sinteza: *kopolimerizacija* monomera sa C_{60} - *in situ* polimerizacija monomera koju iniciraju C_{60} funkcionalizovani inicijatori i *substitucija* ili zatvaranje polimera molekulom C_{60} na krajevima. U zavisnosti od upotrebljene metode mogu se dobiti različite strukture. Osnovna podela se pravi između nekovalentno ugrađenih fulerena (izolovanih ili u vidu agregacija) i kovalentno prikačenih fulerena za polimer. Na slici 4.7. su prikazane različite vrste dopiranja fulerena u strukturu polimernih materijala.



Slika 4.7. Različite vrste ugradnje molekula fulerena u strukturu polimera
(preuzeto i prerađeno iz [49])

Kod nekovalentnih veza interakcija između partikula fulerena i polimerne matrice je elektrostatička. Njihova proizvodnja je vrlo jednostavna. Željena količina fulerena se dodaje u materijal koji polimerizuje u čvrstom stanju ili u rastvoru. Transparentni filmovi

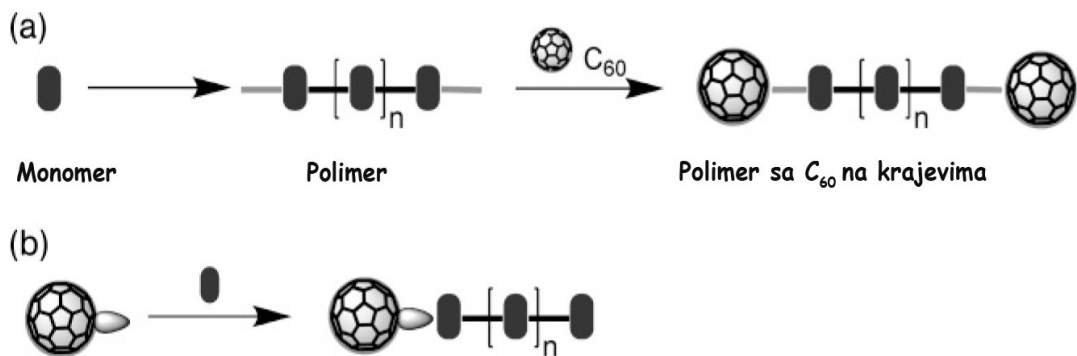
C_{60} /PMMA su primer ove klase kompozita, koji sadrže odvojene C_{60} molekule, pri čemu karakteristike i fulerena i polimera ostaju očuvane. Kovalentno vezani fulereni imaju veći uticaj na rezultujući materijal i mogu formirati polimere sa bočnim lancem (*side-chain*), sa glavnim lancem (*mainchain*), umrežene polimere (*cross-linked*) i dendrimere ili polimere oblika zvezde (*star-shaped*). Polimeri u vidu zvezde, poznati i kao *flageleni*, sastavljeni su od 2 do 10 dugačka polimerna lanca, koji su kovalentno vezani za fulerenski kavez, čija je topologija slična morskoj zvezdu (slika 4.8.). Pokazalo se da je polistiren sa inkorporiranim C_{60} u vidu zvezde izuzetno rastvorljiv i da zbog dobrog topljenja može lako da se oblikuje u filmove i vlakna. Multiadukt ovog tipa koji se najčešće koristi je fulerol oblika $C_{60}(OH)_n$. [49]



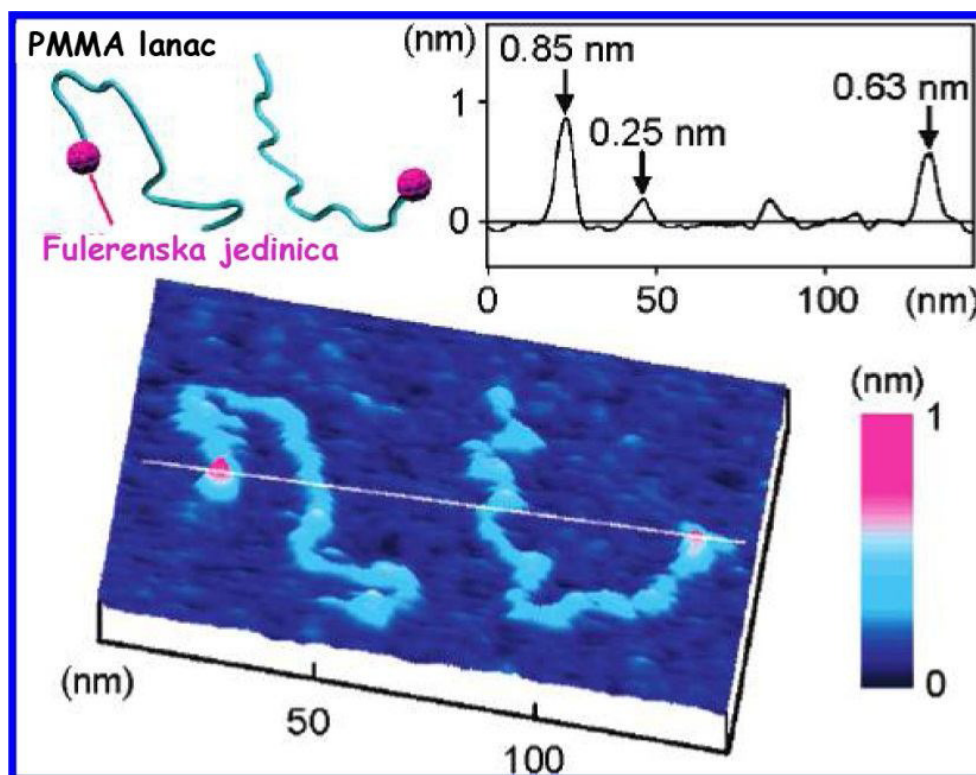
Slika 4.8. Metod sinteze polimera sa molekulom C_{60} u obliku zvezde: (a) ranije napravljeni polimeri se vezuju za fuleren; (b) rast polimernog lanca sa površine pravilno funkcionalizovanih derivata fulerena. (preuzeto i prerađeno iz [49])

Među mnoštvom načina na koje se molekul C_{60} može vezati za polimere, najinteresantniji su polimeri kod kojih se fuleren vezuje na kraju lanca, (*end-capped*) polimer. Ovaj tip polimera nastaje tako što se hidrofobno jezgro molekula C_{60} samo-sastavlja na nanometarskoj skali u micelarne agregate ili u vidu mehura kada se nađu u polarnom rastvaraču. Upravo se to dešava sa PMMA kada mu se doda molekul C_{60} , jer se on agregira u klastere sa C_{60} jezgrom polimernim lancem kao ljuskom. U suštini, uvođenjem fulerena na krajeve lanca moguće je modifikovati hidrofobnost roditeljskog polimera, čime se drastično menja njegovo ponašanje u smeši H - donor/H - akceptor polimera [49]. Na slici 4.9. je data šema sinteze polimera sa molekulom C_{60} na krajevima, a na slici 4.10. je data

slika sa AFM mikroskopa, na kojoj se vidi kako se fuleren vezuje za molekul polimetilmetakrilata (PMMA).



Slika 4.9. Metod sinteze polimera sa molekulom C₆₀ na kraju lanca : (a) sinteza polimera praćena inkorporiranjem fulerena; (b) rast polimernog lanca iz derivata C₆₀ kao početnog materijala. (preuzeto i prerađeno iz [49])



Slika 4.10. Prikaz sa AFM mikroskopa, u kontaktnom modu, veze molekula fulerena i PMMA (preuzeto i prerađeno iz [49])

4.3. Pregled dosadašnjih istraživanja

Brojni su radovi u kojima su prezentovani rezultati istraživanja i eksperimenata u domenu uključivanja fulerena u strukturu polimera. Nije poznato da su rađena istraživanja i objavljeni rezultati koji se bave karakterizacijom kontaktnih sočiva sa fulerenima u strukturi materijala za njihovu proizvodnju. Ovde će biti ukratko predstavljeni samo neki radovi koji se odnose na dopiranje fulerena u strukturu polimetilmetakrilata (PMMA) :

1. U radu pod nazivom “*Optical properties of fullerene / PMMA*” [50], autor *A. F. Mansour*, je predstavio eksperiment sintetizovanja optički transparentnih filmova PMMA / fuleren, u kojima je fuleren raspoređen ravnomerno. Rezultati istraživanja su pokazali da fuleren C_{60} ima osobine superprovodljivosti, feromagnetizma i optičke nelinearnosti. UV-Vis spektroskopijom je utvrđeno da C_{60} maksimalno apsorbira elektromagnetne talase na 330 nm, dok PMMA maksimum absorpcije ima na 207 nm. Kompozit C_{60} /PMMA apsorbira između 197-207 nm za PMMA i na 330 nm za C_{60} . Apsorpcioni pik raste sa porastom koncentracije C_{60} , što ukazuje na to da nema tendenciju da pravi klaster u PMMA, kao i da se opseg spektralne propustljivosti filmova PMMA/fuleren smanjuje sa porastom koncentracije fulerena. FTIR spektroskopijom je utvrđen pik za C_{60} na 527 cm^{-1} dok je za C_{60} /PMMA on na 527.7 cm^{-1} . Povećanjem koncentracije C_{60} smanjuje se indeks prelamanja. Indeks prelamanja zavisi od linearne polarizabilnosti i koncentracije molekula (Lorenz-Lorenzova jednačina). U slučaju ugradnje C_{60} u PMMA dolazi do smanjenja polarizabilnosti i indeksa prelamanja.

2. U radu pod nazivom “*Structure and Physical Properties of Polymer Composite Films Doped with Fullerene Nanoparticles*” [51], predstavljeno je istraživanje *R. M. Ahmed-a i S. M. El-Bashir-a*, koje se odnosi na sintezu nanokompozitnih filmova PMMA, PVAc i PMMA/PVAc blendi dopiranih sa fulerenom i na njihovu karakterizaciju. Transmisiona elektronska spektroskopija (TEM) je pokazala da je u pitanju uniformna disperzija nanočestica u polimernim matricama. Merenja difrakcijom X zraka su ukazala na tendenciju stvaranja kristalita u polimernim matricama. Optičkom apsorpcijom i fotoluminiscentnom spektroskopijom je ispitivan uticaj koncentracije fulerena. Spektroskopska svojstva ovakvih filmova pokazuju moguću primenu u fotonici i konverziji solarne energije.

3. U radu pod nazivom *“Investigation of fullerene C₆₀ effect on properties of polymethylmethacrylate exposed to ionizing radiation”* [52], K. B. Zhogova i saradnici su ispitivali uticaj fulerena C₆₀ na termička, mehanička i optička svojstva polimetilmetakrilata (PMMA) izloženog jonizujućem zračenju. Saopšteno je da se fuleren C₆₀ ponaša kao efikasan antirad u odnosu na PMMA. Adicija fulerena C₆₀ povećava temperaturu degradacije polimera podvrgnutog zračenju elektrona od 20°C do 25°C, smanjuje brzinu od 4 do 4,5 puta i povećava aktivacionu barijeru za reakciju degradacije zračenog PMMA. Adicija fulerena C₆₀ poboljšava mehanička svojstva PMMA. Za filmove koji sadrže dodatak C₆₀ i one koji su izloženi postupku zračenja elektronima smanjenje prekidne čvrstoće je 10-15%, a za uzorke koji ne sadrže fuleren je 25%. Došli su do zaključka da interakcije slobodnih radikala sa fulerenom, postupkom zračenja, utiču na optičke karakteristike PMMA filmova.

4. JIA Qing-xiu i saradnici su 2008 godine objavili rad pod nazivom *“ Structure and Properties of Micro-/nano-sized Electrospun Fullerene / PMMA Mats “* [53]. Oni su pripremili neku vrstu “asure”-PMMA/fuleren, “elektroupredanjem” vlakana C₆₀ i PMMA, sa različitim koncentracijama fulerena C₆₀. Zatim su ih karakterisali skenirajućom elektronskom mikroskopijom (SEM), difrakcijom X-zraka (XRD), UV-vidljivim apsorpcionim spektrom i fluorescentnim mikroskopom i određivali strukturu i optička svojstva ovih materijala. Rezultati su pokazali da se nanovlakna mogu posmatrati u asurama sa prosečnim prečnikom od 600 nm. Karakteristike UV apsorpcije su bile izražene i pomerene blago ka većim talasnim dužinama u poređenju sa heksanom; C₆₀ je bio unifomno raspoređen u matrici PMMA i ima očigledan fluorescentni efekat.

5. Y. Amao i I. Okura su razvili optički temperaturni senzor zasnovan na promeni intenziteta fluorescencije fulerena C₆₀ imobiliziranog u film polimetilmetakrilata. Ustanovili su da intenzitet fluorescencije filma fulerena C₆₀ opada sa porastom temperature i da daje linearni temperaturni odgovor u opsegu 260-372 K. Ovaj sistem predstavlja novi temperaturni senzor i može se primeniti na polje istraživanja optičkih senzitivnih tehnika i hemiju fulerena. Rezultate su objavili u radu *“Fullerene C₆₀ immobilized in polymethylmethacrylate film as an optical temperature sensing material”*. [54]

6. Jason E. Riggs i Ya-Ping Sun su istraživali optičke granične osobine terc-butil metanofuleren karboksilata, u rastvoru na sobnoj temperaturi, pri različitim

koncentracijama, dok je linearna transmitansa rastvora na 532 nm bila konstantna. Pokazali su da optičke granične osobine C₆₀ i metano-C₆₀ derivata jako zavise od koncentracije rastvora. Viskoznost sredine takođe ima veliki uticaj na optičke granične osobine fulerena i to tako što je u jako viskoznim blendama polimer-rastvarač za fulerene slabija optički granična reakcija. Nedostatak molekulske difuzije u filmovima polimera je verovatno razlog za slabije optičke granične osobine fulerena i u tankim i u debljim filmovima PMMA u odnosu na rastvor na sobnoj temperaturi. Koncentracija rastvora fulerena direktno utiče na efikasnost procesa bimolekulskog ekscitovanog stanja, dok viskoznost sredine (medija) utiče na bimolekulsku konstantu brzine kroz promene u molekulskoj difuzivnosti. Predložen je model koji uključuje procese monomolekulskih i bimolekulskih ekscitovanih stanja za optičke granične osobine fulerena. Rezultati ovih eksperimenata su objavljeni u radu pod nazivom “*Optical Limiting Properties of [60] Fullerene and Methano [60] fullerene Derivative in Solution versus in Polymer Matrix: The Role of Bimolecular Processes and a Consistent Nonlinear Absorption Mechanism*”. [55]

7. G. Q. Xu i saradnici su, u radu pod nazivom “*Resonant optical nonlinearity of fullerenes in free-standing polymethyl methacrylate films*” [56], predstavili svoj eksperiment u kome su sintetizovali filmove polimetilmetakrilata u koje su fulereni bili uniformno ugrađeni. Primeno su dva tipa merenja: degenerativni mešani četvero-talasn timerperiment i transmisiju u zavisnosti od h-zračenja sa nanosekundnim laserom impulsa 608 nm. Određena je nelinearna optička susceptibilnost trećeg reda. Pokazano je da je apsorpcija ekscitovanog stanja glavni mehanizam za posmatranu nelinearnu susceptibilnost.

8. Han Peng i saradnici su otkrili jedinstvene karakteristike transmisije svetlosti, grupe fulerenskih derivata, stakla i polimera. Pokazali su da fulerenski materijali pokazuju spektar transmisije svetlosti, sličan optičkim filterima, koji ne propuštaju svetlost određenih talasnih dužina i njihove prednosti u odnosu na standardne filtere: fulerenski materijali se mogu dobiti jednostavnim reakcijama ili procesima na normalnim temperaturama, njihove vrednosti λ_c se mogu uskladiti menjanjem samo jednog parametra, a to je koncentracija fulerena ili sadržaj fulerena. Spektralna modulacija je kontinualna, reverzibilna, predvidljiva i pouzdana. Fulerenski materijali su stoga grupa dobrih optičkih filtera koji se mogu koristiti za svrhu ne-propuštanja svetlosti u širokom spektru (240-710 nm). Pokazano je da veličina nanoklastera fulerena raste sa koncentracijom rastvora i predložena

je korelacija između veličine nanoklastera i koncentraciono-hromskog efekta. Ovi rezultati su objavljeni u radu pod nazivom “*Using Buckyballs To Cut Off Light! Novel Fullerene Materials with Unique Optical Transmission Characteristics*”. [57]

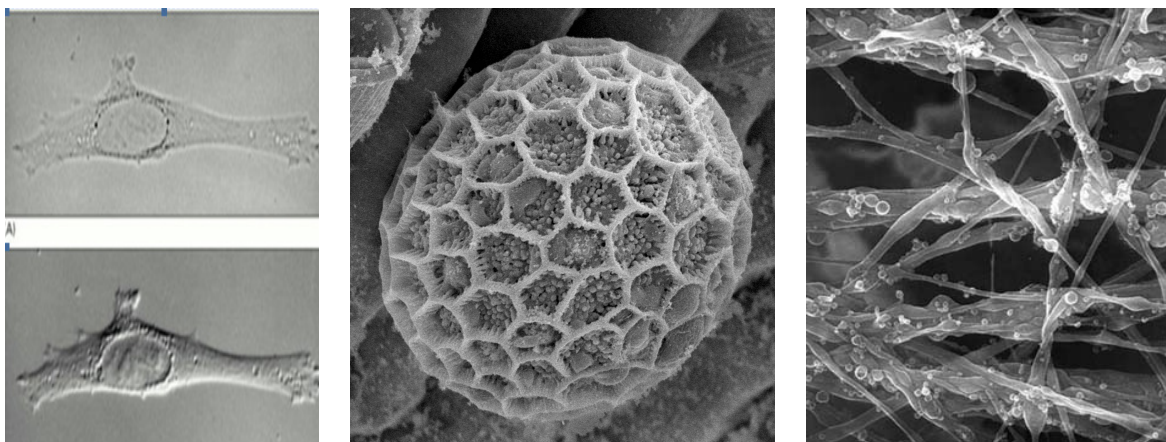
9. *Ya-Ping Sun i saradnici* su, u radu pod nazivom “*Photophysical and Nonlinear Optical Properties of [60]Fullerene Derivatives*“, objavili rezultate istraživanja fotofizičkih i nelinearnih svojstava derivata fulerena C₆₀ sa različitim funkcionalizacijama omotača. Od posebnog interesa za ovu disertaciju jesu njihova merenja UV-VIS apsorpcije različitih derivata fulerena C₆₀, koja su pokazala visoke vrednosti apsorpcije u UV delu spektra i slabiju apsorpciju u vidljivom delu spektra, ali sa dva pika: od 470 do 510 nm i od 680 do 720 nm. Pokazali su, takođe, da je molekul C₆₀ slabo fluorescentan, sa fluorescentnim kvantnim prinosom od $3,2 \times 10^{-4}$, ali da je odličan nelinearni apsorber širokog spektra. U poređenju sa C₆₀, derivati su pokazali veću stopu fluorescentne radijacije i viši nivo apsorpcije, zbog smanjenja molekularne simetrije. Eksperimentisano je sa različitim metano C₆₀-derivatima i rezultati pokazuju njihovo suštinski isto fotofizičko ponašanje, bez obzira na različite funkcionalne grupe na metano mostu. Takođe je konstatovano da C₆₀ derivati imaju bolje karakteristike rastvorljivosti, što je prednost u pravljenju nelinearno apsorpcionih materijala u optičkim uređajima. [58]

5. SADRŽAJ, METODE I TEHNIKE ISTRAŽIVANJA

5.1. AFM / MFM

Istraživanje biomedicinskih uzoraka, decenijama unazad, bilo je „povereno“ optičkim i elektronskim mikroskopima. Razvoj nanotehnologija uslovio je potrebu karakterizacije nanosveta i nanostrukturnih karakteristika materijala, što je iniciralo razvoj mikroskopije nove generacije, sa značajno većim uvećanjima i rezolucijom slike. Tako su razvijeni uređaji koji se, umesto na optičkoj detekciji ili usmerenom snopu elektrona, baziraju na međuatomskim i međumolekularnim silama i kvantno mehaničkim efektima. [59]

Optički ili svetlosni mikroskopi su klasični optomehanički uređaji koji rade u vidljivom delu spektra. Njihovo maksimalno uvećenje je od 1.000 do 1.500 puta i rezolucija slike do 200 nm. Elektronski mikroskopi, umesto vidljive svetlosti i optičkih sočiva, za dobijanje uveličane slike koriste snop elektrona koji se usmerava i fokusira pomoću elektromagnetnog polja. Njihovo uvećenje ide i do 100.000 puta, a rezolucija im je do 2 nm, odnosno i do 100 puta veća od rezolucije svetlosnih mikroskopa. (slika 5.1.)



Slika 5.1. Biološka tkiva uvećana elektronskim mikroskopom (preuzeto iz [60])

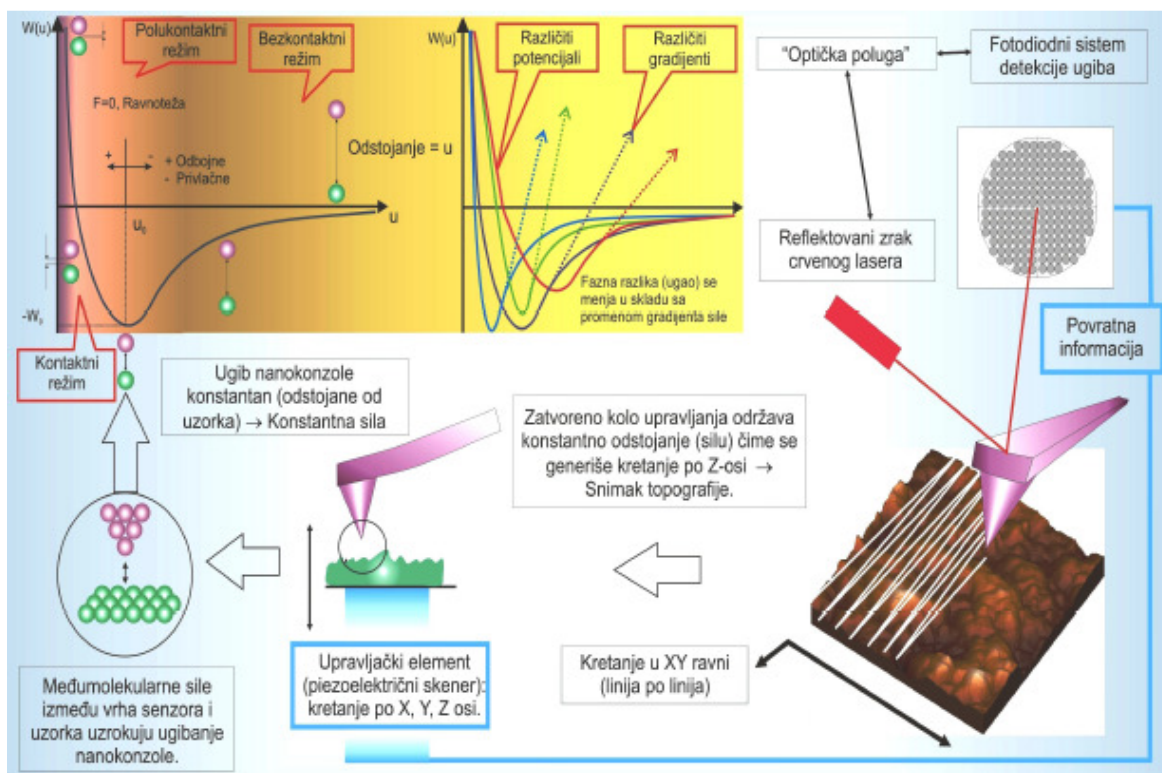
Skenirajuća mikroskopija je naziv za grupu metoda koje se zasnivaju na ispitivanju površina uzorka snimanjem „od tačke do tačke“. Konačna slika se stvara spajanjem tačaka u red (liniju), a potom susednih redova (linija) u dvodimenzionalni prikaz (površinu). Proces snimanja se sastoji iz kontinualnog kretanja sonde iznad površine uzorka, koja u toku svog kretanja interaguje sa uzorkom, a rezultate te interakcije registruje fotodiodni senzor, koji vrši prilagođavanje signala i prosleđuje ih na računarsku obradu. Linijska kretanja sonde su raspoređena tako da postepeno pokrivaju celu površinu snimane oblasti. Obradom rezultata moguć je i prikaz 3D topografije površine uzorka u digitalnom obliku. Primeri često korišćenih metoda, koje pripadaju grupi skenirajućih mikroskopija, su mikroskopija magnetnih sila (MFM) i mikroskopija atomskih sila (AFM). Istorija AFM/MFM je započela radom nemačkog naučnika *Gerg Binning*-a i švajcarskog naučnika *Heinrich Rohrer*-a, koji su izumeli Skenirajući tunelski mikroskop (CTM), za šta su i dobili Nobelovu nagradu za fiziku 1986. godine. [59]

Ovaj mikroskop je zasnovan na principu kvantno-mehaničkog fenomena tunelovanja. Tunelovanje, ili tunel efekat, je pojava prolaska elektrona kroz potencijalnu barijeru čija je energija viša od energije elektrona i njihovog pojavljivanja na drugoj strani barijere. Uređaj funkcioniše tako da registruje struju, koja je rezultat elektronskog tunelovanja između površine i skenirajućeg šiljka, koji se održava nekoliko angstroma iznad površine uzorka. Struja tunelovanja elektrona opada sa debljinom barijere, a nastaje kao razlika između elektrona koji se tuneluju od površine uzorka ka sondi i elektrona koji se tuneluju u suprotnom smeru. Sonda koja se koristi je žica od platine. Ako je šiljak napravljen tako da je njegov aktivan tunelirajući element atomskih dimenzija, dobijaju se rezultati (slike) atomske rezolucije. U principu CTM može da pokaže atomsku geometriju površine, defekte, nečistoće, elektronske fazne prelaze i površinsku topografiju uzorka u realnom vremenu. CTM stvara dvodimenzionalni i trodimenzionalni prikaz ispitivane površine, a sve na osnovu lokalne gustine elektronskih stanja u materijalu. Osnovna mana CTM uređaja je u mogućnosti skeniranja isključivo provodnih materijala. [61]

5.1.1. Mikroskopija atomskih sila (AFM)

Mikroskopija atomskih sila (AFM) [22] je razvijena na bazi skenirajuće mikroskopije, a kao potreba da se prevaziđu ograničenja koja ima CTM. Prvi komercijalni AFM je razvijen 1989. godine. Ovaj mikroskop koristi posebno dizajnirane sonde koje se sastoje od šiljka

(vrha) postavljenog na mikronosaču (kantileveru). Skeniranje površine se zasniva na prevlaćenju kantilevera preko površine merenog uzorka. Promena položaja vrha kantilevera direktno zavisi od visine određenog mesta na uzorku (topografije), a to možemo vrlo precizno pratiti uz pomoć fotodiodne senzorne ćelije koja detektuje laserski zrak koji se odbija od kantilevera ka senzoru. Rezolucija mikroskopa atomskih sila se kreće i do 10^{-12} m što praktično znači u atomskoj rezoluciji, što trenutno zadovoljava i najsloženije zahteve nauke o nanomaterijalima [62]. Snimak površine materijala se dobija skeniranjem regije koja nas interesuje, od tačke do tačke, a potom spajanjem tačaka u red i susednih redova u površinu. Snimci dobijeni AFM-om omogućuju merenje različitih veličina, kako geometrijskih tako i fizičkih (električnih, magnetnih i mehaničkih). Na slici 5.2. dat je šematski prikaz principa rada mikroskopa atomskih sila. Ova dvodimenzionalnost prikaza je svakako mana AFM-a u odnosu na elektronsku mikroskopiju.



Slika 5.2. Šematski prikaz rada AFM-a (preuzeto iz [63])

Mogućnost postizanja atomske rezolucije umnogome zavisi od kvaliteta pripreme uzoraka. Zbog prirode interakcije šiljka sa uzorkom, koja je čisto mehanička i koja nije, kao kod optičke ili elektronske mikroskopije, zasnovana na elektromagnetnom zračenju, ovom

metodom možemo izvršiti merenja, kako u uslovima standardne atmosfere, tako i u uslovima vakuma, atmosfere različitih gasova, pa i u tečnostima. Samim tim, priprema uzorka je znatno jednostavnija, što je njena značajna prednost.

Prvi AFM je radio samo u tzv. kontaktnom modu (*contact mode*), gde je vrh kantilevera u direktnom kontaktu sa površinom uzorka. U ovom modu je moguće, pored topografije uzorka, meriti i bočne sile i to praćenjem torzije samog nosača vrha (kantilevera). Kao sledeći, razvijen je i bezkontaktni mod (*non-contact mode*), gde kantilever slobodno oscilira iznad uzorka, a promene u fazi njegovog oscilovanja pakazuju rastojanje između kantilevera i uzorka. Za samu AFM metodu najznačajniji je tzv. tapkajući mod (*tapping mode, intermitted contact mode*). Kantilever se pušta da osciluje iznad uzorka ali, u svakom periodu oscilacije, vrh kantilevera dodirne uzorak i tako detektuje visinu. Ovaj mod omogućuje precizno merenje topografije površine uzorka. Uporedo sa topografijom moguće je meriti i promene u fazi oscilovanja sonde, što je pokazatelj promena u međuatomskim silama, tj. same strukture uzorka.

Kantileveri se najčešće izrađuju od silicijuma, silicijum-oksida i silicijum-nitrida. Uz pomoć prevlake od različitih elemenata moguća je primena ove metode za ispitivanje najrazličitijih materijala i bioloških uzoraka. Mikroskopija magnetnih sila (MFM) je dobar primer korišćenja AFM uređaja sa obloženim vrhom kantilevera materijalima koje je moguće namagnetisati.

Nedostaci AFM mikroskopa

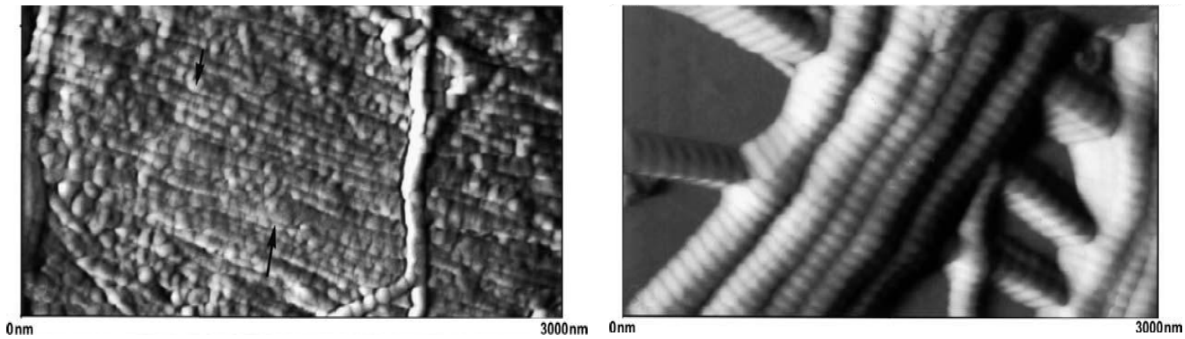
Kao glavni nedostatak AFM mikroskopa, osim dvodimenzionalnosti prikaza, je vreme potrebno za izradu slika (snimanje). Naime, da bi se obavilo jedno snimanje potrebno je nanokonzolni senzor prevući preko cele površine koju želimo da istražimo. Vreme skeniranja zavisi od sledećih parametara: rezolucije slike, površine skeniranja, relativne brzine kretanja sonde i broja metoda koje želimo primeniti. Kao nedostatak AFM mikroskopa možemo navesti i povremeno dobijanje nepreciznih slika. Najčešći razlozi su nesavršenosti nanokonzolnih senzora koji se koriste. Njihova debljina i oblik mogu ponekad sprečiti precizno karakterisanje jako sitnih detalja. Kantileveri takođe mogu biti nepravilnog oblika, neadekvatnog oblika konusa, previše debeli, oštećenog vrha i dr., što sve može prouzrokovati stvaranje artifakta na slikama. Pod dejstvom zagrevanja nanokonzolnog senzora može se javiti tzv. *drift* ili proklizavanje.

Primena AFM u medicini – oftalmologiji

Dobijanje slika datih uzoraka na mikro i nano nivou, mogućnost karakterizacije viskoelastičnih karakteristika biomaterijala, minimalna invazivnost same tehnike snimanja, kao i sagledavanje molekulskih struktura u biološkim uzorcima u blisko-fiziološkim uslovima, u fluidu ili vazduhu, svakako su dovoljni razlozi za sve širu primenu mikroskopija atomskih sila (AFM) u oftalmološkim istraživanjima. Popularnost za primenu, na biološkim uzorcima, ova metoda je stekla zahvaljujući svojoj nelimitiranosti u pogledu difrakcije svetlosti, kao i nezavisnosti od neminovnih aberacija, koje klasični optički mikroskopi poseduju.

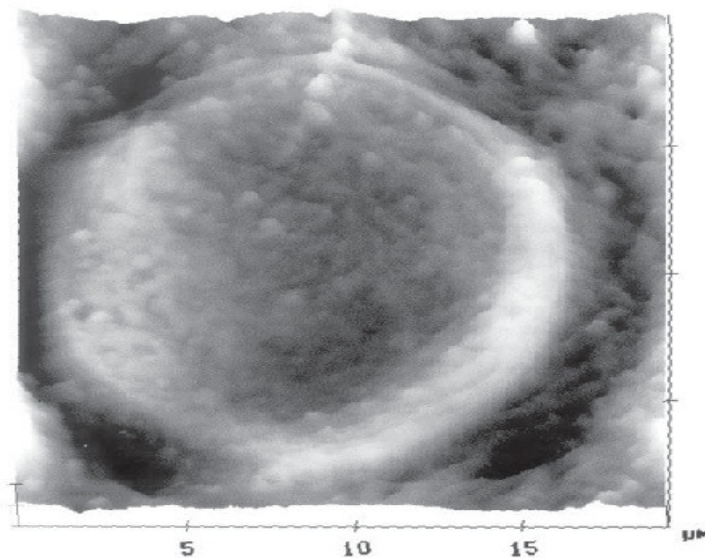
Postignuti su značajni rezultati u primeni AFM-a u sagledavanju strukturnih i mehaničkih karakteristika očnog tkiva, što je od presudnog značaja za razumevanje fizioloških i opričkih funkcija ljudskog oka i vizuelne percepcije uopšte. Morfologija rožnjače i beonjače ispitivana je 1995. godine, pomoću mikroskopa atomskih sila, od strane naučnika *N.J. Fullwood, A. Hammiche, H.M. Pollock, D.J. Hourston, M. Song* [64]. Korišćeni su sveži uzorci oka krave, koji su snimani kontaktnom metodom, kantileverima sa piramidalnim vrhom, od silicijum nitrata. Snimanja su obavljena u normalnim atmosferskim uslovima. Dobijene slike rožnjače su pokazale pravilan aksijalni raspored kolagenih vlakana, prečnika od 35 do 48 nm. Istraživanje je takođe pokazalo postojanje vlaknastih struktura koje su povezivale pojedinačna kolagena vlakna. Kolagena vlakna sklere su se pokazala znatno većim i do 900 nm. Postojanje vlaknastih veza između kolagenih vlakana videlo se i na slikama sklere, ali su postojala i kolagena vlakna koja su bila spojena. Studije na ovim uzorcima rađene su i pomoću polukontaktne režima rada AFM-a i dobijeni su slični rezultati. Gotovo identični rezultati su dobijeni i pri ispitivanju kolagenih vlakana rožnjače i sklere miša.

Istraživači: *D. Meller, K. Peters* i *K. Meller* su, korišćenjem kontaktnog moda mikroskopa atomskih sila (AFM), ispitivali morfološke osobine ljudske rožnjače i beonjače, sa istom vrstom kantilevera, piramidalnog vrha od silicijum nitrata. Studija je pokazala da su kolagena vlakna rožnjače ljudskog oka prečnika oko 48 do 113 nm, dok su kolagena vlakna beonjače bila oko 118 do 1268 nm. Pokazano je, takođe, da su razlike u visini strukture kolagenih vlakana rožnjače bile upola manje nego kod beonjače (0,23 nm na prema 0,42 nm) [65]. Snimci karakterističnih uzoraka su dati na slici 5.3.



Slika 5.3. Vlakena kolagena rožnjače (levo) i beonjače (desno) (preuzeto iz [65])

Grupa naučnika: *Stylliani Lydataki, Miltiadis K. Tsilimbaris, Eric S. Lesniewska, Alain Bron* i *Iannis G. Pallikaris*, koristili su takođe AFM mikroskop za istraživanje tkiva rožnjače. Oni su iskoristili mogućnosti AFM-a da snimi slike visoke revolucije, pri *in vivo* proučavanju bioloških procesa, kao i karakterizaciju nanomehaničkih osobina relativno glatkih površina, kao što je rožnjača, koja se nalazi u tečnoj sredini. Kao uzorke su koristili rožnjače novozelandskog albino zeca i ljudske rožnjače [66]. Prikazan je snimak ljudske rožnjače u kontaktnom režimu (slika 5.4.).

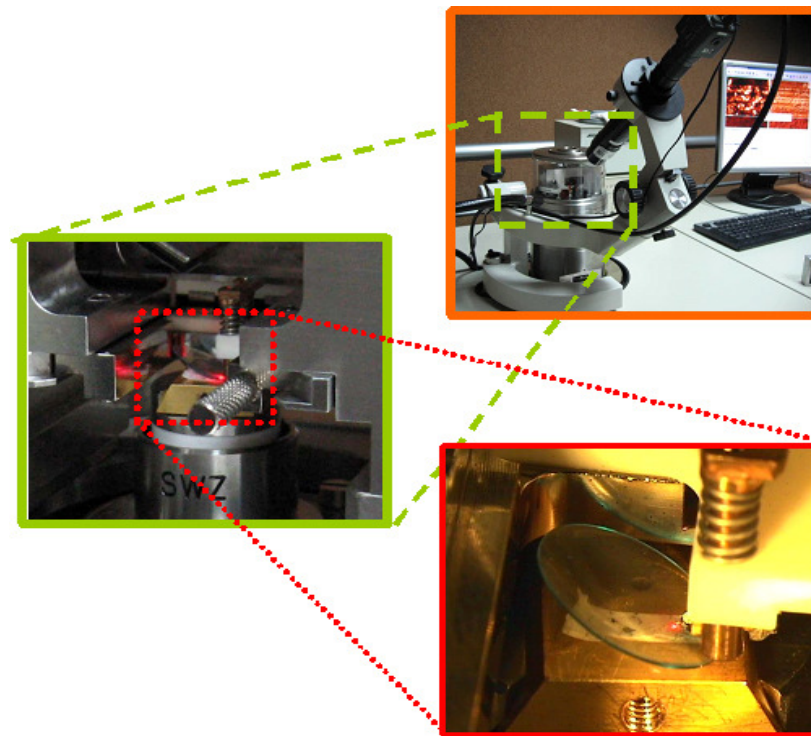


Slika 5.4. AFM snimak ljudske rožnjače u kontaktnom režimu (preuzeto iz [66])

Primena AFM – kontaktna sočiva

Primena AFM mikroskopom u cilju karakterizacije kontaktnih sočiva, predstavljena je u doktorskoj disertaciji *dr. Božice Bojović*, pod nazivom *Istraživanje interakcije stanja inženjerskih površina i fraktalne geometrije* [67], mentora prof. dr. Đure Koruge, na

Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, na modulu za Biomedicinsko inženjerstvo. U ovom radu je povezana *fraktalna dimenzija* topografije površine kontaktnog sočiva, dobijene na AFM mikroskopu (slika 5.5.) , sa hrapavošću površine i pokazana je optimalna vrednost ove hrapavosti sa stanovišta konfora nošenja RGP kontaktnog sočiva. Cilj istraživanja je bio povezivanje karakteristika biomedicinske površine sa njenom funkcijom, i to na primeru površina RGP kontaktnog sočiva. Upoređeni su uzorci koji su polirani različitim vremenskim intervalima sa ciljem optimizacije vremena poliranja, tako da površine sočiva imaju potrebnu optičku prozračnost, dobro ovlaživanje (adhezione sile) u odnosu na suzni film, kao i što veću otpornost na taloženje depozita (naslaga proteina i lipida).



Slika 5.5. Kontaktno sočivo na AFM mikroskopu (preuzeto iz [68])

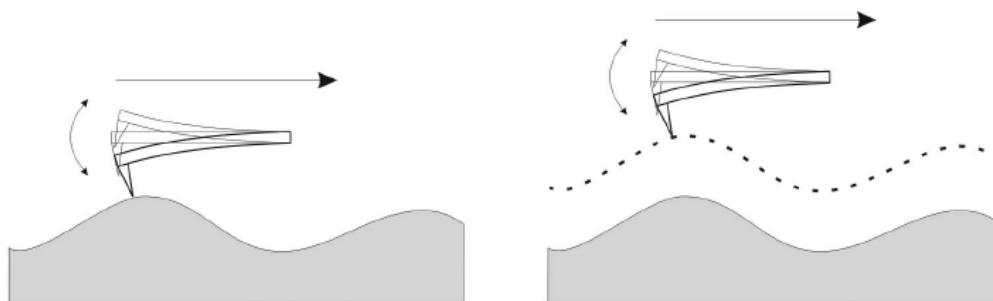
Fraktalna analiza se pokazala moćnim sredstvom određivanja optimalne hrapavosti, jer standardne oznake hrapavosti ne pokrivaju nivo neravnina obrađene površine na nanometarskom nivou. Kao merilo hrapavosti površine definisana je fraktalna dimenzija i pokazano je da je vrednost fraktalne dimenzije od 2,5 ona koja odgovara optimalnoj hrapavosti, što može pomoći u izboru optimalnog režima obrade. Fraktalne dimenzije su poređene sa dužinom poliranja u toku proizvodnje. Za svako sočivo je dobijen odnos

dužine poliranja i fraktalne dimenzije, pa je iz toga izvučen zaključak o optimalnom vremenu potrebnom za poliranje da bi sočivo imalo najbolje mehaničke karakteristike. Takođe je pokazano da generisane procedure u Matlab-u, na kojima se bazira proračun fraktalne dimenzije, mogu biti korisna dopuna konvencionalnoj analizi hrapavosti ponuđenoj u softveru WinSPM. Slike dobijene na AFM mikroskopu su rađene tapkajućim režimom u rezoluciji 512 x 512 tačaka. Tapkajući režim je izabran zbog izvesnog rizika da će se u kontaktnom modu, koji bi inače bio bolji za karakterizaciju topografije uzorka, oštetiti površina sočiva. U polu-kontaktnom režimu ne postoji opasnost od grebanja površine kontaktnog sočiva jer je dodir vrha nanokonzolnog senzora i površine uzorka sveden na minimum.

5.1.2. Mikroskopija magnetnih sila (MFM)

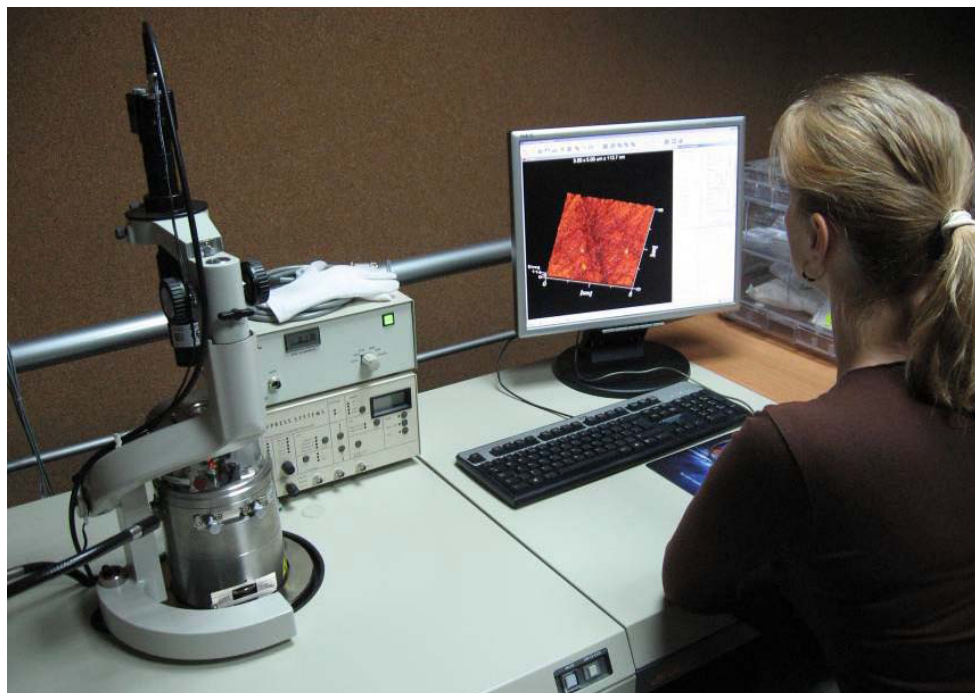
Mikroskopija magnetnih sila (MFM) je posebna tehnika skenirajuće sondne mikroskopije, (SPM) nastala oko 1990. godine, čiji je razvoj omogućen otkrićem AFM mikroskopa [69]. Metoda MFM podrazumeva dovođenje magnetne sonde koja oscilira u neposrednu blizinu uzorka. Magnetne osobine uzorka utiču na promene u osobinama oscilovanja sonde, čijim se merenjem može doći do zaključka o promenama magnetnih osobina samog materijala uzorka. Za razliku od drugih metoda kojima se vrši snimanje magnetnih osobina celokupne zapremine materijala, MFM pruža informacije o raspodeli nosioca magnetnih osobina u tankom površinskom sloju materijala. Kako se ovom metodom može sagledati struktura elemenata dimenzija svega par nanometara ($1\text{nm} = 10^{-9}\text{metara}$), možemo izvoditi zaključke o elementarnim naelektrisanjima i magnetizacijama u materijalu uzorka. Mikroskopija magnetnih sila (MFM) se bazira na pojavama među-atomskih sila, tj. sila koje nastaju usled veza između atoma i molekula i magnetnih sila koje se javljaju na namagnetisanim objektima prilikom prolaska kroz magnetno polje.

U metodi MFM se koristi „tahnika dva prolaza“ (slika 5.6.), kod koje se u prvom prolazu prikupljaju informacije o topografiji uzorka, dok se u drugom prolazu vrši merenje magnetnih sila, odnosno sistem upravljanja prati putanju koja je prethodno određena informacijom o profilu topografije i na zadatoj visini održava odstojanje od uzorka opisujući identičan topografski profil. Formirano odstojanje omogućava fizičko filtriranje van der Valsovih sila uz registrovanje samo magnetnih sila. [63]



Slika 5.6. Tehnika dva prolaza – snimanje topografije (levo) i gradijenta magnetnog polja (desno) (preuzeto iz [63])

Na slici 5.7. je dat AFM mikroskop JSPM5200, poznate firme JEOL, u radnom prostoru nanolaboratorije Mašinskog fakulteta u Beogradu, na kome su urađena sva snimanja za potrebe ove disertacije.



Slika 5.7. AFM mikroskop (preuzeto iz [67])

5.2. Opto - magnetna spektroskopija (OMS)

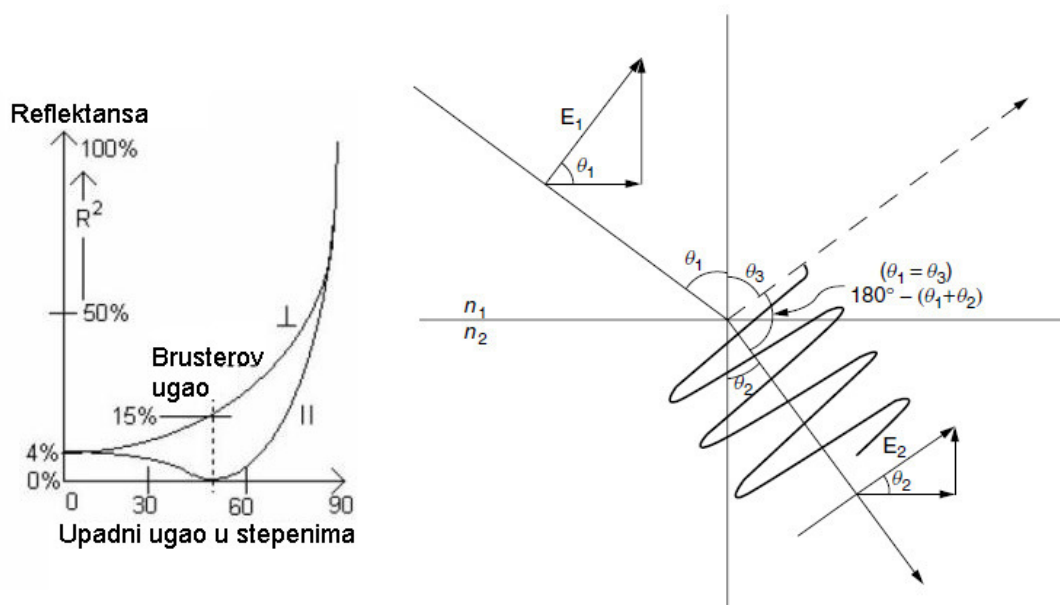
Opto-magnetna spektroskopija (OMS) je tehnika bazirana na interakciji elektromagnetnog zračenja sa valentnim elektronima materije. Imajući u vidu da je orbitalna brzina valentnih elektrona $\sim 10^6$ m/s, možemo reći da je odnos magnetnih i električnih sila materije

$F_M/F_E \sim 10^{-4}$. Ako znamo da je sila povezana sa kvantnim dejstvom, iskazano Plankovom jednačinom: $h = F \cdot d \cdot t = 6,626 \times 10^{-34} \text{ Js}$ (gde je F - sila, d - pomeraj, a t - vreme), to znači da su promene magnetnih sila za četiri reda veličine bliže kvantnom dejstvu od električnih. Kako su kvantna stanja bioloških makromolekula primarno odgovorna za konformacione promene, to znači da će detektovanje razlika u tkivnim stanjima biti daleko verovatnije sa nivoa magnetnih sila nego sa nivoa električnih sila [70]. U ovoj metodi se za ispitivanje osobina materijala, kao merno sredstvo (sonda), koristi svetlost. Razlog je jednostavan - foton je dovoljno mali senzor, kojim se može ostvariti osetljivost i neinvazivnost interakcije sa materijom. Najnoviji eksperimenti pokazuju da su poprečne dimenzije svetlosnog fotona, vidljivog dela spektra, oko 0,06 – 0,11 nm. U metodi se koristi bela difuzna svetlost, u opsegu talasnih dužina od 400 do 800 nm.

Fizičke osnove OMS

Klasični optički mikroskopi daju sliku koja je zasnovana na elektromagnetnim osobinama izvora (osvetljenja) i materije, dok je OMS zasnovana na razlici difuzno reflektovane bele svetlosti i polarizovano reflektovane bele svetlosti. Polarizovano reflektovana svetlost nastaje kada upadna bela svetlost, u interakciji sa uzorkom, poprimi karakteristike polarizovane svetlosti. Do polarizacije dolazi usled zavisnosti pravca prostiranja reflektovane svetlosti od upadnog ugla. Posebna vrednost upadnog ugla pri kojoj se postiže ovaj efekat naziva se *Brusterovim uglom*.

Svetlost je elektromagnetne prirode, tj. sastoji se od dva spregnuta talasa, električnog i magnetnog, koji su međusobno upravni i koji se, pod određenim uslovima, mogu razdvojiti (polarizovati). Polarizacija svetlosti, u zavisnosti od uslova nastanka, može biti veoma složena pojava, ali se u osnovi događa kao posledica interakcije svetlosti sa materijom. Kod linearno polarizovane svetlosti, polarizaciona ravan svetlosnog zraka se poklapa sa pravcem magnetnog vektora, koji je upravan na pravac prostiranja zraka. Svetlost se uglavnom polarizuje kada se reflektuje ili prelomi od/na graničnoj površini dva optička materijala različitog indeksa prelamanja (dioptra). Posebno, pri uglu koji se zove *Brusterov ugao*, polarizacija je linearna i reflektovani i prelomni zrak stoje pod pravim uglom (Slika 5.8.).

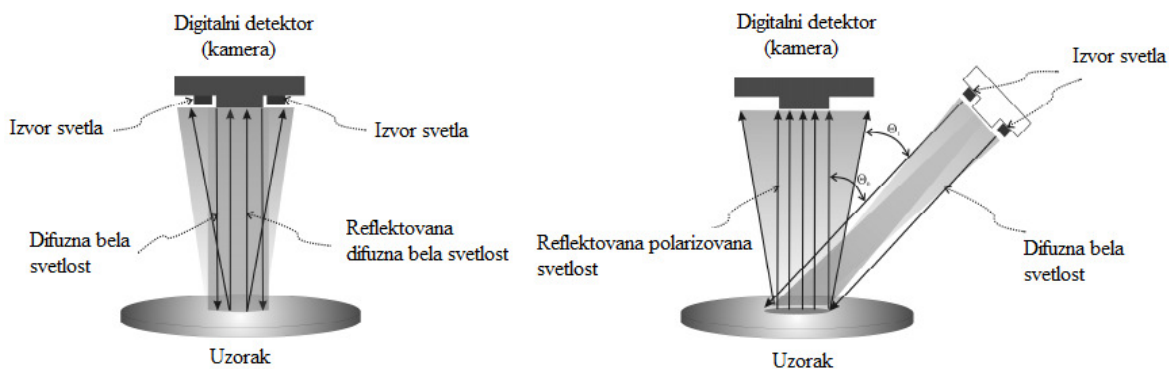


Slika 5.8. Slika levo prikazuje zavisnost intenziteta reflektovane svetlosti od ugla upadnog zraka; slika desno prikazuje refleksiju svetlosti pod Brusterovim uglom. (preuzeto iz [63])

Jednačina Brusterovog uslova glasi:

$$\theta_B = \arctan \frac{n_2}{n_1} = \arctan \frac{\epsilon_2}{\epsilon_1}$$

gde su n_2 i n_1 indeksi prelamanja prelomne i upadne sredine, dok su ϵ_2 i ϵ_1 njima odgovarajuće statičke permitivnosti. Kao što jednačina pokazuje, vrednost *Brusterovog ugla* zavisi od indeksa prelamanja sredina kroz koje se prostire svetlost. Tako je $\theta_B = 53^\circ$ za diopter vazduh-voda (n za vodu = 1,333), a $\theta_B = 57^\circ$ za diopter vazduh-staklo (n za staklo = 1,515). Kako svetlost polarizovana pod Brusterovim uglom gubi značajan deo intenziteta električne komponente, to znači da, ako napravimo razliku odziva bele svetlosti (ravnomerna električna i magnetna komponenta) i reflektovane polarizovane svetlosti (prigušena električna komponenta) dobićemo istaknutije magnetne oscilacije. Ovo je rezultat optičkih modifikacija upadnog zračenja, izazvanih osobinama uzorka. Kako su magnetne i optičke osobine materijala najbliže konformacionim stanjima u biomaterijalima i uslovljene su prigušenjem upadne svetlosti od strane materijala, to je metoda nazvana *Opto-magnetnom spektroskopijom*. Ovu metodu nekada nazivamo i *Opto-Magnetic Fingerprint* (OMF), jer rezultat snimanja predstavlja neku vrstu magnetnog “otiska”. Princip optomagnetne spektroskopije dat je na slici 5.9.



Slika 5.9. Princip rada uređaja za opto-magnetnu spektroskopiju
(preuzeto i prerađeno iz [71])

Spektralna obrada slike

Uređaj koji se upotrebljava za realizaciju OMS sastoji se iz standardnog digitalnog fotoparata, sa odgovarajućim sistemom za uveličavanje i svetlosnog izvora prilagođenog za Brusterovu spektroskopiju. Oblast na kojoj je moguće ostvariti snimanje (vidno polje) je kružnog oblika prečnika oko 25 mm.

Primenom digitalne obrade slike moguće je sliku transformisati u histogram zasićenja, koji prikazuje intenzitete piksela na skali od 0 do 255, tako da 0 odgovara nijansi minimalnog intenziteta, dok 255 odgovara nijansi maksimalnog intenziteta.

U ovoj metodi koristimo sistem RGB boja, koji odgovara vizuelnoj percepciji ljudskog oka i koji se sastoji iz crvene, zelene i plave boje. Algoritam obrade slike i dobijene hromatske informacije su zasnovani na dijagramu hromatičnosti, pod nazivom "Maksvelov trougao" i operaciji spektralne konvolucije u odnosu na plavi i crveni kanal u oznaci: (R-B)&(W-P). Oznaka predstavlja operaciju konvolucije plavih i crvenih kanala "polarizovanog odziva" i "difuznog odziva" (eng. R : red - crvena, B : blue - plava), čime se formira konvolucionni spektar, nakon čega se iz razlike konvolucionih spektara reflektovane bele i polarizovane svetlosti dobijaju opto-magnetni konvolucionni spektri. [63]

Postupak snimanja se sastoji iz:

1. Osvetljavanja uzorka belom difuznom svetlošću.
2. Akvizicije prvog digitalnog snimka.
3. Osvetljavanja uzorka belom difuznom svetlošću pod Brusterovim uglom.
4. Akvizicije drugog digitalnog snimka.

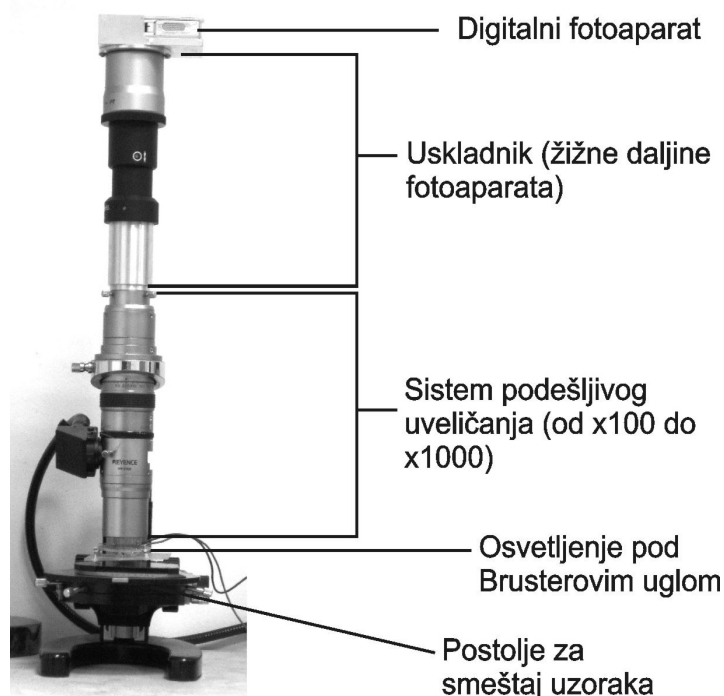
Nakon snimanja (koje traje 5-10 s po uzorku, za oba digitalna snimka) sledi postupak spektralne obrade slike, koji se odvija u tri faze [72]:

1. U prvoj fazi se iz snimaka izdvaja (iseca) regija od interesa, na kojoj se sprovode sve dalje operacije. Potom se izdvojena regija razlaže na komponentne kanale: crveni (R-red), zeleni (G-green) i plavi (B-blue), iz kojih se dobijaju tri monohromatske slike. One predstavljaju raspodele intenziteta podoblasti vidljivog spektra, koje se prikazuju u obliku histograma, kod koga su nivoi intenziteta kodirani skalom talasnih dužina.
2. U drugoj fazi se sprovodi konvolucija spektara u oblasti plavog i crvenog kanala, nakon čega se formira razlika između odziva dobijenog belom svetlošću i polarizovanom svetlošću.
3. U trećoj fazi se vrši analiza spektara, tako što se uzorci klasifikuju po intenzitetima i talasnim dužinama.

Hardversko rešenje uređaja za OMS

Uređaj za snimanje OMS u potpunosti je razvijen na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, u laboratoriji *NanoLab*, koja je u sklopu modula za BioMedicinsko inženjerstvo. Šema uređaja je data na slici 5.10., a njegove glavne komponente su [63]:

- Digitalni fotoaparati: proizvođač *Canon*, tip *Power Shot SD1000* (CCD senzor od 7.1MP, 3072 x 2304 pix, 5,75 x 4,31mm, 0,25cm²), sa pridruženim elementima za usklađivanje žižnih daljina senzora i sistema za uvećanje.
- Uveličavajući sistem: telemikroskop žižne daljine od 25mm, tip VHX-1000, proizvođač *Keyence* (Japan), sa opsegom uvećanja od 100 do 1000 puta. Optičko vlakno povezuje diodni izvor sa regijom snimanja.
- Osvetljenje i napajanje: napajanje difuznog belog diodnog osvetljenja (1 svetlosna dioda) i sklopa za osvetljenje pod Brusterovim uglom (3 svetlosne diode postavljene pod uglom od ~52° u odnosu na vertikalnu osu i sa međusobnim uglovnim razmakom u horizontalnoj ravni od 120°).
- Kućiste: prilagođeno standardno mikroskopsko kućiste (*Karl Zeiss*) sa vertikalnom rezolucijom podešavanja od 2 μm / obi.



Slika 5.10. Hardversko rešenje uređaja za snimanje metodom OMS (preuzeto iz [63])

Vreme snimanja je oko 5-10 sekundi, a vreme obrade slike oko 5-6 sekundi po uzorku, što znači 10-16 sekundi za celokupan postupak. To je znatno kraće vreme u poređenju sa trajanjem snimanja klasičnih uređaja.

5.3. Spektroskopija: UV-VIS , NIR , FTIR

Spektroskopija je disciplina koja se bavi proučavanjem međudelovanja elektromagnetnog zračenja i materije. Osnovni elementi su izvor zračenja, disperzioni element (ili monohromator) i apsorber zračenja. Ako su dva od tri elementa dobro definisana, onda se na osnovu emitovanog i apsorbovanog zračenja može saznati nešto o onome koji je nepoznat. Na osnovu poznatih osobina disperzionog elementa (prizme ili rešetke) može da se odredi talasna dužina svake komponente u spektru, a na osnovu poznatih osobina apsorbera njihovi relativni intenziteti, što je dovoljno da se utvrdi vrsta i koncentracija metala u ispitivanoj leguri. Za razliku od makroskopske skale gde se većina promena odvija kontinualno, na atomskom nivou pojave su diskretne, tj. elementarni događaj se ili odigra u celini ili uopšte do njega ne dođe (foton se ili apsorbuje u celini ili se ne apsorbuje uopšte). Dakle, na mikroskopskom nivou sve se dešava u skokovima i u porcijama (kvantima), što

se direktno ispoljava u spektrima. Zbog diskretne (kvantne) prirode materije i većina spektara ima diskretnu strukturu, tj. sastoji se od diskretnih linija ili traka.

Spektroskopija vidljivog zračenja koristi vidljivu svetlost kao medij proučavanja. Vidljivo zračenje uzrokuje pobudu elektrona unutar atoma, molekula, kristalnih ili amorfni materijala. Spektroskopijom vidljivog zračenja se proučavaju efekti prouzrokovani promenom elektronske strukture atoma ili molekula, njihova elektronska struktura, kao i elektronska struktura kristalnih i amorfni materijala. Vidljivo zračenje emituju objekti čija je toplotna energija atoma ili molekula jednaka ili veća energiji potrebnoj za pobudu njihovih elektrona. Ti objekti moraju biti na temperaturi većoj od oko 1000 °C. Ova spektroskopija često obuhvata i blisko ultraljubičasto zračenje, jer se za to optičko područje koriste iste tehnike i isti materijali, a instrumenti često mogu snimati spektre u oba spektralna područja. Takva spektroskopija se označava skraćenicom UV-VIS (eng. *UltraViolet-VISible*).

Infracrvena spektroskopija (*IR spektroskopija*) je tip spektroskopije koji se bavi infracrvenim delom elektromagnetnog spektra. IR spektroskopija obuhvata niz tehnika koje su uglavnom zasnovane na apsorpcionoj spektroskopiji. Kao i druge spektroskopske tehnike, ona se može koristiti za identifikaciju i proučavanje hemijskih jedinjenja i karakteristika materijala. Često korišćeni laboratorijski instrument, koji koristi ovu tehniku, je spektrometar sa infracrvenom Furijeovom transformacijom (FTIR).

Za potrebe istraživanja optičkih i fotoničnih karakteristika nanofotonskih RGP materijala, korišćen je SAFAS MONACO spektrofotometar dvostrukog zraka, koji koristi ultravioletnu i vidljivu spektroskopiju (slika 5.11.). Ovaj uređaj koristi apsorpcioni tip spektroskopije i osetljiv je u opsegu elektromagnetnog spektra od 50 do 1050 nm, sa korakom od 2 nm. On meri intezitet svetlosti koja prođe kroz uzorak i poredi je sa intezitetom svetlosti pre nego što prođe kroz uzorak. Odnos ovih inteziteta definiše spektralnu transmitivnost i izražava se u procentima, na skali talasnih dužina. Njime je izmerena transmitivnost osnovnog materijala SP-40 i novodobijenih nanofotonskih materijala A , B i C. Na slici 5.12. dat je FTIR mikroskop, IRT-5000, JASCO, Japan, na kome su urađena meranja transmisivnosti materijala u bliskom IC spektru.



Slika 5.11. UV-VIS spektrofotometar



Slika 5.12. FTIR spektrometar

5.4. Metode merenja optičke snage

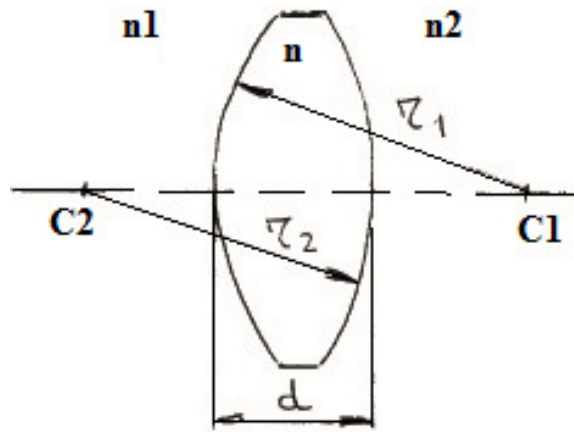
Optička snaga (optička jačina) jednog dioptera (površine koja razdvaja dve optičke sredine različitih indeksa prelamanja), optičkog elementa (sočiva) ili optičkog sistema (npr. optičkog sistema oka) je mera skretanja (prelamanja - refrakcije) optičkih zraka. Za jedno sočivo kažemo da je optički “snažnije” ili “jače” ako više skreće – prelama zrake od drugog sočiva. Optička snaga se izražava u *dioptrijama* (D). Dioptrija je recipročna vrednost žižne dužine, izražena u metrima. Kažemo da jedno sočivo ima optičku snagu od 1. dioptrije (1D) ako je njegova žižna dužina 1m. U zavisnosti od tipa sočiva: sabirno (konvergentno) ili rasipno (divergentno), optička snaga može da bude pozitivna (+) ili negativna (-). Kontaktno sočivo je optički element koji se sastoji od dva dioptera poluprečnika krivina r_1 i r_2 , čija je debljina u centru d i koje je napravljeno od optičkog materijala indeksa prelamanja n . Ako se sočivo nalazi okruženo optičkim sredinama n_1 ispred i n_2 iza njega (slika 5.13.), njegova optička moć se računa po formuli:

$$P = P_1 + P_2 - drP_1P_2$$

gde su: P_1 – optička moć prvog dioptera ; $P_1 = (n - n_1) / r_1$

P_2 – optička moć drugog dioptera ; $P_2 = (n_2 - n) / r_2$

dr – redukovana debljina ; $dr = d / n$



Slika 5.13. Optička moć kontaktnog sočiva

Ako se sočivo nalazi u vazduhu ($n = n_1 = n_2 = 1$) i ako je njegova debljina u centru zanemarljiva u odnosu na prečnik (tanko sočivo), onda dobijamo pojednostavljenu formulu:

$$P = P_1 + P_2 - drP_1P_2 \rightarrow P = (n - 1) / r_1 + (1 - n) / r_2$$



Slika 5.14. Uređaji za merenje optičke snage : *Rotlex CONTEST Plus* (levo) i digitalni fokometar marke *Nidek LM – 990* (desno)

Merenje optičke snage kontaktnih sočiva vrši se, najčešće, analognim ili digitalnim fokometrom (lensmetrom). Njihov glavni nedostatak je to što optičku snagu sočiva određuju kao srednju vrednost za nekoliko meridijana i u zoni sočiva relativno malog

prečnika. Za preciznija merenja i analizu optičke snage po celoj površini sočiva, koriste se topografi optičke snage, koji nam kao rezultat prezentuju vrednosti optičke snage u svakoj tački površine sočiva. Materijal kontaktnog sočiva mora da bude optički homogen, tj. njegov indeks prelamanja treba da je konstantan. Pošto je optička snaga sočiva direktno proporcionalna indeksu prelamanja materijala, bilo kakva optička nehomogenost može da prouzrokuje razlike u indeksu prelamanja u pojedinim zonama sočiva, što će izazvati neravnomernu refrakciju, odnosno optičku snagu, što će uticati na kvalitet vida. [73]

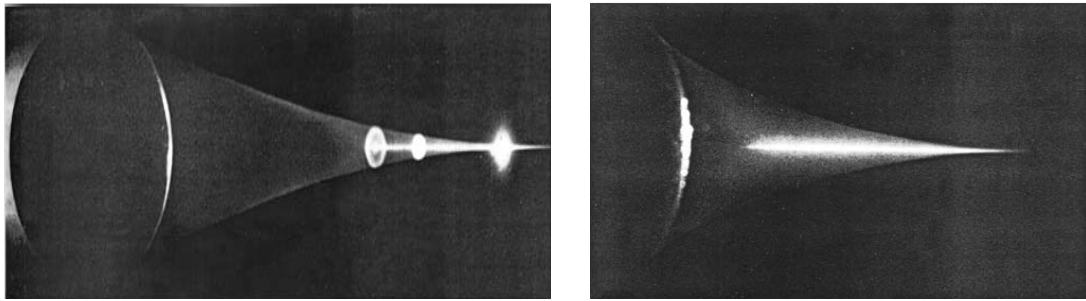
U ovom radu su korišćeni digitalni fokometar marke *Nidek LM – 990* i topograf snage *Rotlex CONTEST Plus* (slika 5.14).

5.5. Metode merenja optičkih aberacija

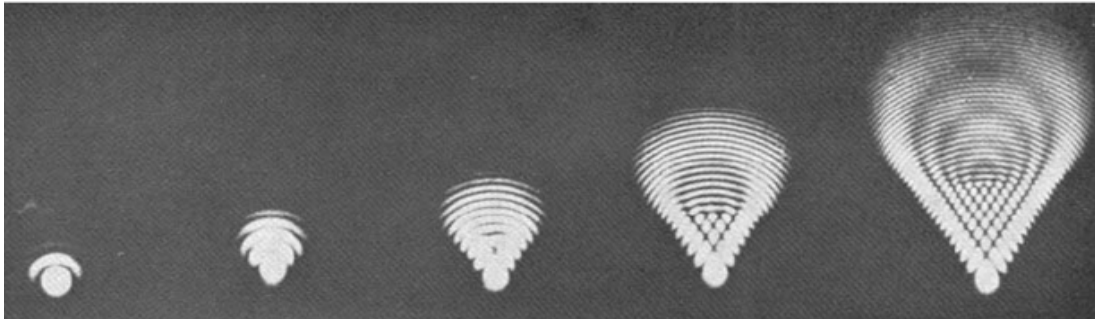
Pojam optičkih aberacija podrazumeva sve greške i nedostatke optičkog sistema koji doprinose da formirani lik nije „idealni”. Idealni lik se dobija pod pretpostavkom da se svi zraci koji potiču od jedne tačke predmeta, posle prelamanja (refrakcije) kroz optički sistem, susreću u jednoj tački lika. Realni optički sistem odstupa od idealnog i on formira realne likove, tj. zbog uticaja aberacija, ali i difrakcije svetlosti, svi zraci koji krenu iz jedne tačke predmeta, u ravni lika ne prolaze kroz jednu tačku, već formiraju „mrlju” umesto tačke. Aberacije najčešće nastaju kao posledica sferičnosti optičkih površina, nehomogenosti optičkih materijala, različitih grešaka u proizvodnji optičkih elemenata i dr. Najčešće se koriguju upotrebom asferičnih optičkih površina ili kombinacijom optičkih elemenata od različitih vrsta optičkih materijala (sa različitim indeksima prelamanja i Abeovim brojem). Postoje dva načina na koji se mogu predstaviti optičke aberacije. Prvi način je korišćenje koncepta proračuna hoda optičkog zraka (geometrijske aberacije), a drugi je teorija talasnog fronta (talasne aberacije). [74]

Osnovna podela geometrijskih aberacija je na one koje ne zavise od talasne dužine svetlosti - *monohromatske aberacije*: sferna, koma, astigmatizam, distorzija i krivina polja i *hromatska aberacija*, kao direktna posledica disperzije svetla, tj. zavisnosti indeksa prelamanja od talasne dužine.

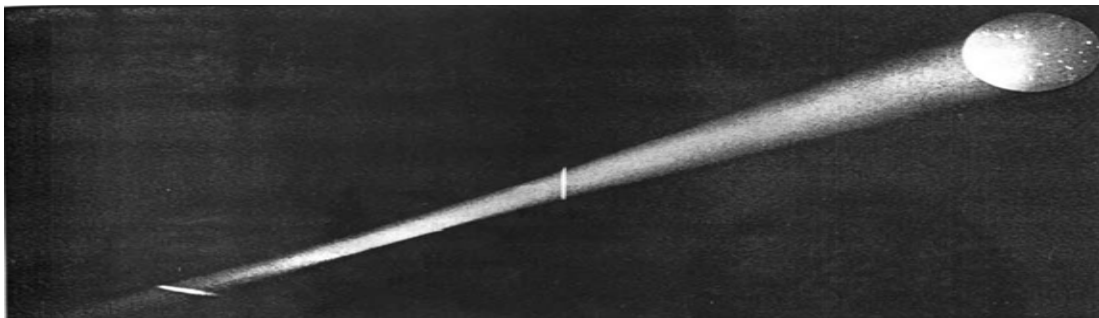
Na slikama od 5.15. do 5.18. je dat prikaz osnovnih geometrijskih aberacija: sferna aberacija, koma, astigmatizam i hromatska aberacija.



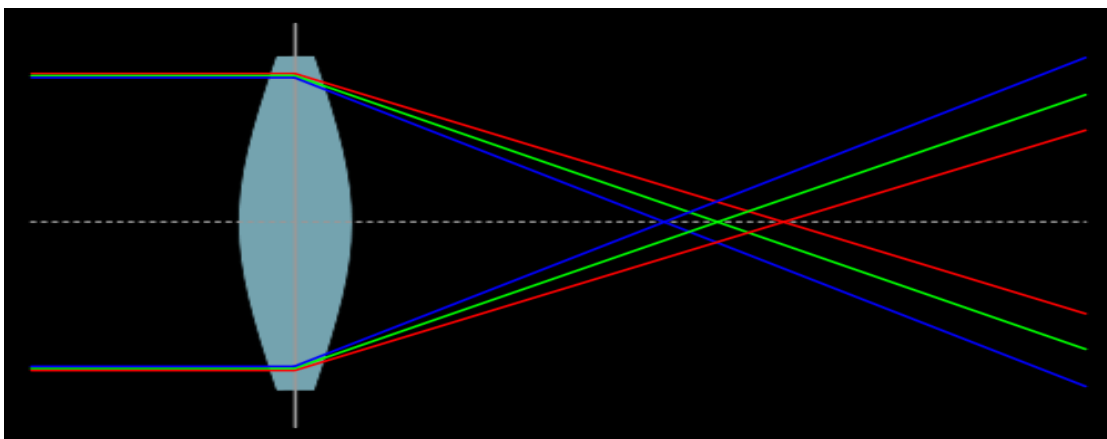
Slika 5.15. Prikaz sferne aberacije (preuzeto iz [74])



Slika 5.16. Lik tačke kroz optički sistem u prisustvu kome (preuzeto iz [74])

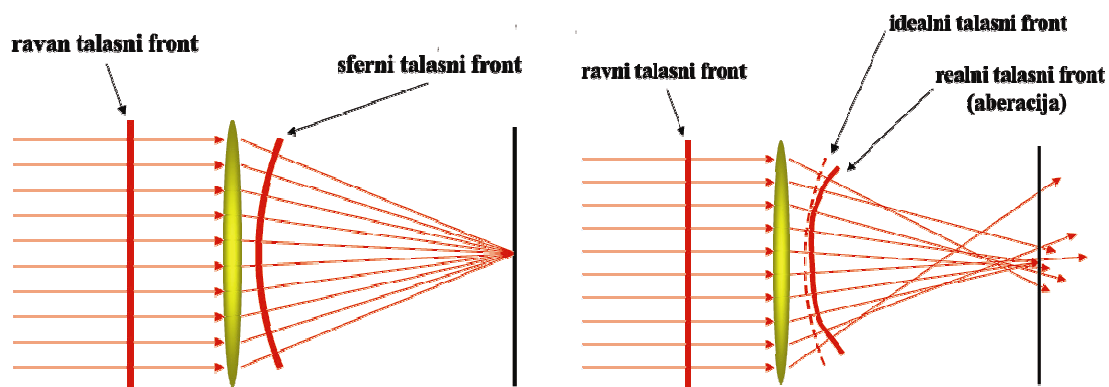


Slika 5.17. Oblik fokalnih finija kod astigmatizma (preuzeto iz [74])



Slika 5.18. Hromatska aberacija (preuzeto iz [75])

Kod idealnog optičkog sistema, ravni talasni front koji polazi iz tačke predmeta u beskonačnosti, po prolasku kroz optički sistem postaje sferičan i svi prelomni zraci prolaze kroz jednu tačku (slika 5.19. levo). Kod realnog optičkog sistema, ravni talasni front pri prolasku kroz optički sistem se deformiše zbog prisustva aberacija i njegov oblik odstupa od sfere. Pod aberacijama podrazumevamo odstupanje realnog talasnog fronta od referentne sfere (slika 5.19. desno).

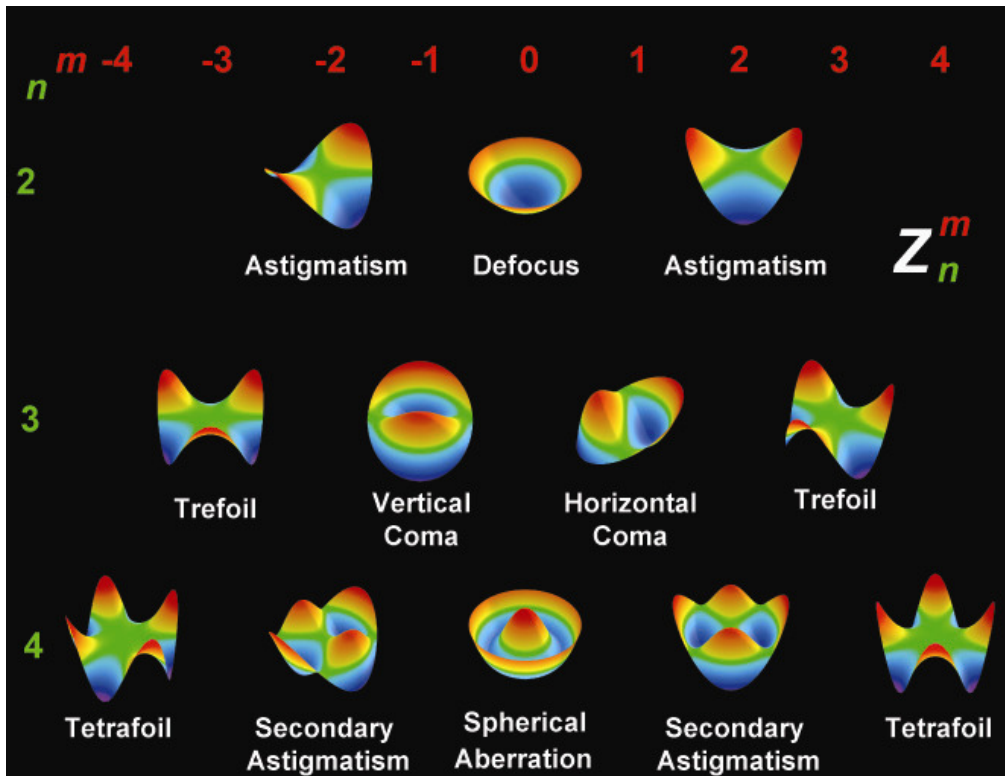


Slika 5.19. Talasne aberacije (preuzeto i prerađeno iz [76])

Talasne aberacije na adekvatan način je izračunao i predstavio, u obliku tzv. *Zernike* polinoma, holandski fizičar *Frits Zernike*, koji je dobio Nobelovu nagradu za otkriće fazno-kontrastnog mikroskopa. Zernike formule čine familiju polinoma koji matematički precizno definišu razliku između realnog i referentnog talasnog fronta, a pojedinačni koeficijenti polinoma predstavljaju geometrijske aberacije, kao i aberacije višeg reda. Zernike koeficijenti su najčešće dati sledećom jednačinom, u polarnim koordinatama ρ i θ .

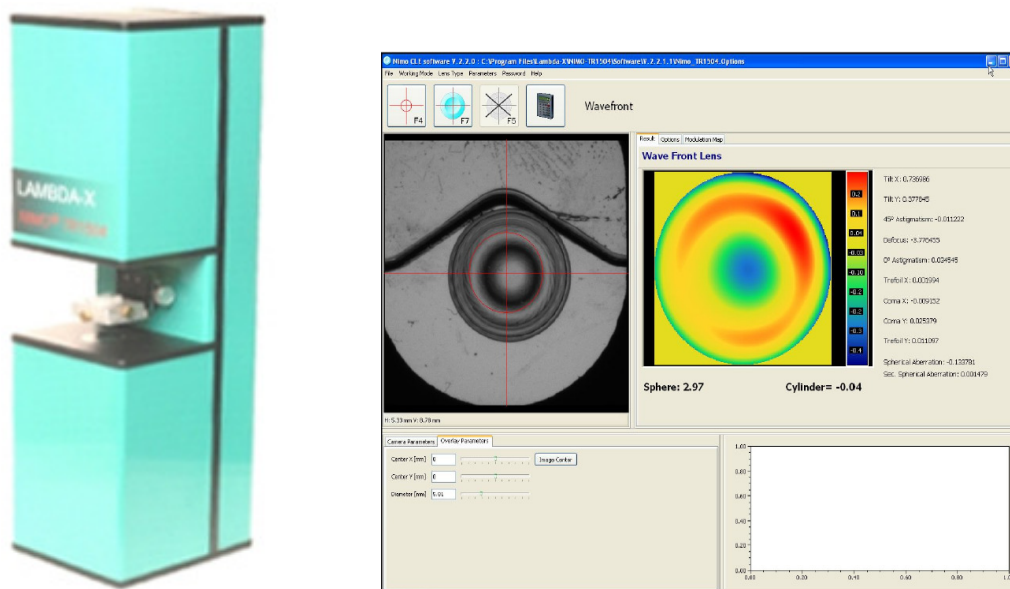
$$Z_j(\rho, \theta) = Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} \sqrt{n+1} R_n^0(\rho) \\ \sqrt{2(n+1)} R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta) \\ -\sqrt{2(n+1)} R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta) \end{cases}$$

Na slici 5.20. predstavljeni su Zernike koeficijenti do 4. reda, na osnovu kojih se mogu odrediti osnovne geometrijske aberacije i aberacije višeg reda, koje su od značaja za sagledavanje kvaliteta lika (abercija) optike za korekciju vida.



Slika 5.20. Zernike polinomi (preuzeto i prerađeno iz [77])

Za istraživanja u disertaciji korišćen je uređaj NIMO™ TR1504 (*Contact lens power mapper and wavefront analyser*), belgijske kompanije LAMBDA-X, na kome su merene aberacije sočiva različitih geometrija, od materijala SP-40, A, B i C. (slika 5.21.)



Slika 5.21. NIMO TR 1504 sa karakterističnom mapom talasnog fronta

5.6. Optička i fizičko – hemijska svojstva materijala

Merenje osnovnih optičkih i fizičko- hemijskih svojstava osnovnog materijala SP-40 i nanofotonskih materijala A, B i C, obavljeno je na sledećoj opremi :

1. Količina rezidualnih monomera je merena GS gasnim hromografom (slika 5.22.).



Slika 5.22. Gasni hromograf

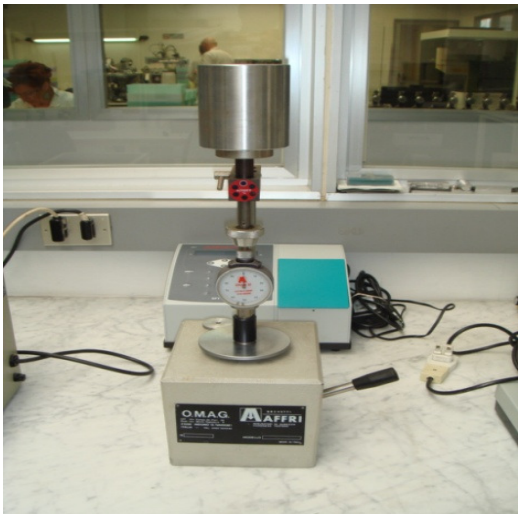
2. Indeks prelamanja materijala je meren refraktometrom (slika 5.23.).



Slika 5.23. Refraktometar

3. Tvrdoća materijala je merena uređajem sa slike 5.24.

4. Propustljivost za kiseonik (Dk) je merena uređajem sa slike 5.25.



Slika 5.24. Uređaj za merenje tvrdoće



Slika 5.25. Uređaj za merenje Dk

5.7. Mašinska obrada kontaktnih sočiva rezanjem

Kontaktne sočiva se obrađuju dijamantskim alatima, na CNC dvo-osnom ili tro-osnom strugu, rezanjem bazne i frontalne površine i zaobljenjem ivica. Na slici 5.26. predstavljen je tro-osni CNC strug POLITECH 1800 Aspheric-Toric proizvođača LAMDA POLITECH iz Engleske, na kome su rezana kontaktne sočiva za potrebe ovog rada, u proizvodnim laboratorijama kompanije OPTIX d.o.o. Zemun. Ovo je specijalan CNC strug visoke tačnosti, upravljani po dve polarne ose (radijalnom - R i cikličnom - θ), dok je za treću, Z osu, kao kod konvencionalnih strugova, u stvari upravljanje glavnim kretanjem. Glavno vreteno ima aerostatičke ležajeve i zatvoren sistem upravljanja. Strug koristi DC servo motor, sub-mikronske rezolucije i aero pinolu visoke tačnosti za rezanje složenih oblika kontaktnih sočiva, uz visok kvalitet obrađene površine, koja zahteva minimalno poliranje.

Karakteristike tro-osnog CNC struga POLITECH 1800 Aspheric – Toric:

- R osa: 50mm radnog hoda; DC servo motor sa enkoderom; rezolucija 0.02 μ m
- Z osa: 70mm radnog hoda; DC servo motor sa enkoderom; rezolucija 0.1 μ m

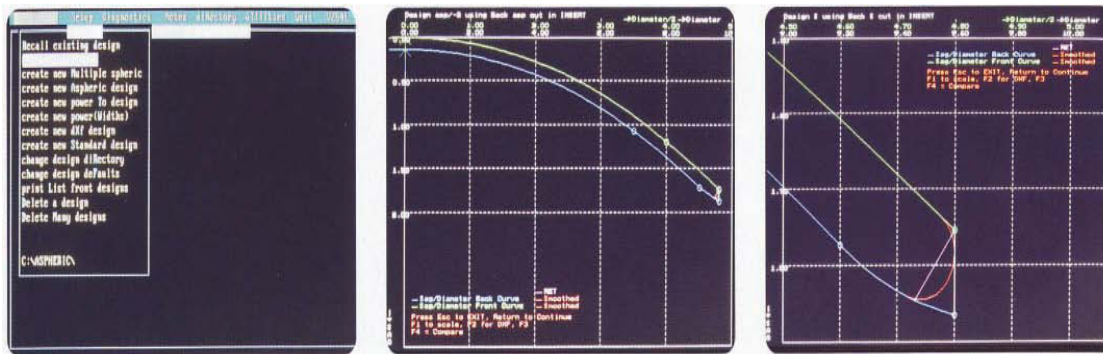
- θ osa: 185° radnog ugla; DC servo motor sa enkoderom; rezolucija 1.62''
- Napajanje: 6A, 220-240V; 50-60Hz
- Aero pinola sa mogućim brojem obrta: 0, 6500, 8000, 9500 i 11000°/min. Neophodan je komprimovani vazduh od minimalno 8.5m³/h, na 7.5 bar sa hlađenjem vazduha i filterom, sa rezervoarom od 1.500l vazduha. Filteri su postavljeni u dva nivoa. Prvi je za otklanjanje čestica prašine većih od 25 μ m, a drugi za otklanjanje sub-mikronskih čestica 0.01 μ m. Vazduh mora biti suv. Zato se primenjuje hladnjak (na 1-2°C), pri čemu se sva vlaga iz vazduha pretvara u tečnost, a zatim drenira.
- Radna sredina: 20-22°C, 40-50% relativne vlažnosti,
- Veličina i masa: 1220mm x 730mm x 1200mm; 272 kg [78]



Slika 5.26. CNC strug POLITECH 1800 Aspheric – Toric (preuzeto iz [79])

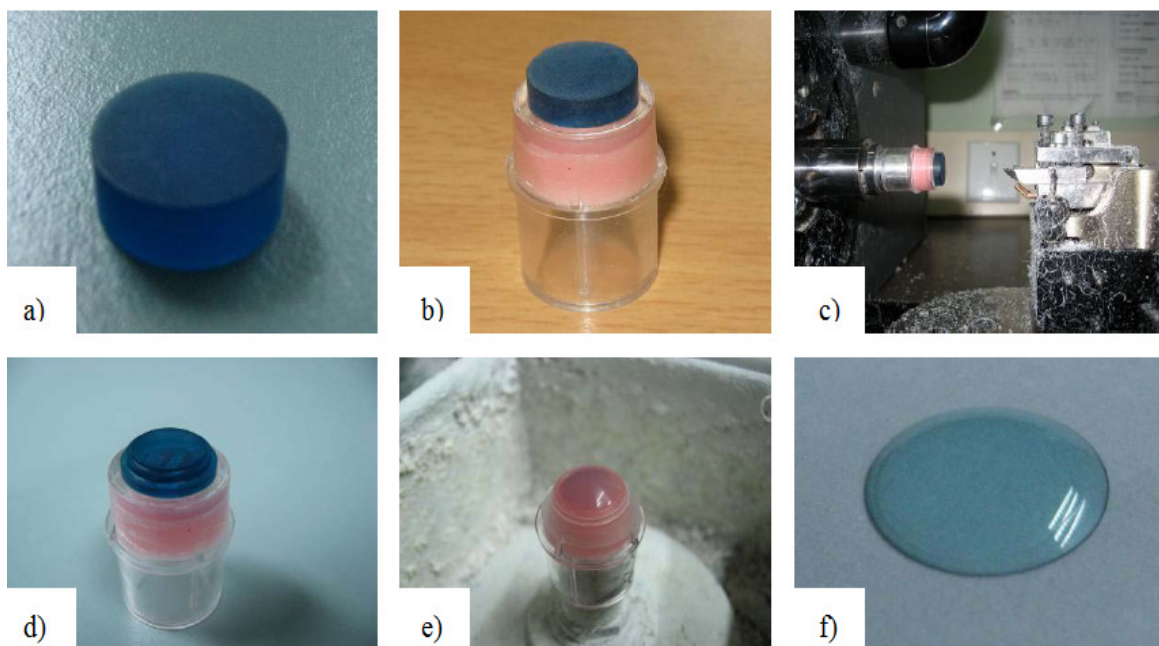
Za rezanje se koriste dijamantski alati za generisanje sferičnih i/ili asferičnih baznih i frontalnih površina na hidrofilnim, gas-propusnim kontaktnim i intraokularnim sočivima. Koristi se "insert" sistem gde se vrši zamena ili oštrenje samo dijamantskog vrha. Specijalni softver (slika 5.27.), pridružen upravljačkoj jedinici struga, omogućava fleksibilnost obrade sočiva i obezbeđuje upravljanje obradom optičkih i perifernih zona kod

sferičnih i kod asferičnih sočiva. On takođe olakšava profilisanje ivice, pravljenje “ski” ivice i redukciju ivice.



Slika 5.27. Prikaz ekrana softvera pridruženog CNC strugu (levo), geometrija kontaktnog sočiva (u sredini), profil ivice (desno) (preuzeto iz [79])

Na slici 5.28. dat je korak po korak, postupak rezanja RGP kontaktnog sočiva. [67]



Slika 5.28. Izrada RGP kontaktnog sočiva a) pripremak, b) pripremak postavljen u pomoćni pribor, c) obrada struganjem, d) obradak sa formiranom baznom površinom, e) obradak sa formiranom spoljnom površinom, f) kontaktno sočivo (preuzeto iz [79])

Materijal u obliku pripremk (dugmeta) je polimer za izradu RGP kontaktnih sočova (a). Pripremak se postavlja (blokira) u pomoćni nosač izrađen od plastike i pričvršćuje se voskom, čime je završena faza pripreme, prikazana na slici 5.28. pod (b). Nakon toga se u steznu glavu CNC struga (c) postavlja pripremak i obrađuje se prvo bazna površina (d), a

zatim i frontalna površina (e). Posle rezanja i bazne i frontalne površine vrši se njihovo poliranje. Pri struganju frontalne i bazne površine, prethodna obrada (gruba obrada) se vrši nožem sa dijamantskim vrhom čiji je poluprečnik zaobljenja vrha alata $r = 0.5\text{mm}$. Završna, fina obrada, se vrši nožem čiji je poluprečnik zaobljenja vrha alata $r = 0.2\text{mm}$. Noževi u procesu rezanja su prikazani na slici 5.29. Tokom rezanja strugotina se uklanja usisivačem.



Slika 5.29. Obrada sočiva struganjem (preuzeto iz [79])

Rezanje uzoraka je obavljeno sa sledećim vrednostima elemenata režima obrade:

- Gruba obrada: dubina rezanja $a = 0.2 \div 0.4\text{mm}$, ciklična brzina $\cdot\theta = 6^\circ/\text{s}$ (ugao u sekundi), broj obrta $n = 6500 \div 8000^\circ/\text{min}$
- Fina obrada: dubina rezanja $a = 0.03 \div 0.06\text{mm}$, ciklična brzina $\cdot\theta = 2^\circ/\text{s}$ (ugao u sekundi), broj obrta $n = 8000 \div 9500^\circ/\text{min}$
- Obrada ivice: po režimu grube obrade reže se nožem poluprečnika zaobljenja vrha alata $r = 0.2\text{mm}$.

Poliranje bazne i frontalne površine, kao i ivice, vrši se na polir mašinama sa više vretena (slika 5.30.), fiber krpicom postavljenom na odgovarajuće alate od kaučuka. Kao sredstvo za poliranje koristi se pasta i to aluminijum oksid rastvoren u vodi, granulacije $0.3 \div 0.5\mu\text{m}$. Vreme poliranja je $20 \div 30\text{s}$, a broj obrta vretena je $80 \div 100^\circ/\text{min}$. Nakon završne obrade poliranjem, izradak se pere i kontroliše.



Slika 5.30. Viševretna mašina za poliranje (preuzeto iz [79])

Tokom završne kontrole prvo se proverava kompletna geometrija sočiva: bazni i frontalni poluprečnici, na uređaju pod nazivom radijuskop (slika 5.31. gore levo); debljina u centru, prečnik, debljina i oblik ivice, na šedografu (gore desno). Zatim se kontroliše optička snaga, na fokometru (dole levo) i na kraju se vrši parna sterilizacija sočiva (dole desno).



Slika 5.31. Radijuskop (gore levo), šedograf (gore desno), fokometar (dole levo) i parna sterilizacija sočiva (dole desno) (preuzeto iz [79])

6. REZULTATI I DISKUSIJA

6.1. Svojstva nanofotonskih materijala za kontaktna sočiva

U ovom poglavlju će biti prezentovani rezultati merenja osnovnih optičkih i fizičko-hemijskih osobina, baznog materijala SP-40 i nanofotonskih materijala A, B i C.

Postupak polimerizacije je obavljen u proizvodnoj laboratoriji kompanije Soleko – Italija, u saradnji sa njihovim timom tehnologa. Kao konačan proizvod polimerizacije dobijen je materijal u cilindričnom obliku (obliku šipke), prečnika oko 15 mm i dužine oko 500 mm. Obradom na strugu dobija se konačni oblik pripremk, iz koga se isecaju pojedinačni delovi koji služe za proizvodnju kontaktnih sočiva.

Za potrebe ovog rada, prvo je pripremljena, po zaštićenoj recapturi proizvođača, dovoljna količina mešavine monomera za osnovni materijal SP-40, koja je potom podeljena na 4 jednaka dela. Prvi deo je polimerizovan direktno, a u preostala tri dela, pre procesa polimerizacije su dodati fuleren C_{60} i njegovi derivati, fuleren hidroksilat $C_{60}(OH)_{24}$ i fuleren metmorfin hidroksilat $C_{60}(OH)_{12}(OC_4N_5H_{10})_{12}$, u odgovarajućem procentu. Ovime je obezbeđeno da su svi uzorci, kako osnovnog tako i nanofotonskih materijala, urađeni pod istim uslovima, po istoj recepturi i sa istim sastavnim komponentama (monomerima). Treba napomenuti da kompanija Soleko materijal SP-40 uspešno proizvodi već više od 20 godina i da je po njemu prepoznatljiva u “svetu kontaktologije”. Po oznaci ovog materijala brendirana je i čitava familija kontaktnih sočiva, karakteristične svetlo zelene boje, u različitim geometrijama, koja je registrovana na mnogim tržištima sveta. Kontaktologija u Srbiji, od samog njenog nastanka, ova sočiva prepoznaje pod imenom SOLEKOTM SP-40 i to je sinonim za kvalitet, kako samog materijala, tako i dizajna u kojima se ova sočiva proizvode. Sama receptura je zaštićena patentom proizvođača.

6.1.1. Rezidualni monomeri

Prvo neophodno ispitivanje se odnosi na proveru uspešnosti procesa polimerizacije. Parametar koji ukazuje na to je procenat *rezidualnih monomera*, kao mera količine

monomera koji nisu dopirani u strukturu polimera. Merena je količina rezidualnih monomera za po tri uzorka od sva tri materijala (A, B i C): A1, A2,..., B2, ..., C2 i C3 i upoređeni su rezultati sa jednim uzorkom osnovnog materijala SP-40. Rezultati su dati u tabeli 6.1. Po internom standardu proizvođača, dozvoljena količina rezidualnih monomera je do 3.50 % i kako tabela pokazuje, ovaj uslov je zadovoljen kod svih 10 ispitivanih uzoraka.

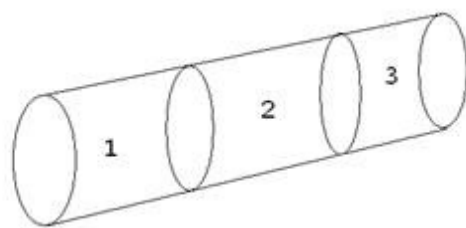
Tabela 6.1. Procenat rezidualnih monomera za materijale SP-40, A , B i C.

Uzorak	A1	A2	A3	B1	B2	B3	C1	C2	C3	SP-40
Rezidualni monomer %	2.72	2.47	2.95	2.67	2.54	2.84	2.71	2.74	2.96	1.97

Diskusija

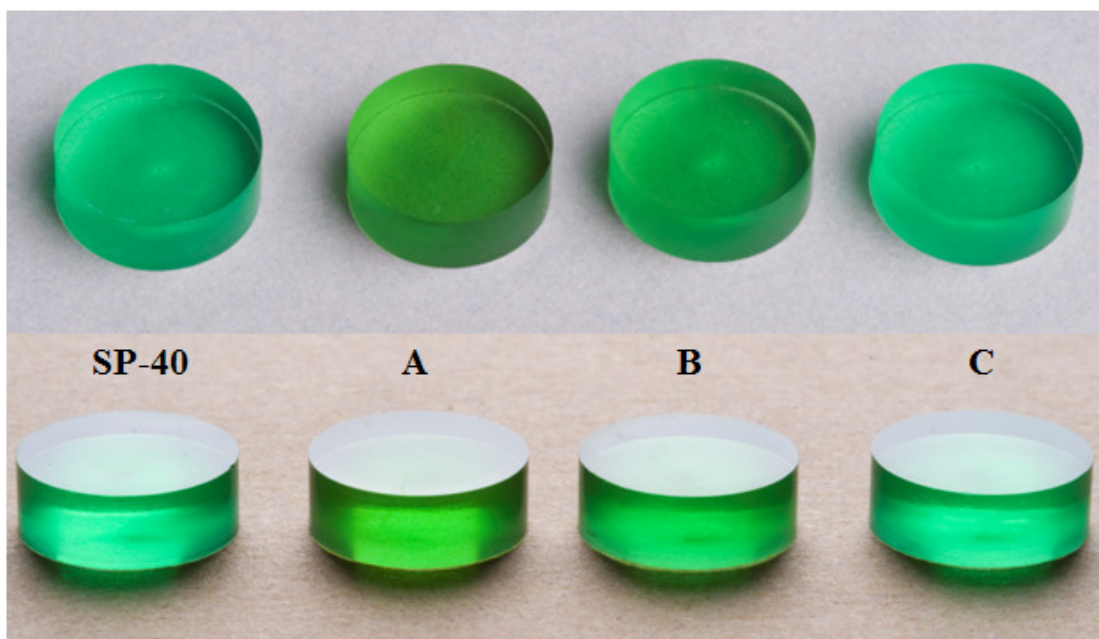
Rezultati dobijeni merenjem procenta rezidualnih monomera pokazuju da je ostvaren jedan od prvih ciljeva ove doktorske disertacije: uspešna polimerizacija nanofotonskih materijala za proizvodnju kontaktnih sočiva. Procenat rezidualnih monomera je u granicama dozvoljenog i samo je neznatno veći od procenta rezidualnih monomera osnovnog materijala. Nema značajnih razlika ni u rezultatima za materijale A, B i C međusobno. Nesumljivo je da se manjim izmenama u tehnologiji može postići i bolji rezultat, ali se čini da je to čak nepotrebno. Količina „nerastvorenih“ monomera, uključujući i fullerene, koja je manja od 3Mas%, nema negativnih posledica na optičke i sve ostale karakteristike nanofotonskih materijala. Dobijeni su potrebni uzorci neophodni za dalja istraživanja.

Priprema uzoraka za sva ostala merenja obavljena je, takođe, u laboratorijama kompanije Soleko. Od svakog materijala su pripremljena po tri cilindrična uzorka, prečnika 12,8 mm i visine 5,2 mm. Uzorci su isečeni u nizu, od iste „šipke-štangle“, kao sirovine koja je dobijena postupkom polimerizacije (slika 6.1.), čime je obezbeđena njihova optimalna repetitivnost. Ovo je inače standardni oblik RGP materijala na tržištu, oblik dugmeta (eng. *blancs*), koji je prilagođen tehnološkom postupku proizvodnje kontaktnih sočiva. Od jednog „dugmeta“ se proizvede jedno RGP kontaktno sočivo.



Slika 6.1. Oblik pripremljenih uzoraka

Prvo što se primećuje je različita boja uzoraka (nijanse zelene), što je nesumnjivo posledica prisustva fulerena i njegovih modifikacija, koji su inkorporirani u osnovni materijal SP-40. Za potrebe ovih istraživanja korišćeni su molekuli fulerena C_{60} , koji su sivo-crne boje (slično grafitu), dok su molekuli fullerola $C_{60}(OH)_{24}$ braon boje, a molekuli njegove modifikacije $C_{60}(OH)_{12}(OC_4N_5H_{10})_{12}$ bele boje, pa je u skladu sa ovim bojama došlo i do promene dobijenih uzoraka. (slika 6.2.)



Slika 6.2. Fotografija uzoraka materijala: SP-40, A,B i C

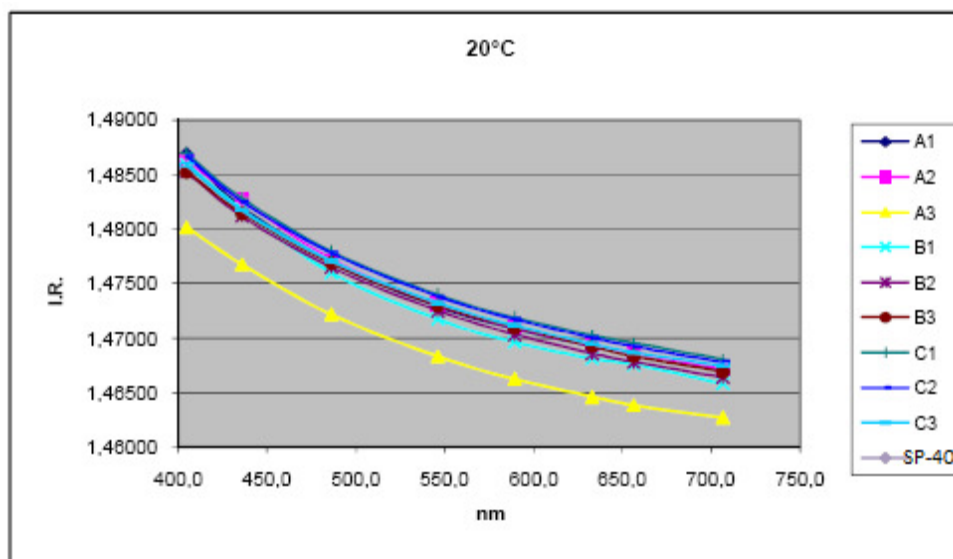
Za potrebe istraživanja, od uzoraka materijala pripremljeni su uzorci kontaktnih sočiva i cilindričnih pločica, u proizvodnim laboratorijama kompanije Optix d.o.o. Zemun, na tro-osnom strugu *POLITECH 1800 Aspheric-Toric*. Da bi se izbegao uticaj istrošenosti alata, za rezanje uzoraka korišćeni su potpuno novi dijamantski alati, sa zaobljenjem vrha poluprečnika 0,2 mm. Samo rezanje je urađeno u sledećem režimu obrade: dubina rezanja

0,05 mm, ciklična brzina 6 °/sec, broj obrtaja 8000 obr/min. Nakon struganja, izvršeno je poliranje površina na kojima je sprovedeno merenje, u trajanju od po 15 sec po svakoj površini. Kao sredstvo za poliranje korišćena je polir-pasta, sa česticama aluminijum oksida, granulacije 0,3 – 0,5 µm. Rezanje i poliranje uzoraka (po tri komada od svakog materijala) urađeno je u jednom proizvodnom ciklusu, na sobnoj temperaturi. Pošto se radi o uzorcima od RGP materijala, vlažnost vazduha u laboratoriji nije bila od značaja.

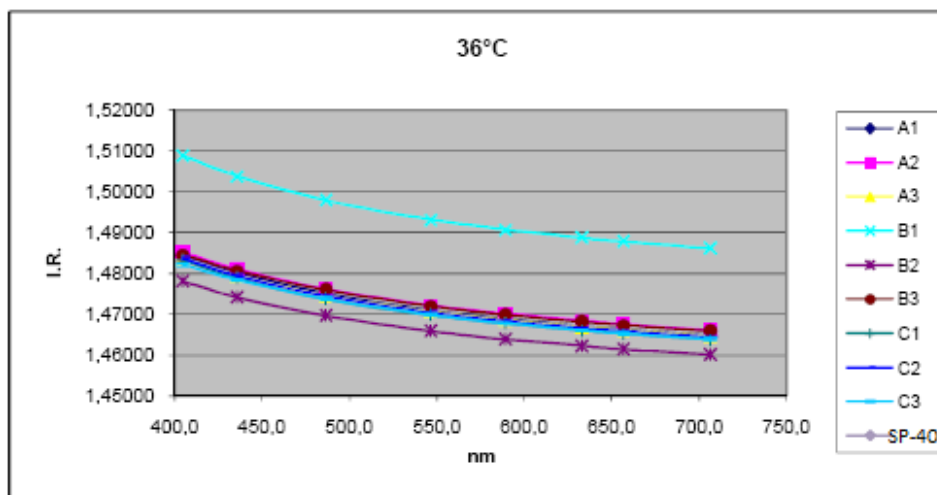
Pripremljeni uzorci su korišćeni za merenje sledećih parametara: indeks prelamanja, propustljivost za kiseonik (Dk), ugao vlaženja, tvrdoća materijala i spektralna transmisija. Po obavljenim merenjima, sačinjen je i overen izveštaj [80], na osnovu koga su prezentovani sledeći rezultati :

6.1.2. Indeks prelamanja

U ovom istraživanju merene su vrednosti indeksa prelamanja za 8 talasnih dužina, u vidljivom delu spektra, na osnovu čega je određen Abeov broj za sva 4 materijala. Pojam indeksa prelamanja, kao i rezultati njegovog merenja, dati su u tabelama od 6.2 do 6.9. (PRILOG - B). Na dijagramima 6.3. i 6.4. predstavljeni su rezultati merenja indeksa prelamanja na temperaturama od 20°C (sobna temperatura) i 36°C (temperatura oka), za materijale SP-40, A, B i C, za po tri uzorka od svakog materijala.



Slika 6.3. Dijagram indeks prelamanja za materije SP-40, A, B i C na 20°C



Slika 6.4. Dijagram indeksa prelamanja za materije SP-40, A, B i C na 36°C

Značajno je uporediti podatke za dve naznačene temperature, zato što se sočiva proizvode i kontrolišu (proverava njihova geometrija i meri optička snaga) pri sobnoj temperaturi, a koriste se na temperaturi oka. Značajnija razlika indeksa prelamanja bi značila i različitu optičku snagu sočiva u proizvodnoj laboratoriji i u oku, što ne bi bilo dobro.

Diskusija

Rezultati dobijeni merenjem indeksa prelamanja i Abeovog broja pokazuju da sva tri novodobijena nanofotonska materijala pripadaju grupi materijala sa standardnim vrednostima za indeks prelamanja (neznatno ispod 1,5), ali sa dosta visokim vrednostima Abeovog broja (između 54 i 57). To znači da se od ovih materijala mogu proizvoditi sočiva standardnih geometrija (debljine u centru i na periferiji), ali sa malom hromatičnom disperzijom (dobrim kvalitetom lika).

Vrednost za indeks prelamanja materijala A, B i C se gotovo ne razlikuje od indeksa prelamanja osnovnog materijala SP-40. Neznatno odstupanje, ali bez uticaja na optičke parametre sočiva, se javilo samo kod uzorka A3, pri temperaturi od 20°C i kod uzorka B1, pri temperaturi 36°C.

U radu pod nazivom *Optical properties of fullerene / PMMA* [50], A.F. Monsour je prijavio rezultat eksperimenta, po kojem dopiranje fulerena u PMMA uzrokuje smanjenje indeksa prelamanja. Rezultati u ovom radu to ne potvrđuju, ali treba imati u vidu da su prijavljeni rezultati dobijeni spektroskopskom karakterizacijom (UV/Vis i FTIR) tankih filmova fuleren / PMMA. Dalja istraživanja treba usmeriti u pravcu analize uticaja koncentracije

dopiranih fulerena na indeks prelamanja polimera. Mogućnost „kontrolne“ indeksa prelamanja pruža brojne prednosti i raznovrsnu primenu takvih materijala, kako u oblasti optike za korekciju vida, tako i drugih tehničkih disciplina. Za proizvodnju kontaktnih sočiva od interesa bi mogao biti materijal sa većim indeksom prelamanja jer bi se od njega mogla rezati tanja sočiva, što je značajno za korekciju visoke hipermetropije. Brojni su radovi koju prijavljuju takve optičke, električne i magnetne karakteristike materijala nastalih dopiranjem fulerena u polimere, što pruža značajne mogućnosti razvoja nelinearne optike ili različitih spektralnih filtriranja elektromagnetnih zračenja.

6.1.3. Propustljivost za kiseonik (Dk)

Pojam *propustljivost za kiseonik*, kao i značaj koji ova osobina materijala za kontaktna sočiva ima za metabolizam rožnjače, obrađeni su u poglavlju 4.1.1. U tabeli 6.10. i na dijagramu (slika 6.5.), dati su rezultati merenja za Dk, za standardni i tri nanofotonska materijala. Za osnovni materijal korišćen je jedan uzorak, a za nanofotonske materijale po tri uzorka.

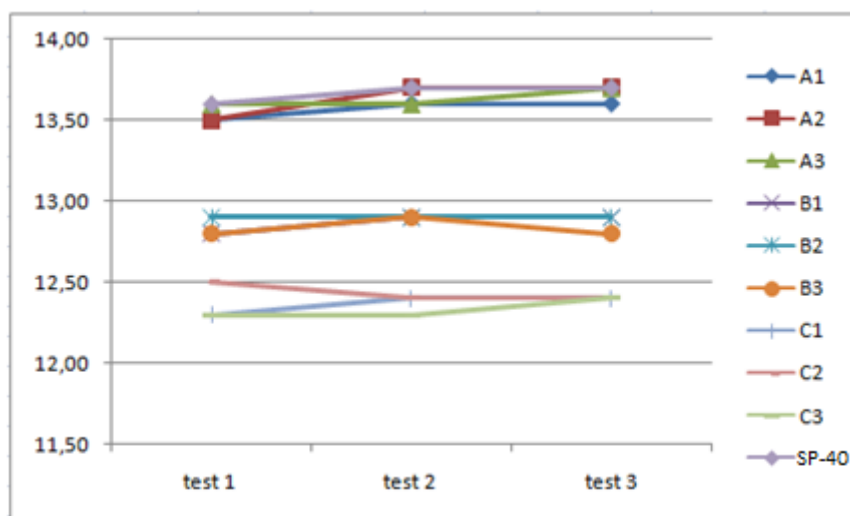
Tabela 6.10. Propustljivost za kiseonik Dk za materijale SP-40, A, B i C

Dk	
Uzorak	SP-40
Test 1	13.6
Test 2	13.7
Test 3	13.7

Dk			
Uzorak	A1	A2	A3
Test 1	13.5	13.5	13.6
Test 2	13.6	13.7	13.6
Test 3	13.6	13.7	13.7

Dk			
Uzorak	B1	B2	B3
Test 1	12.8	12.9	12.8
Test 2	12.9	12.9	12.9
Test 3	12.9	12.9	12.8

Dk			
Uzorak	C1	C2	C3
Test 1	12.3	12.5	12.3
Test 2	12.4	12.4	12.3
Test 3	12.4	12.4	12.4



Slika 6.5. Dijagram propustljivosti za kiseonik (Dk) za materijale SP-40, A, B i C

Diskusija

Rezultati dobijeni merenjem propustljivosti za kiseonik pokazuju da je vrednost Dk broja za materijal A gotovo identična kao za osnovni materijal SP-40. Vrednosti za Dk za materijale B i C su međusobno podudarni, ali su za 5 – 6 % niži od vrednosti za materijale SP-40 i A. Ovo bi značilo da će rožnjača sa sočivom od materijala B i C dobijati, kroz samo sočivo, nešto manje kiseonika nego kroz materijale A i SP-40. Bez obzira na ovu malu razliku, može se zaključiti da sva tri novodobijena nanofotonska materijala imaju Dk broj sličan osnovnom materijalu SP-40 i da mogu obezbediti dovoljnu količinu kiseonika za metabolizam rožnjače.

6.1.4. Ugao vlaženja

Ugao vlaženja je, takođe, kao pojam definisan i obrađen u poglavlju 4.1.3. Na slici 6.6. date su fotografije sva četiri materijala, gde je na ravnu površinu dugmeta naneta po jedna kap fiziološkog rastvora.



Slika 6.6. Ugao vlaženja – materijal u obliku dugmeta

Na slici 6.7. date su fotografije kontaktnih sočiva od sva četiri materijala, gde je na frontalnu površinu naneta po jedna kap fiziološkog rastvora.



Slika 6.7. Ugao vlaženja – polirano kontaktno sočivo

Diskusija

Rezultati predstavljeni na fotografijama (slike 6.6. i 6.7.), pokazuju da je ugao vlaženja za materijal SP-40 veći nego kod materijala A, B i C, što znači da je kvašljivost nanofotonskih materijala bolja u odnosu na osnovni materijal. Dalja istraživanja treba da pokažu kolike su tačne vrednosti ugla vlaženja, kao i to koliko je ovo rezultat hrapavosti površina materijala, a koliko uticaj magnetizma njihovih površina i njegovog potencijalnog učešća u jačini adhezionih sila.

6.1.5. Tvrdoća

Pod pojmom tvrdoća (čvrstoća) podrazumevamo širi spektar mehaničkih osobina materijala. Generalno, tvrdoću možemo definisati kao otpor nekog materijala prema mehaničkom razaranju. Ona je proporcionalna površinskom naponu i Jungovom modulu elastičnosti. Teško je definisati jedan univerzalni pokazatelj tvrdoće, zato što pojam "razaranje" ima različite vidove. Tvrdoću možemo posmatrati i kao: sposobnost materijala da pruži otpor prodiranju drugog tela u njega, kao otpornost materijala prema habanju od strane abrazivnog sredstva (abrazivna tvrdoća), kao otpornost materijala da se odupre delovanju lokalizovane sile (lomljivost-krtost-žilavost) ili kao otpornost materijala sudaru sa drugim telom određene kinetičke energije (udarac).

Kada su u pitanju materijali za kontaktna sočiva, onda pojam tvrdoće posmatramo sa dva aspekta: mehaničkih karakteristika materijala od značaja za proces proizvodnje kontaktnih sočiva rezanjem (struganje i poliranje) i njegovih performansi od značaja za korisnika – otpornost na grebanje, na lom i na sposobnost održavanja potrebne geometrije, tj. nepromenljivosti oblika sočiva (nepromenljivost radijusa bazne krivine i optičke snage).

U ovom radu su dati rezultati ispitivanja tvrdoće sva četiri materijala, po metodi *Shoreu*. Ova metoda se zasniva na merenju elastičnog odskoka probojca (durometra), sa čeličnim ili dijamantskim vrhom, koji ima određenu masu i koji pada na ispitivani materijal sa određene visine. Tvrdoća, po Shoreu, se meri visinom odskoka durometra.

U tabeli 6.11. su dati rezultati tvrdoće po Šoru D. Testirana su po tri uzorka za nanofotonske materijale A, B i C i jedan uzorak za SP-40. Za svaki od 10 uzoraka urađeno je po tri merenja (test 1,2 i 3).

Tabela 6.11. Tvrdoća za materijale: SP-40, A , B i C

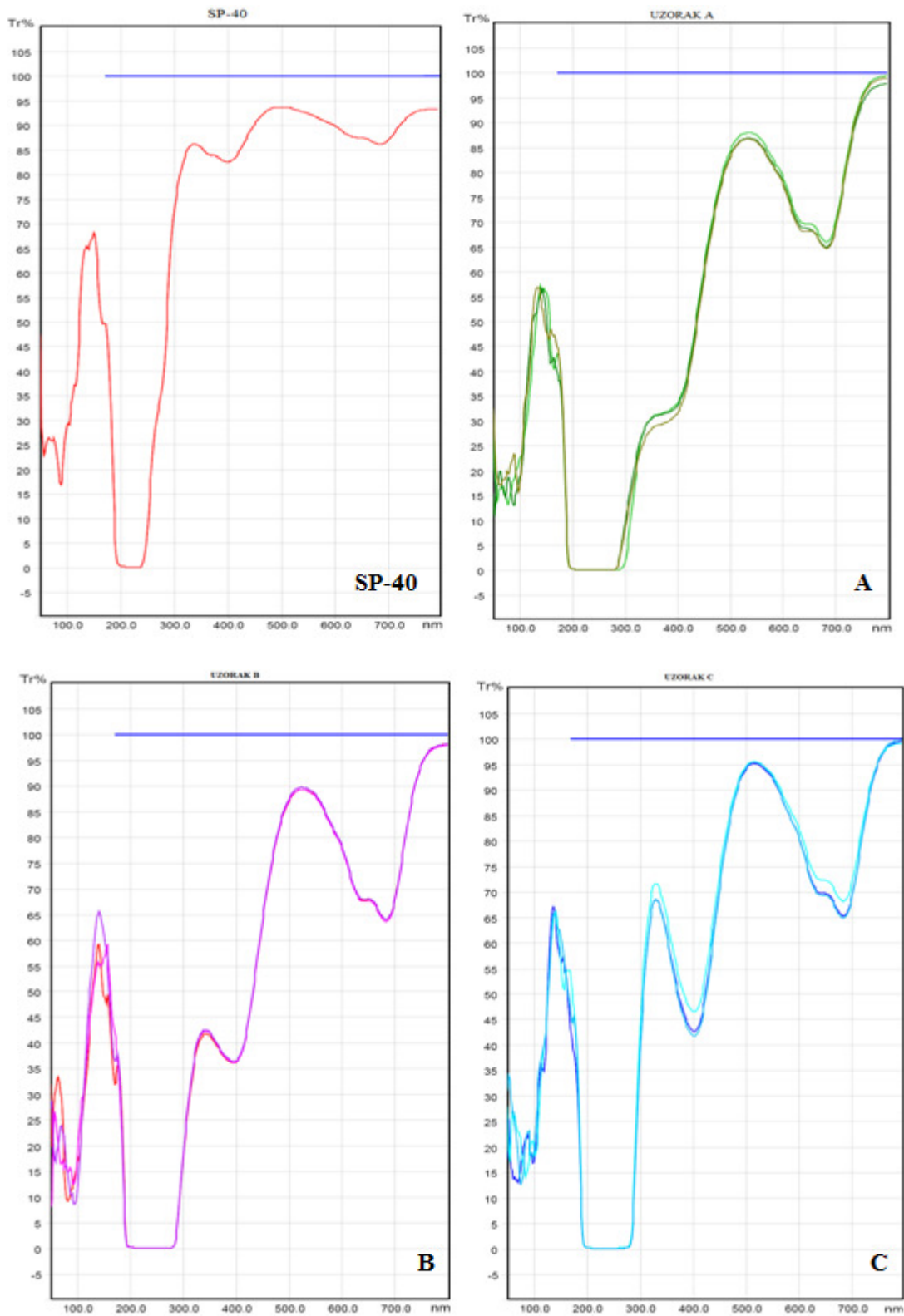
Tvrdoća po Šoru D										
Merenja	A1	A2	A3	B1	B2	B3	C1	C2	C3	SP-40
test 1	82	82	83	82	82	83	82	83	82	82
test 2	82	82	83	82	83	83	82	82	83	82
test 3	82	83	83	82	82	83	82	82	82	82

Diskusija

Rezultati merenja tvrdoće su, takođe, pokazali gotovo identične rezultate za sva četiri materijala (82-83 Šor D), što znači da se mehaničke osobine osnovnog materijala SP-40 nisu promenile dodavanjem fullerena u strukturu polimera. Imajući u vidu da molekuli fullerena imaju veliku čvrstoću, moglo se možda očekivati da će tvrdoća nanofotonskih materijala biti veća. Očigledno da je procenat dopiranih fullerena takav da nije uticao na promenu tvrdoće osnovnog materijala.

6.1.6. Transmisija

Uočavanje problema senzitivnosti oka za određene talasne dužine i problema transmisije svetlosti kroz kontaktno sočivo su teme koje su obrađene u poglavljima 3.1. i 3.2. Cilj istraživanja je bio da se UV-VIS spektroskopijom ispitaju uzorci sva četiri materijala: SP-40, A, B i C, i međusobno uporede dobijeni dijagrami transmitivnosti u funkciji talasnih dužina. Snimanje je izvršeno spektrofotometrom, na ukupno 10 uzoraka (jedan uzorak osnovnog materijala SP-40 i po tri uzorka nanofotonskih materijala A, B i C). Rezultati su prikazani na dijagramima na slici 6.8.

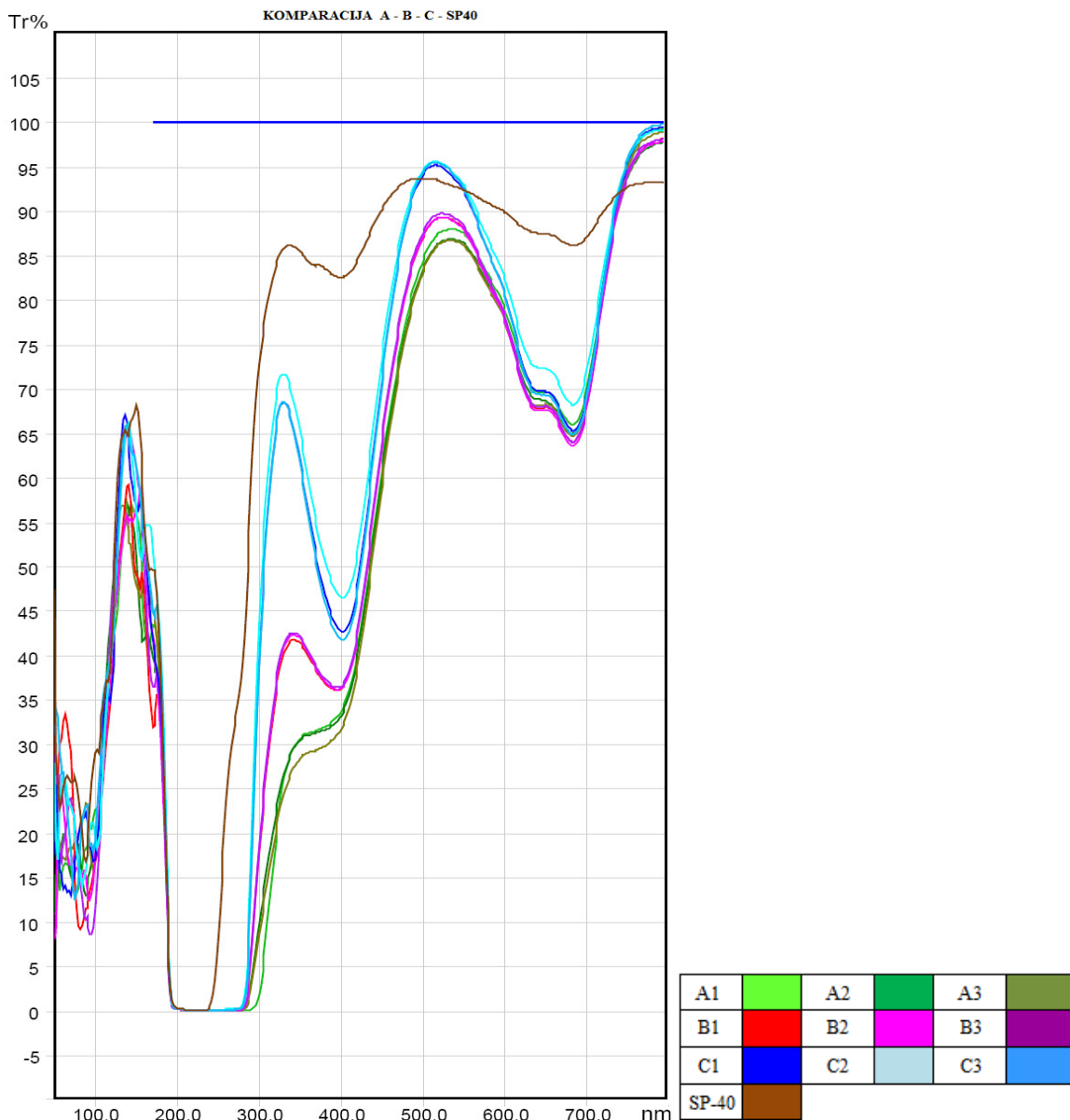


Slika 6.8. Dijagrami transmisije materijala: SP-40, A, B i C

Diskusija

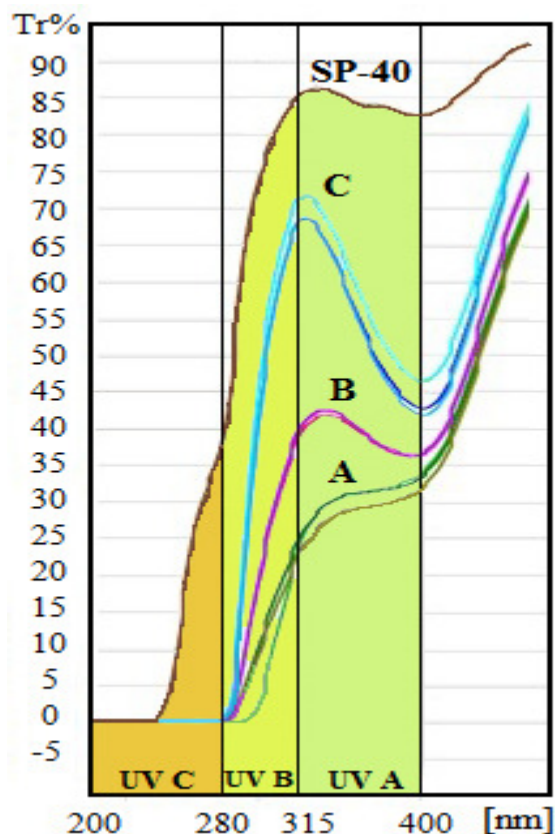
Analizom dijagrama transmitivnosti može se zaključiti sledeće:

1) Za svaki pojedinačni nanofotonski materijal A, B i C, dijagrami transmitivnosti za sve uzorke (po 3 uzorka) se poklapaju, što znači da nema razlike između pojedinačnih uzoraka. Karakteristike spektralne transmisije za sve materijale najbolje možemo sagledati na uporednom dijagramu na slici 6.9.



Slika 6.9. Uporedni dijagram transmitivnosti materijala: SP-40 (STD), A , B i C

2) U delu UV spektra konstatovane su značajne razlike. Na slici 6.10. dat je dijagram transmitivnosti sva četiri materijala u delu spektra UV - A , UV - B i UV - C.



Slika 6.10. Dijagram transmitivnosti sva četiri materijala u delu spektra UV - A , B i C

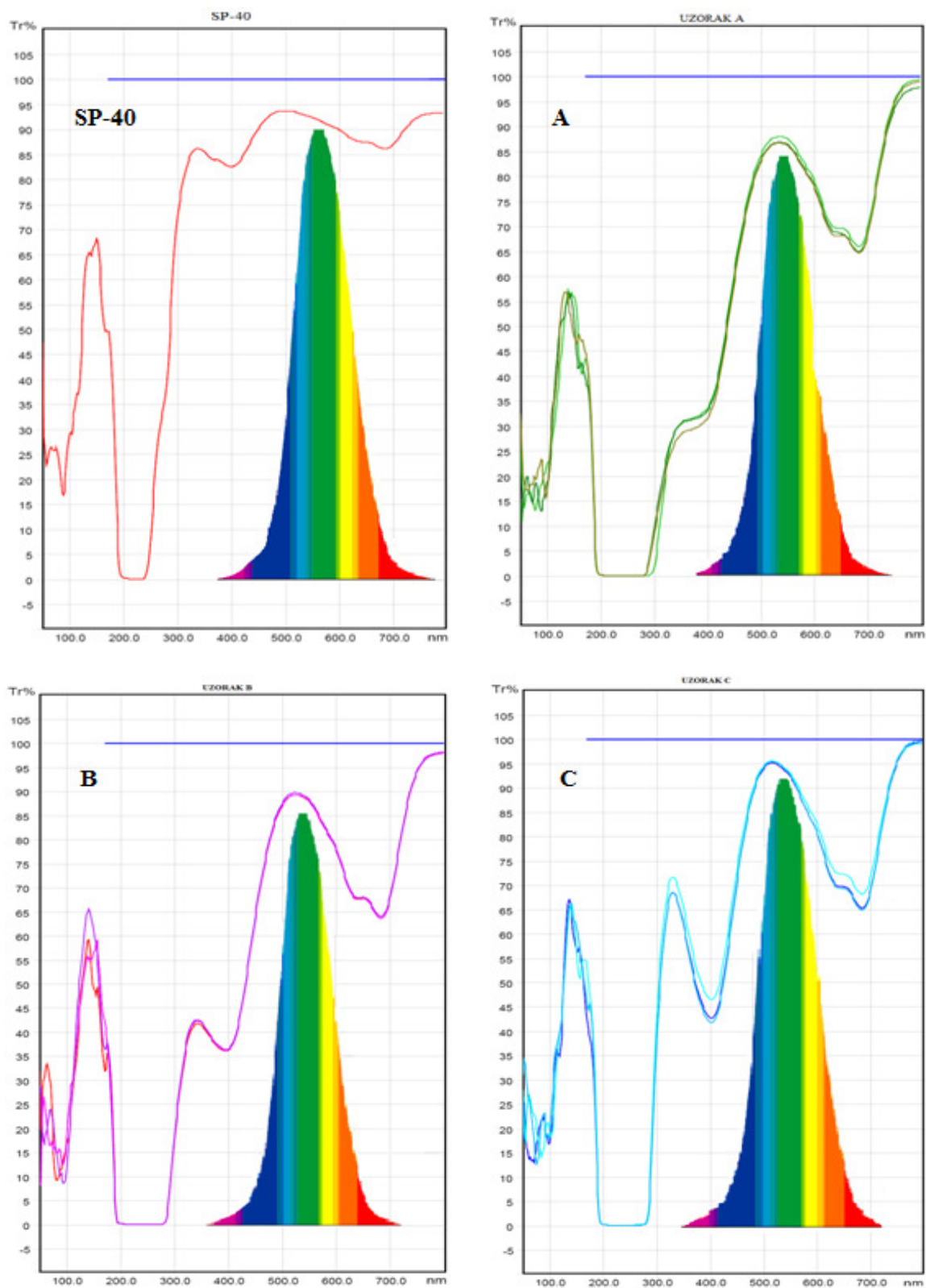
- Najznačajnije su razlike u UV-A delu spektra (400-315nm). Najmanju transmitivnost ima materijal A (max 30%), sledi materijal B (max 42%) i na kraju materijal C (max na 70%, a posle opada do 45%). Sva tri nanofotonska materijala imaju značajno manje transmitivnosti u odnosu na osnovni materijal SP-40 (85% celom širinom UV-A).
- U delu UV-B spektra (315-280nm), od nanofotonskih materijala, najmanju transmitivnost ima ponovo materijal A (max 25%), zatim materijal B (max 40%) i najviše materijal C (max 70%). I u ovom delu UV spektra osnovni materijal ima najveću transmisiju (max 85%).
- Nanofotonski materijali u potpunosti zaustavljaju transmisiju („seku“) deo UV-C spektra (280-200nm), za razliku od osnovnog materijala SP-40, koji u potpunosti „seče“ samo deo spektra od 200 do otprilike 250nm, a ostali deo UV-C spektra

propušta i do 40%. U ovom delu UV spektra nema razlika između nanofotonskih materijala A, B i C.

Zaključak je da sva tri nanofotonska materijala oku obezbeđuju značajno bolju UV zaštitu u odnosu na bazni materijal SP-40. Ovo se pre svega odnosi na UV-A i UV-B spektar, što je od posebnog značaja sa stanovišta mogućih degeneracija svih struktura oka, a posebno očnog sočiva, žute mrlje i mrežnjače (više u poglavlju 3.1.7.).

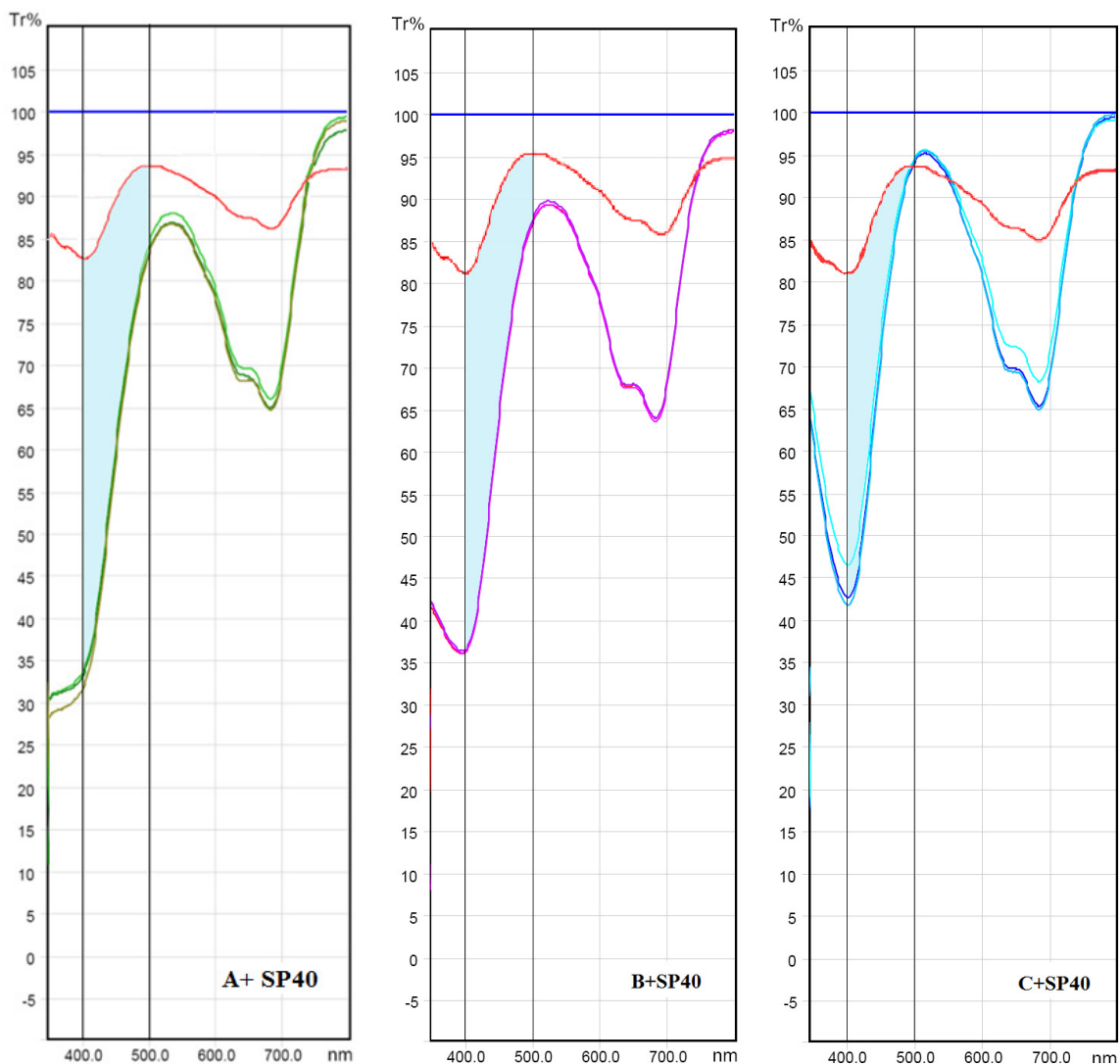
3) U vidljivom delu spektra elektromagnetnog zračenja takođe su konstatovane određene razlike:

- Maksimum transmitivnosti za materijal SP-40 (slika 6.9.) je oko 94% za talasnu dužinu od 500 nm. Apscisa maksimuma transmisije za materijale A, B i C je pomerena nešto udesno, oko 510 nm i on je najveći za materijal C (oko 96%), pa za materijal B (oko 90%), a najmanji je za materijal A (oko 87%). Iz ovoga se može zaključiti: da materijal C ima nešto veću, a materijali B i A nešto manju transmitivnost od osnovnog materijala SP-40, da maksimum transmitivnosti sva četiri materijala više odgovara dijagramu spektralne efikasnosti oka za skotopične nego za fotopične uslove, ali da izmerene razlike u vrednostima transmisije nisu od velikog značaja sa stanovišta nivoa spektralne osvetljenosti retine.
- Značajnije razlike po materijalima postoje u širini transmisije vidljivog dela spektra i jačini svetlosne energije po određenim talasnim dužinama. Zapaža se da osnovni materijal SP-40 propušta više svetlosne energije u širem delu vidljivog dela spektra, nego što je to slučaj sa materijalima A, B i C. To se odnosi, kako za talasne dužine vidljivog dela spektra, bliske UV zračenju (oblast ljubičaste i plave svetlosti), tako i dela vidljivog spektra bliskog IC zračenju. Ukoliko se dijagrami transmisivnosti pojedinih materijala uporede sa dijagramom spektralne karakteristike oka, može se zaključiti da je značajno veće podudaranje za materijale A, B i C nego što je to slučaj sa baznim materijalom SP-40. Na slici 6.11. je dat uporedni dijagram oblika krive transmitivnosti za materijal SP-40, A, B i C i oblika krive spektralne karakteristike oka (za fotopične uslove).



Slika 6.11. Dijagrami transmisije materijala: SP-40, A, B i C sa dijagramom spektralne efikasnosti oka.

4) Rezultat iz prethodne tačke otvara nekoliko značajnih pitanja. Prvo se svakako odnosi na tzv. plavi deo spektra jer, kako je objašnjeno u poglavlju 3.1.6., ovaj deo vidljivog spektra može da ima značajna fototoksična dejstva na strukture oka, posebno na očno sočivo i mrežnjaču. Na slici 6.12. dati su uporedni dijagrami transmisije materijala A, B i C u poređenju sa dijagramom transmisije osnovnog materijala SP-40.

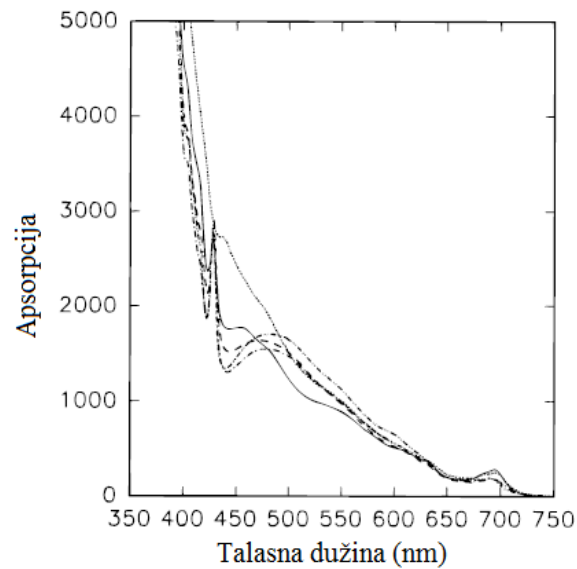


Slika 6.12. Uporedni dijagrami transmisije materijala A, B i C u poređenju sa transmisijom materijala SP-40, u plavom delu spektra

Na osnovu dijagrama, može se zaključiti da sva tri nanofotonska materijala, u poređenju sa baznim materijalom SP-40, značajno štite očne strukture od svetlosnih zraka bliskih UV zračenju, odnosno od plave i ljubičaste svetlosti. Na osnovu obojenih površina (slika 6.12.),

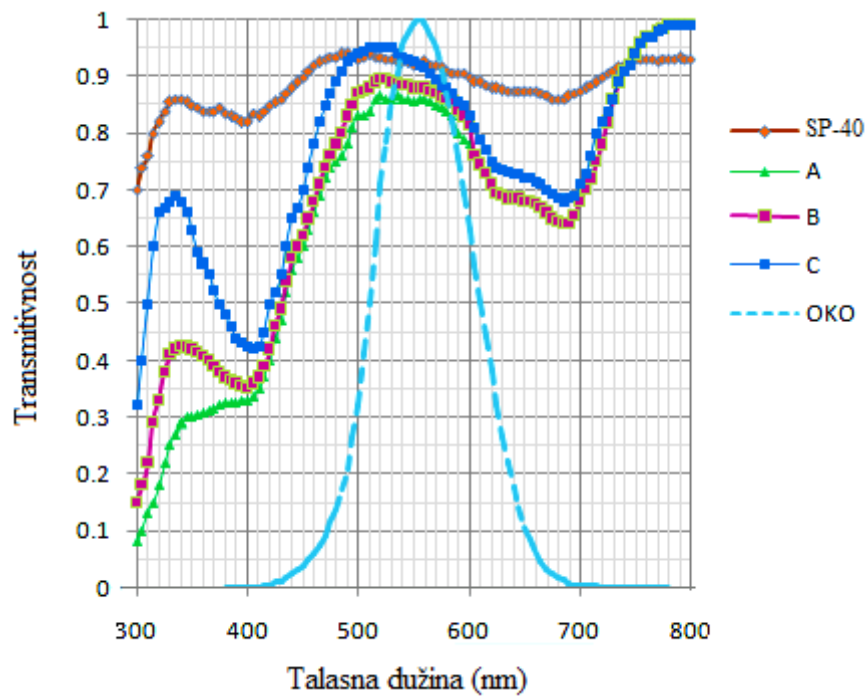
reklo bi se da plavu svetlost najviše filtrira materijal A, a slede materijali B i C (uz ne tako značajnu razliku). Imajući u vidu i sličan rezultat za UV deo spektra, može se zaključiti da su dobijeni nanofotonski materijali, od kojih se mogu praviti kontaktna sočiva koja će pacijenta sve vreme štiti od UV i plavog svetla, uz konstataciju da će optimalnu zaštitu imati očno sočivo i mrežnjača, a rožnjača u onoj meri kojom površinom je prekrivena RGP sočivom. Kao što je konstatovano u poglavlju 3.1.6., sličnu ulogu ima i očno sočivo, koje tokom godina života postaje neka vrsta žutog filtra i tako štiti mrežnjaču od UV i plavog spektra. Međutim, cena ove zaštite je postepeno zamućenje sočiva i ubrzavanje nastanka katarakte, a u međuvremenu i moguć značajan uticaja UV i plavog spektra na procese degeneracije makule. Razlika je očigledna – mladi ljudi, koji bi zbog korekcije vida nosili redovno RGP nanofotonska kontaktna sočiva, imali bi UV i blisku UV zaštitu sve vreme „ne čekajući“ da tu ulogu preuzme očno sočivo u kasnijim godinama života. Samim tim se može očekivati i daleko manji uticaj ovog dela spektra na pojavu i razvoj staračke katarakte i degeneracije makule.

Razlog za ovakve spektralne karakteristike nanofotonskih materijala nesumljivo je u činjenici da su u strukturu osnovnog polimera SP-40 dodati fulereni i njegovi derivati. Ya-Ping Sun i saradnici su, u radu pod nazivom “*Photophysical and Nonlinear Optical Properties of [60] Fullerene Derivatives*” [107], objavili rezultate koji ukazuju na prirodu spektralnih apsorpcionih svojstava fulerena C_{60} i njegovih derivata. Dijagram na slici 6.13. pokazuje da su derivati fulerena C_{60} jaki apsorberi u UV delu spektra, ali se na dijagramu uočavaju i dva pika u vidljivom delu spektra, u zonama od 450 do 500 nm i 680 do 720 nm, što odgovara plavom spektru i delu spektra bliskom IC zračenju. Ovi rezultati su u saglasnosti sa dijagramima transmittivnosti nanofotonskih materijala A, B i C (slika 6.9.) i na osnovu njih se može zaključiti da je rezultat koji je dobijen direktna posledica apsorpcije u UV – VIS delu spektra, koju fuleren C_{60} i njegovi derivati ispoljavaju. Ovo znači da su novodobijeni nanofotonski materijali poprimili fotonička svojstva i materijala SP-40, kao osnovnog polimera, ali i fulerena C_{60} , odnosno njegovih modifikacija. Apsorpciona spektralna svojstva fulerena potvrđena su od strane GUO Chong-Dong i njegovih saradnika što je prijavljeno u radu pod nazivom “*Synthesis of Fullerene-end Functionalized Poly (methylemethacrylate via Reverse Atom Transfer Radical Polymerization)*”. [81]



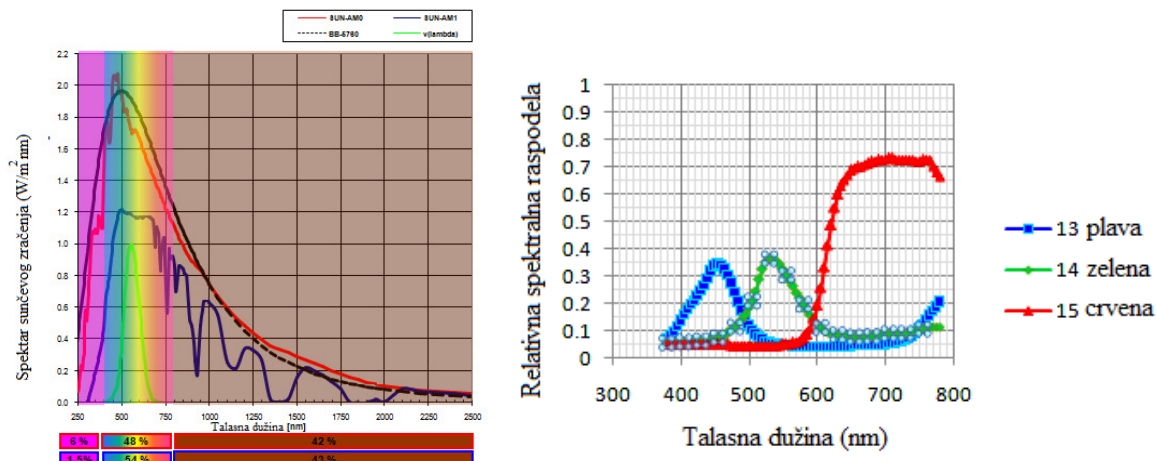
Slika 6.13. Apsorpcija derivata fulerena C_{60} (preuzeto iz [58])

5) Za istraživanje u ovoj disertaciji interesantna je analiza - da li razlika u dijagramima transmisije može i koliko uticati na percepciju boja ljudskog oka koje ispred rožnjače ima kontaktno sočivo. Na slici 6.14. je dat zbirni dijagram transmisije sva četiri materijala u poređenju sa dijagramom spektralne efikasnosti oka.



Slika 6.14. Usporedni dijagram transmitivnosti oka i materijala SP-40, A, B i C

Izvršena je analiza spektralnih karakteristika materijala SP-40, A, B i C u odnosu na relativnu spektralnu raspodelu Sunca (spektar Sunca koji je korišćen u računu: AM0 – na ivici atmosfere – crvena linija), a za tri karakteristične talasne dužine (plava, zelena i crvena), kao reprezentativne za krajeve i sredinu vidljivog dela spektra. (slika 6.15)



Slika 6.15. Relativna spektralna raspodela Sunca za tri boje (plava, zelena i crvena)

Izračunate su koordinate boja, za odabrani izvor svetlosti, pri refleksiji sa odabranog reflektora (WHITE-beli-neutralni, RED-crveni, GREEN-zeleni i BLUE-plavi) uz učešće transmisije.

Tabela 6.12. Dobijene vrednosti za $\Delta u'v'$

Izvor svetlosti + material sociva	REFLEKTOR			
	White	Red	Green	Blue
AM0 +NON	ref-W	ref-R	ref-G	ref-B
AM0+STD	0.003443	0.004263	0.002086	0.003783
AM0+SA	0.024040	0.015899	0.011021	0.038646
AM0+SB	0.024263	0.018160	0.011315	0.038653
AM0+SC	0.020594	0.017602	0.010495	0.031080
Tolerancija boje $\Delta u'v'=0.02$ (vrlo oštra) $\Delta u'v'=0.04$ (uobičajena, prihvatljiva) $\Delta u'v'=0.007$ (dozvoljena pri kalibraciji colorimetara)				

Tabela sadrži izračunato odstupanje:

$$\Delta u'v' = \sqrt{(u' - u'_{ref})^2 + (v' - v'_{ref})^2}$$

gde je kao referenca uzeta refleksija samog izvora.

Diskusija

Dobijeni rezultati su dati u tabeli 6.12. i oni pokazuju da materijal SP-40 ne doprinosi promeni osećaja boje, a da novi materijali A, B i C unose izvesnu promenu koordinata boje, ali je sve u granicama koje se smatraju normalnim. Dobijena razlika ipak nije dovoljna da se potpuno utvrdi kvalitet reprodukcije boje, pošto osećaj za boje zavisi i od nivoa osvetljenosti. Da bi se potpuno i kvalifikovano odredio mogući uticaj kontaktnog sočiva (materijala) na percepciju boja od strane našeg vizuelnog sistema treba sprovesti kompletnija kolorometrijska istraživanja, a posebno izračunati indeks reprodukcije boje (CRI - *color rendering indeks*) koristeći nekoliko standardnih izvora svetlosti, uz različite nivoje osvetljenja i najmanje 8 odabranih različitih reflektora.

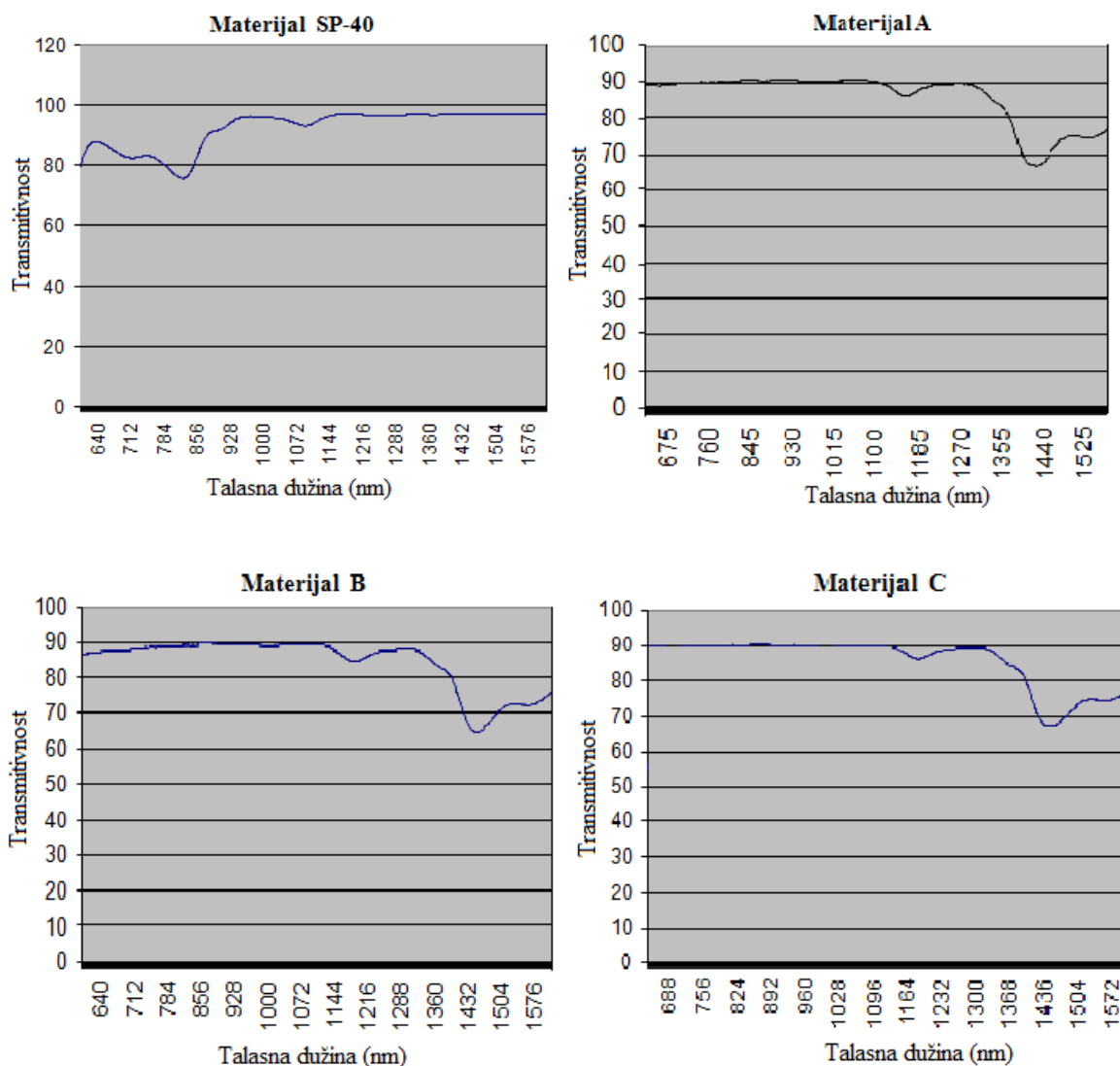
Infracrvena (IC) spektroskopija

Od interesa za disetraciju je transmisija IC spektra do 1.500 nm, jer je to deo elektromagnetnog zračenja koji neće biti apsorbovan od strane očnih struktura i koji će dopreti do fotoreceptora mrežnjače.

Infracrveno zračenje obuhvata čak polovinu sunčeve svetlosti. Obuhvata oblast talasnih dužina od 680 nm do 1 mm. Glavni efekat ovih zraka je termički, zbog čega se i naziva toplotnim zračenjem. Izvori IC zraka su prirodni (Sunce) i veštački (sva zagrejana i usijana tela u čvrstom, tečnom ili gasovitom stanju). Talasna dužina IC zraka je veća od talasne dužine vidljive svetlosti, što znači da je njihov energetski potencijal manji. Ipak, biološke efekte IC energije ne treba zanemariti i oni su isključivo toplotne prirode i mogu negativno uticati na čoveka, čije telo ima izraženo svojstvo apsorbovanja svih, pa i IC talasa. Treba napomenuti da na primer, sunčanica potiče od kratkih IC talasa. Preveliko izlaganje Suncu ili profesionalna ekspozicija radnika, najčešće u industriji i pogonima u kojima rade u blizini intenzivnih toplotnih zračenja (livnice, visoke peći, topionice, industrija stakla i dr.), za posledicu može imati pomenutu sunčanicu, opekotine kože, a kad je vid u pitanju, termičke povrede retine ili tzv. termičku kataraktu.

Prevenција oštećenja IC-zračenja može se postići: rastojanjem od izvora zračenja, smanjenjem temperatura izvora zračenja, postavljanjem zaštitnih ekrana, ličnim zaštitnim sredstvima i skraćenjem vremena ekspozicije. Posebnu pažnju treba posvetiti zaštiti tokom rada sa laserskim uređajima, kada treba onemogućiti direktnu ekspoziciju laserskog snopa.

Na slici 6.16. dati su dijagrami transmitivnosti za osnovni materijal SP-40 i nanoofotonske materijale A, B i C, za opseg talasnih dužina IR-A spektra. Može se zaključiti da osnovni materijal ima gotovo 100% - tnu transmitivnost ovog dela spektra, dok nanofotonski materijali apsorbiraju oko 10% ove svetlosne energije.



Slika 6.16. IC spektroskopija materijala SP-40, A, B i C

Zaključak

Da bi bolje razumeli razloge fototoksičnosti svetla i mogućih štetnih uticaja pojedinih delova elektromagnetnog spektra na očne strukture, treba poznavati mehanizam apsorbovanja svetlosti od strane naših fotoreceptora, odnosno fotosenzitivnih pigmenata. Apsorpcija određene količine svetlosti, od strane fotosenzitivnog pigmenta, prouzrokuje da fotoreceptor postane hiperpolarizovan. Ovo je prvi korak u nizu događaja koji na kraju vode ka vidu. Ovaj proces je sličan, ali ima i razlike, kod štapića i čepića.

Rodopsin je fotopigment koji se nalazi unutar diskova spoljašnjeg segmenta štapića. Disk sadrži približno 10.000 molekula rodopsina. Kako svaki štapić ima približno 1.000 diskova, a oko sadrži 120 miliona štapića, to znači da po oku imamo oko 10^{15} molekula rodopsina. Svaki molekul rodopsina je sposoban da apsorbuje jedan foton svetlosti, što je dovoljno da se taj štapić aktivira. Deset tako aktiviranih štapića je dovoljno da se aktivira ganglijska ćelija, što za rezultat ima da je stimulus detektovan. Aktivacijom, molekul rodopsina postaje “izbeljen”, tj. transparentan i kao takav nije sposoban da uhvati drugi kvant sve dok se spontano ne vrati u osnovno stanje. Verovatnoća da će se to dogoditi u narednih 5 minuta je 50%. Za to vreme, sve nove fotone svetlosti koji padnu na njega on će propustiti. Ovako veliki broj molekula rodopsina doprinosi našoj osetljivosti na svetlo u skotopičnim uslovima, tj. kada je noć. Na dijagramu apsorpcione moći rodopsina zapaža se da je najveća verovatnoća da će rodopsin apsorbovati kvante talasne dužine 507 nm. Ovo se dešava zbog kvantne mehanike: jednostavno rečeno, molekul rodopsina i kvant od 507 nm dobro “fituju” zajedno i tako se povećava verovatnoća njegove apsorpcije. Kvanti svih drugih talasnih dužina, takođe bivaju apsorbivani, ali sa manjom verovatnoćom. Intezitet svetlosti je taj koji određuje koliko će fotona određene talasne dužine doći do naših fotoreceptora, odnosno do molekula rodopsina. Istovremeno, apsorpcione sposobnosti rodopsina određuju koliko će i kojih fotona biti apsorbivano i to definiše skotopičnu krivu spektralne efikasnosti našeg oka (slika 3.4.). Jednom kad je molekul rodopsina izbeljen, tj. kad je foton apsorbiv, sve informacije o njegovoj talasnoj dužini su izgubljene. Sistem funkcioniše po binarnom principu “1-0” ili “ima-nema” signala i više ne zavisi od talasne dužine. [5]

Kada razmatramo čepiće, uobičajeno je da se oni dele na tri vrste, od kojih svaki sadrži različit fotopigment: čepići sa *cijanolabom* su osetljivi na kratke talasne dužine (plavi - 426 nm), čepići sa *hlorolabom*, koji su osetljivi na srednje talasne dužine (zeleni – 530 nm) i čepići sa *eritrolabom*, koji su osetljivi na dugačke talasne dužine (crveni – 557 nm). ApSORpcija i izbeljivanje čepića je identično kao i kod štapića, osim što se fotopigmenti čepića oporavljaju mnogo brže od rodopsina – 1,5 minuta za oporavak 50% fotopigmenata.

Imajući sve ovo u vidu, razlozi za fototoksičnost svetla se mogu tražiti u sledećim činjenicama:

- Među fotoreceptorima mrežnjače nema onih, ili bolje rečeno, nema fotosenzitivnih pigmenata, koji bi fotone UV ili IC spektra apsorbovali i pretvorili u električne informacije, koje bi u našem centru za vid proizvele određeni stimulus. Zato kažemo da su ovi delovi spektra nevidljivi za naše oko.
- Dijagrami spektralne efikasnosti oka, i fotopični i skotopični, pokazuju da su naši fotoreceptori sposobni da fotone određene talasne dužine apsorbuju samo u određenom, često malom procentu. Na primer, manje od 20% kvantova koji padnu na retinu biva apsorbovano od strane rodopsina. Ovaj procenat je najveći za segment talasnih dužina od 500 do 560 nm a, po Gausovoj raspodeli, opada i levo i desno, odnosno ka UV i IC spektru.

Na kraju, možemo izvesti sledeći zaključak: svaki intezitet svetlosti, odnosno broj fotona određenih talasnih dužina, koji ne biva apsorbovan od naših fotoreceptora, na način da se ta energija pretvori u vidni stimulus, ostaje u prostoru mrežnjače. Energija tih “nekorisnih” fotona, po zakonu o održanju energije, ne može da se izgubi, već se samo može pretvoriti u neki drugi oblik energije. Upravo ta “nekorisna” energija je razlog fototermičkih, fotohemijskih ili fotomehaničkih toksičnosti svetla. Što je talasna dužina “štetnih” fotona manja, to je energija veća, pa su razumljivi razlozi o mogućem štetnom delovanju, pre svega UV zračenja, sledi ljubičasto i plavo svetlo, a evidentan je i štetni utical IC zračenja, posebno pri dugotrajnom izlaganju i jačem intezitetu. Najmanje potencijalne štete donosi centralni deo vidljivog spektra, jer su to fotoni, odnosno energija, koju naši receptori “korisno” iskoriste u najvećem procentu.

Rezultati ovog istraživanja pokazuju da su dobijeni nanofotonski materijali za proizvodnju kontaktnih sočiva, koji obezbeđuju značajno umanjeње inteziteta svetlosti talasnih dužina koje mogu imati neželjena fototoksična dejstva svetlosti po očne strukture.

6.2. Karakterizacija površina nanofotonskih kontaktnih sočiva

Gaspropusna (RGP) kontaktna sočiva se proizvode postupkom struganja (rezanja). Obrada uzoraka koji su ispitivani u ovom radu obavljena je na tro-osnom CNC strugu, korišćenjem dijamantskih reznih alata. Kvalitet obrađenih površina je na visokom nivou, ali su posle rezanja tragovi dijamantskog alata još uvek prisutni, tj. hrapavost površina je takva da je neophodno naknadno poliranje, kako bazne tako i frontalne površine.

Površine završenog kontaktnog sočiva moraju prvo da budu izrezane u željenoj geometriji (sferičnoj, asferičnoj, toričnoj, progresivnoj i dr.), kako bi obezbedile pravilno prelamanje optičkih zraka, tj. adekvatnu korekciju određene refrakcione anomalije. Ovo se, u slučaju CNC struga, postiže odgovarajućim softverom i hardverom. Drugo, kako bi bila obezbeđena dovoljna transmisija svetlosne energije kroz kontaktno sočivo, njegove površine moraju biti optički transparentne, što se postiže poliranjem. Kvalitet obrađene površine se ogleda, pre svega, u njenoj hrapavosti. Hrapavost površine najplastičnije možemo sagledati kroz njenu topografiju, tj. iz podataka o visinskim razlikama pojedinih tačaka površine, kao i njihovom tačnom položaju u odnosu na referentnu površinu.

Hrapavost površina RGP kontaktnog sočiva ima višestruki značaj :

- Spoljna (frontalna) površina sočiva je, pri svakom treptaju, u direktnom kontaktu sa unutrašnjom površinom gornjeg kapka. Taj kontakt bi bio bolan i neprijatan kada bi spoljna površina bila suva i kada bi bila previše hrapava. Vlažnost površine obezbeđuju suze tako što, pri svakom treptaju, gornji kapak “prevuče” tanku naslagu suza (suznog filma) preko prednje površine sočiva (debljine 5 do 10 μm) i tako popuni neravnine, tj. “poravna” površinu i time ublaži hrapavost. U periodu između dva treptaja dolazi do delimičnog sušenja (isparavanja) suznog filma, zbog uticaja spoljne temperature, strujanja vazduha i dr., što se u kontaktologiji naziva “pucanje” suznog filma. Jako je važno da površina sočiva ostane još uvek dovoljno vlažna kako ne bi, u narednom treptaju, kapak došao u kontakt sa suvom površinom sočiva. Kažemo, važno je da sočivo ima dobru *kvašljivost*. Kvašljivost je određena *uglom vlaženja*, parametrom koji je karakteristika materijala i koji značajno zavisi i od hrapavosti površine.

Površina sa previše neravnina (velika hrapavost) nije dobra, jer suzni film neće biti dovoljan da ih prekrije, pa će direktni kontakt kapka i materijala biti moguć. Takvo sočivo će pacijentu izazivati osećaj peckanja u oku i stvarati nelagodnost pri nošenju. Previše neravnina, koje nisu prekrivene suznim filmom, negativno će uticati i na refrakciju, odnosno prelamanje svetlosti kroz to sočivo.

Kad su površine kontaktnog sočiva u pitanju, postoji i termin “prepolirana” površina. Sa stanovišta optike (refrakcije), površina sa malim neravninama ne predstavlja problem. Ipak, prepolirana površina utiče na smanjenje kvašljivosti površine, što za posledicu može da ima brzo “pucanje” suznog filma na prednjoj površini sočiva.

- Kad razmatramo hrapavost unutrašnje (bazne) površine sočiva, zahtevi su nešto drugačiji. RGP sočivo ne bi smelo, ni u jednom trenutku, ni u jednoj tački, da dodiruje rožnjaču. Prostor između bazne površine sočiva i rožnjače je ispunjen suzama. U zavisnosti od prilagođenosti sočiva obliku rožnjače (njegovog fita), debljina tog suznog filma je različita, ali ni u jednoj tački manja od 20 do 25 μm . To bi značilo da sve neravnine, koje su “utopljene” u suzni film, neće uticati ni na kontakt materijal – rožnjača, ni na refrakciju svetlosti. Kada je odnos debljine suznog filma i hrapavosti obrađene površine pozitivan, tada su te dve površine potpuno razdvojene i do njihovog kontakta može doći samo u slučaju nedovoljnog lučenja suza, što je u oftalmologiji poznato pod terminom *suvo oko* [82]. Kao i kod prednje površine, prepoliranost zadnje površine može negativno da utiče na njenu kvašljivost, odnosno na nivo adhezionih sila između materijala sočiva i suza, što može izazvati preveliku pokretljivost sočiva po rožnjači, pa čak i njegovo ispadanje iz oka.

- Hrapavost površina takođe utiče i na taloženje naslaga na kontaktno sočivo. Što je površina hrapavija veća je sklonost sočiva da akumulira proteine, lipide i ostale komponente suza. Ove naslage negativno utiču na optičke karakteristike sočiva, na komfor nošenja, ali mogu da izazovu i razne zapaljenske procese i infekcije na rožnjači.

Jedan od ciljeva istraživanja u ovom radu je povezivanje svojstava biomedicinske površine (površine RGP sočiva) sa njenom funkcijom. Hrapavost površine i njena kvašljivost su značajna svojstva, upravo sa stanovišta primene kontaktnog sočiva. Razumljiva je potreba za što preciznijim merenjima hrapavosti površina, ali i detektovanjem njihovih fizičkih osobina – pre svega njihovih magnetnih svojstava, koje mogu da utiču upravo na osobinu kvašljivosti, odnosno adhezivnosti sa suznim filmom, kao i na prirodu interakcije svetlosti i materijala. Napredak u oblasti merne tehnike je omogućio znatno veća optička ili

optoelektronska uveličanja dobijenih slika, kao i rezolucije merenja i tako omogućio prelazak u potpuno novu inženjersku oblast primene – oblast *nano-mernih tehnika*. Za snimanje topografije i gradijenta magnetnog polja baznog materijala, kao i novodobijenih nanofotonskih materijala (A, B i C), korišćene su metode mikroskopije magnetnih sila (AFM) i opto-magnetne spektroskopije (OMS).

6.2.1. Topografija i gradijent magnetnog polja

Cilj istraživanja i karakterizacije površina u ovom radu je :

- Da se, na nano-nivou, snimi topografija, tj. odredi nivo hrapavosti i uporede dobijene vrednosti kod površina uzoraka od nanofotonskih materijala sa vrednostima hrapavosti površina uzoraka od baznog materijala. Takođe, biće od značaja i analiza i poređenje dobijenih rezultata na površinama uzoraka od materijala A , B i C, međusobno.
- Da se ispituju magnetne osobine baznog materijala SP-40, kao i odrede gradijenti magnetnog polja materijala (A , B i C), koji su dobijeni dodavanjem fulerena u njegovu strukturu. Ovi rezultati će biti od interesa za buduća proučavanja interakcije svetlosti (kao elektromagnetnog talasa) i materijala za izradu kontaktnih sočiva, koji su predmet ove disertacije.

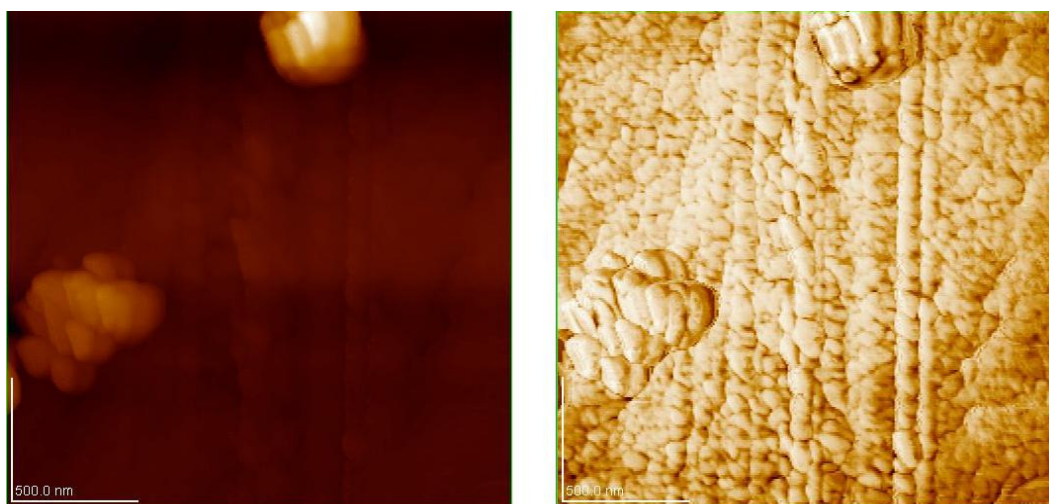
Karakterizacija površina uzoraka urađena je u Nano-labu, na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, na mikroskopu SPM 5200, poznate japanske kompanije JEOL. Prvi delimični rezultati predstavljeni su u dva Diplomski (M.Sc.) rada: 1) Ivana M. Mileusnić, pod nazivom: *Karakterizacija klasičnog i nano materijala za kontaktna sočiva metodom mikroskopije atomskih sila*, 2) Ivan M. Đuričić, pod nazivom: *Karakterizacija klasičnog i nano materijala za kontaktna sočiva metodom nanoprob mikroskopije magnetnih sila*, [83] [84] . Mentor oba rada je prof. dr Đuro Koruga. U ovim radovima su predstavljeni rezultati karakterizacije (topografije i gradijenta magnetnog polja) za osnovni materijal SP-40 i materijal A (SP-40 + C₆₀).

Rezultati

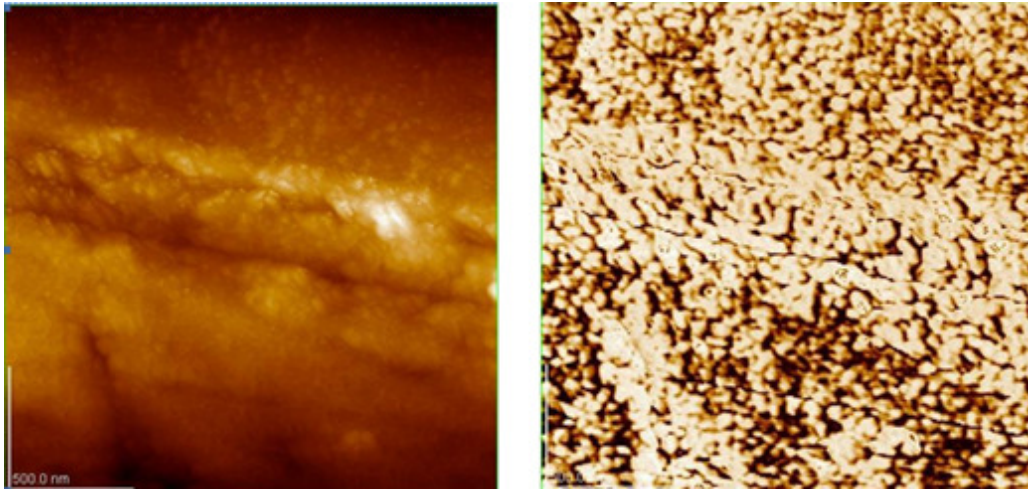
Topografija i gradijent magnetnog polja prikazani su: za referentni uzorak SP-40 (slika 6.17.), za materijal A (slika 6.18.), za materijal B (slika 6.19.) i za materijal C (slika 6.20.).

Sva snimanja su rađena na površini od $2\mu\text{m} \times 2\mu\text{m}$. Vrednosti parametara kojima su snimani uzorci su sledeći:

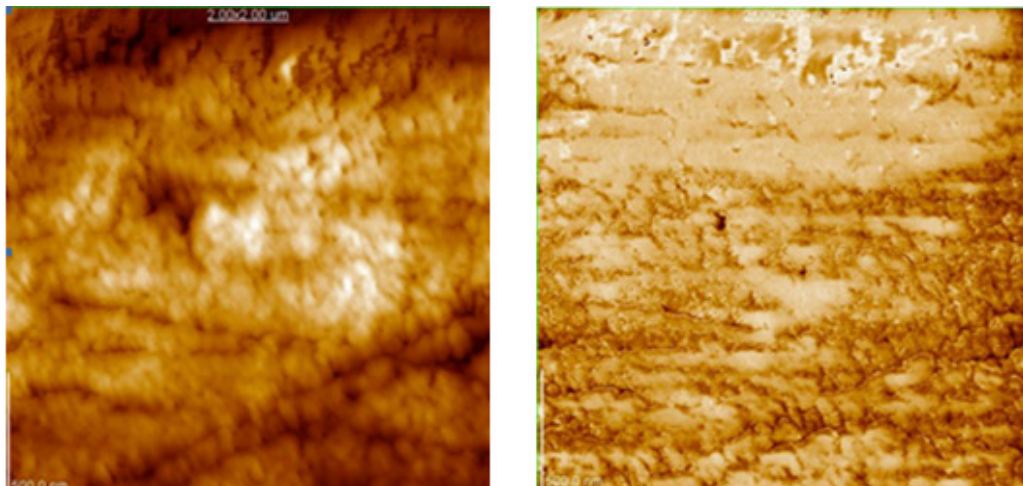
- Faktor kvaliteta (Q factor): 318
- Frekvencija amplitude: 87,900 kHz
- Radna frekvencija 87,700 kHz
- Fazni poremećaj (Phase shifter): -108.333°
- Referentna voltaža: -3,95V
- Izlazna amplituda: 2,55V
- Clock speed(vreme skeniranja jedne tačke): 2.00ms
- Brzina skeniranja: 977nm/s
- Visina podizanja kantilevera za drugi prolaz: 70nm
- Amplituda Lift moda: 0.125 V



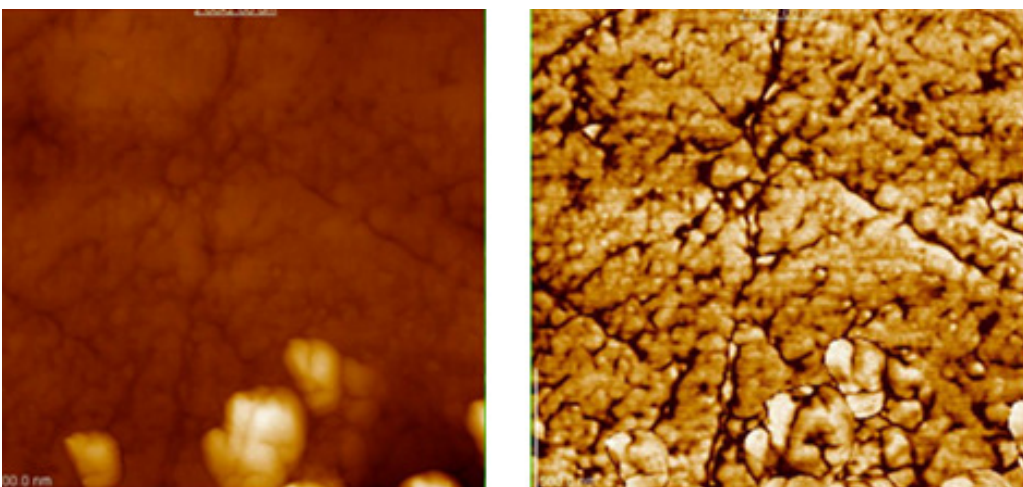
Slika 6.17. Materijal SP-40: slika topografije (levo), slika gradijenta magnetnog polja (desno)



Slika 6.18. Materijal A: slika topografije (levo), slika gradijenta magnetnog polja (desno)



Slika 6.19. Materijal B: slika topografije (levo), slika gradijenta magnetnog polja (desno)



Slika 6.20. Materijal C: slika topografije (levo), slika gradijenta magnetnog polja (desno)

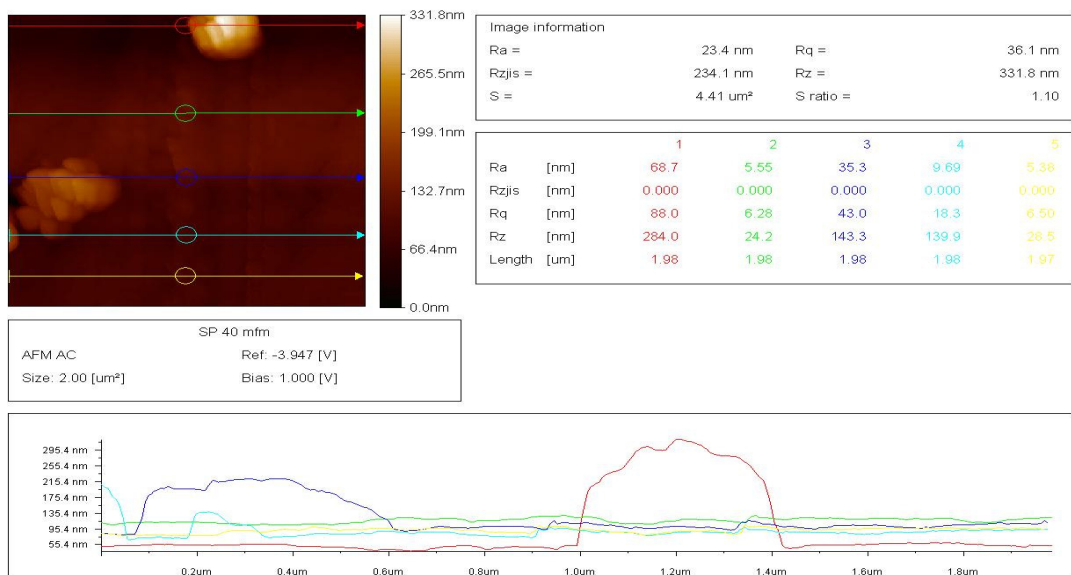
Rezultati prikazani na prethodnim slikama obrađivani su u programu *WINSPM Processing*

Software, verzija 2.1.5.0., koji je licenciran za uređaj JEOL SPM 5200. Softver WINSPM poseduje mogućnost prikazivanja istog profila paralelno na više slika, kao i mogućnost prikazivanja više profila na jednoj slici, a sve radi detaljnijeg pregleda hrapavosti određene površine i maksimuma i minimuma po z osi. U ovom softveru se može određivati hrapavost po više standarda, što je značajno za potpuno sagledavanje rezultata snimanja. Parametri WINSPM programa: prosečna hrapavost (R_a), hrapavost metodom najmanjih kvadrata (R_q), hrapavost proseka 10 tačaka (R_{zj5}) i najveća razlika visina (R_z), definisani su u PRILOG-u C.

Topografija uzoraka

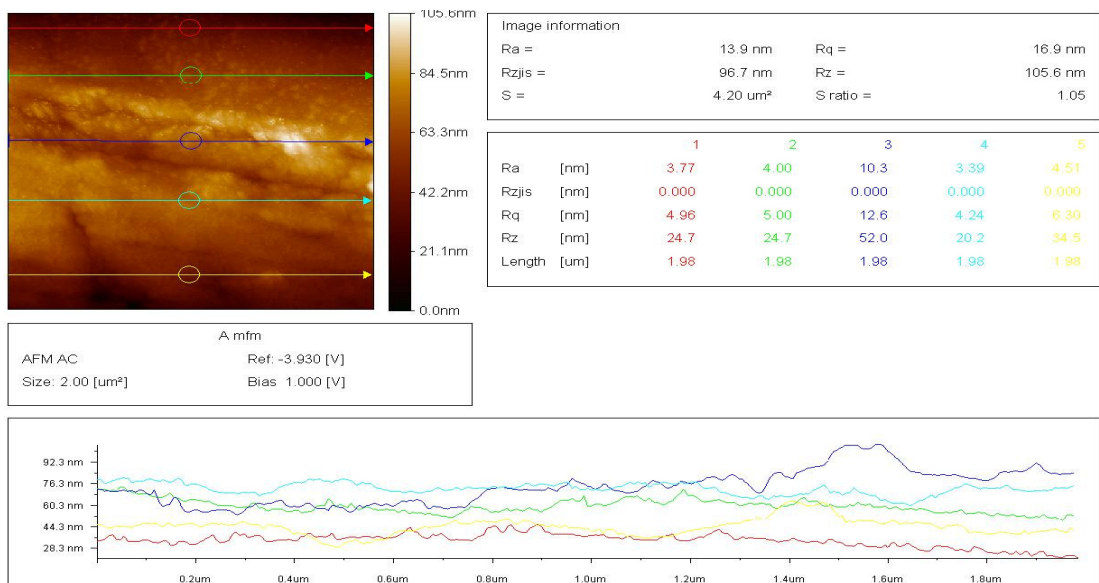
Na slikama od 6.24. do 6.27. prikazane su topografije referentnog uzorka SP-40, uzorka A, uzorka B i uzorka C. Analiza svih profila je urađena na pet karakterističnih linija. Pored svake slike (desno), prikazana je skala boja koje odgovaraju određenim vrednostima neravnina na uzorku. Maksimalna relativna visina na uzorku je data najsvetlijom belom bojom i na vrhu skale je prikazana njena nominalna vrednost. Suprotno tome, najniža tačka na uzorku odgovara crnoj boji i najmanjoj vrednosti na skali. Zajedno sa najvećom visinom (R_z), na slikama se može videti i hrapavost cele površine uzorka, kao i hrapavost duž datih linija. Hrapavost se u softverskom paketu računa automatski za celu površinu slike, a i za svaki profil posebno.

Na slici 6.24. možemo sagledati topografiju uzorka izrađenog od osnovnog SP-40 materijala. Zapaža se, na najvećem delu površine, fina struktura, ali i određene zone sa "velikim brdima". Jasno se na dijagramu može videti, da su na crvenom i plavom profilu, koji su provučeni preko najvećih neravnina, sve tri vrednosti hrapavosti znatno veće nego na profilima koji su povučeni duž ravnijih oblasti. Najveća visinska razlika u vrhovima iznosi $R_z = 331,8$ nm, dok je srednja hrapavost na celoj površini $R_a = 23,4$ nm. Hrapavost najmanjih kvadrata R_q jednaka je $36,1$ nm, dok je hrapavost data preko 5 maksimuma i minimuma $R_{zj5} = 234,0$ nm. Razlog za ovako veliku razliku je sama struktura materijala, gde minimumi nisu izraženi, a maksimumi su jako izraženi.



Slika 6.24. Topografija materijala SP-40, sa 5 profila

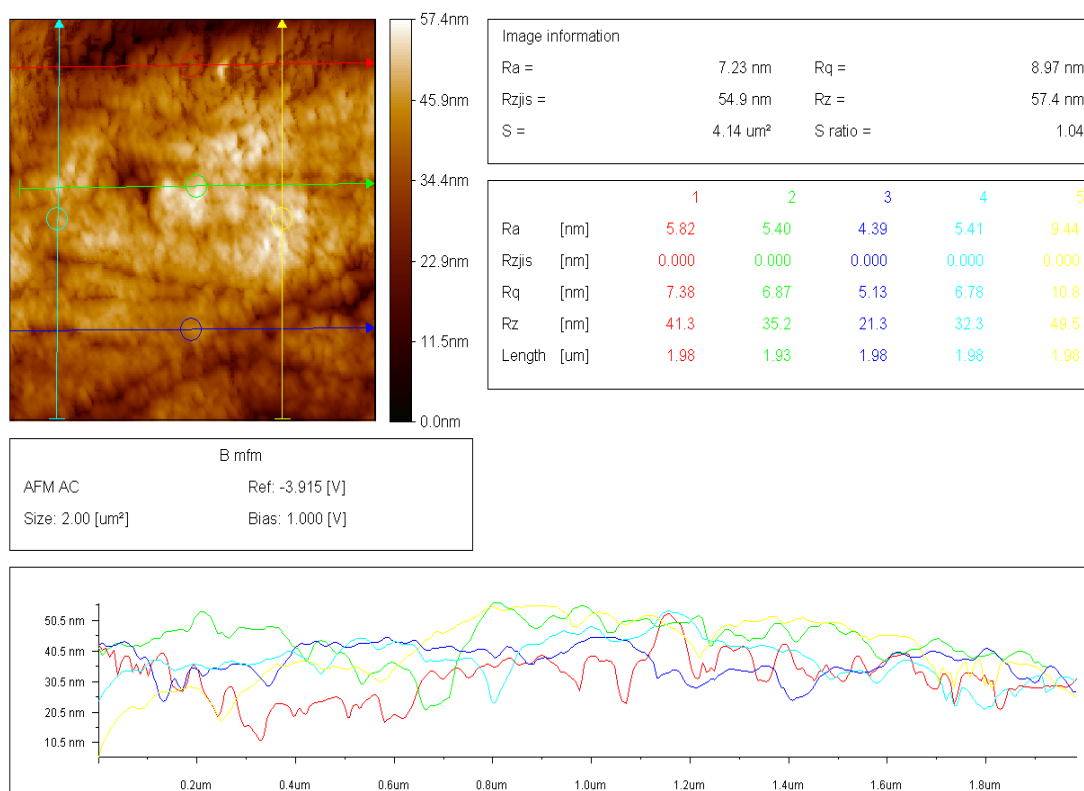
Kod topografije materijala A (slika 6.25.), može se uočiti da je struktura znatno uniformnija. Primećuje se da su strukture, po svih 5 profila, dosta nepravilnije, ali vrhovi tih nepravilnosti nisu značajno veći od srednjih linija profila, kao što je to bio slučaj sa materijalom SP-40.



Slika 6.25. Topografija materijala A, sa 5 profila

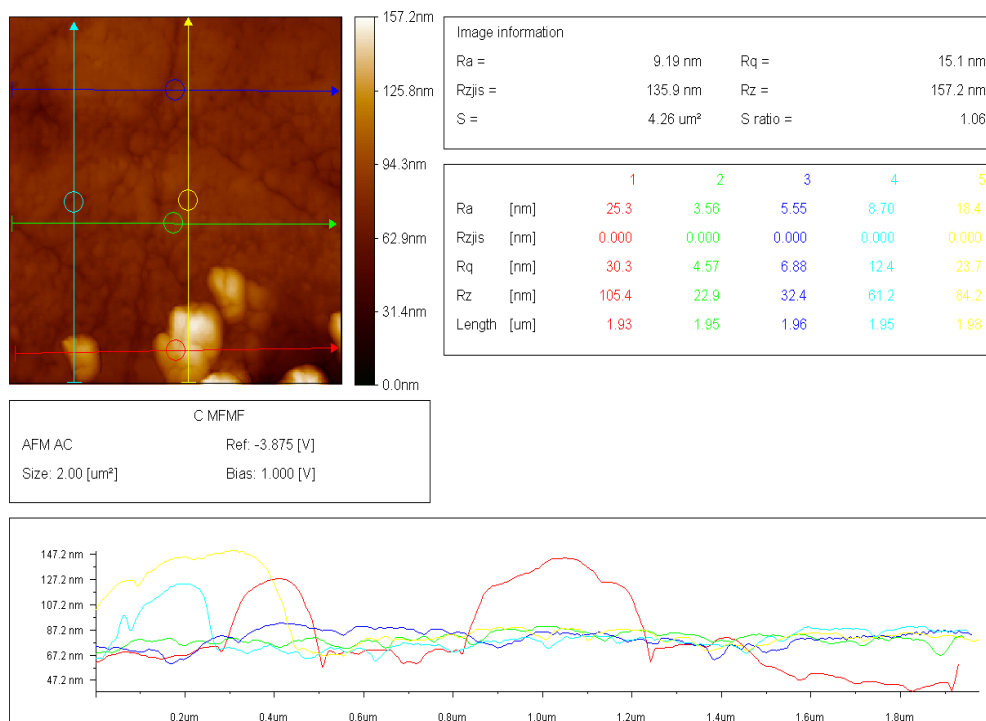
Uprkos maksimalnoj vrednosti u visini neravnina od $R_z = 105,6$ nm, vrednosti hrapavosti su približno ujednačene. Srednja hrapavost cele površine uzorka R_a iznosi 13,9 nm. Hrapavost određena metodom najmanjih kvadrata, $R_q = 16,9$ nm, je tek nešto veća od srednje vrednosti. I kod uzorka A se javlja nešto veća vrednost hrapavosti R_{zjis} i iznosi 96,7nm.

Topografija materijala B (slika 6.26.) pokazuje manju prosečnu hrapavost od materijala A, a posebno od baznog materijala ($R_a = 7,23$ nm). Isti rezultat imamo i kad su u pitanju vrednosti za R_q , R_{zjis} i R_z . Iz ovoga možemo zaključiti da ovaj materijal ima najmanju hrapavost.



Slika 6.26. Topografija materijala B, sa 5 profila

Materijal C, po svojim karakteristikama topografije (slika 6.27.), je između materijala A i B, kad su u pitanju parametri R_a i R_q ali, ako uporedimo vrednosti za R_{zjis} i R_z , on ima manje vrednosti od SP-40, ali najveće u grupi nanofotonskih materijala. To bi značilo da njegova prosečna hrapavost dostiže srednje vrednosti, ali da ima i dosta visoke neravnine.

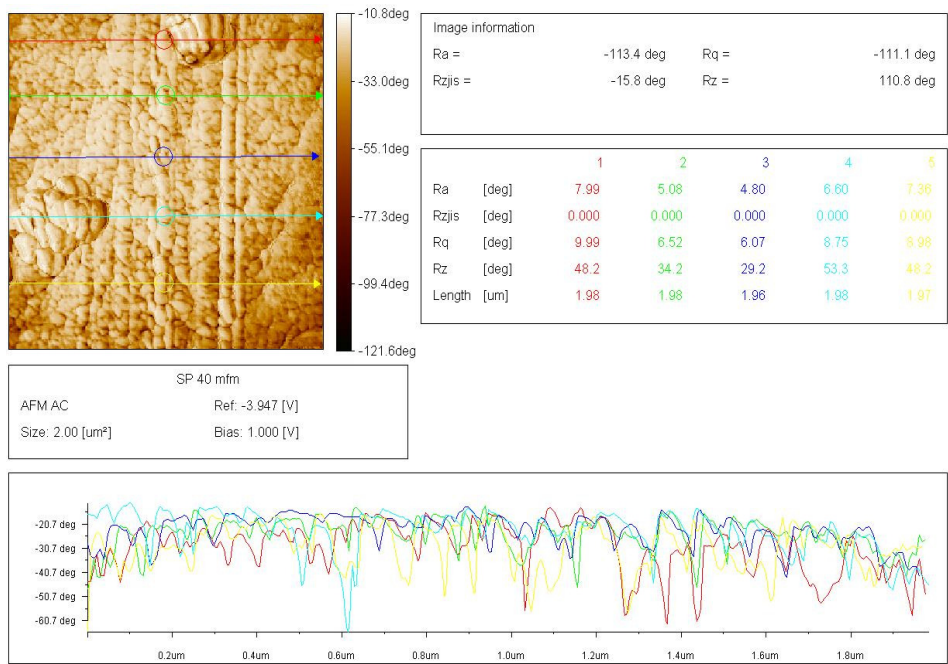


Slika 6.27. Topografija materijala C, sa 5 profila

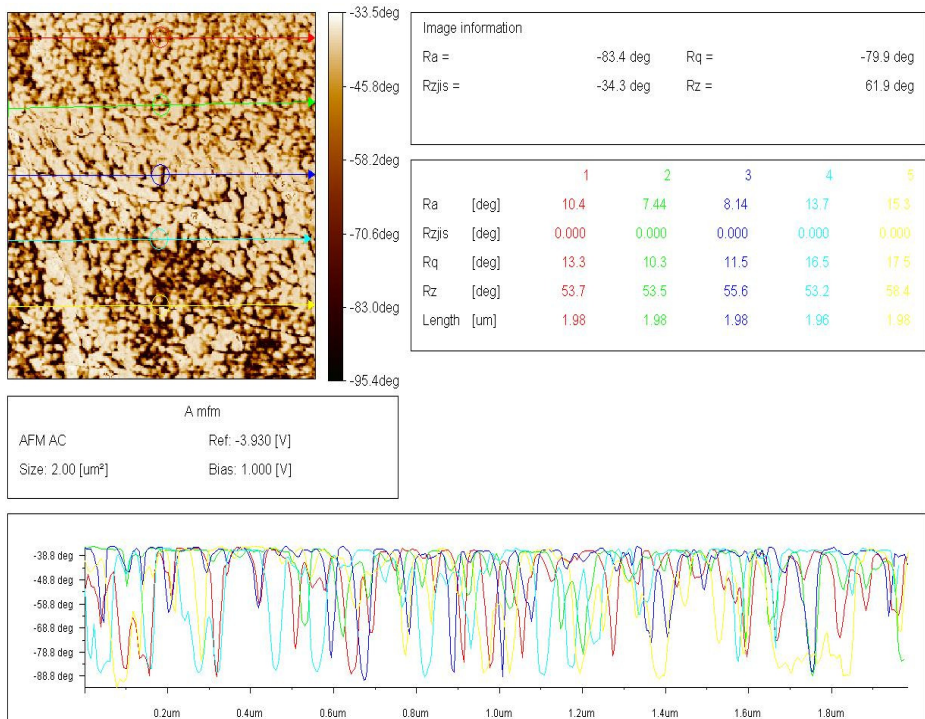
Gradijent magnetnog polja

Na slikama od 6.28. do 6.31. prikazani su gradijenti magnetnog polja sva četiri materijala. Snimci su rađeni, isto kao i odgovarajući snimci topografija, u rezoluciji 256 x 256 piksela, na površini od 2 μ m x 2 μ m. Sa slika se takođe mogu dobiti podaci i o “hrapavosti” : Ra, Rq i Rzjis, ali treba imati u vidu da ovi podaci ne označavaju površinsku hrapavost, kao što je to sličaj na slikama topografije. Umesto promena visina površine uzorka, ovde se radi o promenama u magnetnom polju (gradijent magnetnog polja). Parametri: Ra, Rq i Rzjis su gradijenti magnetnog polja koji označavaju magnetizaciju materijala. Pozitivne vrednosti Ra označavaju materijal u kome dominiraju dijamagnetna svojstva, dok negativne pokazuju da u materijalu dominiraju paramagnetne osobine.

Na slici 6.28. dat je gradijent magnetnog polja materijala SP-40, sa izdvojenih 5 linija profila. Može se videti da u ovom merenju fazni pomeraji prouzrokovani promenom krutosti kantilevera, usled izloženosti magnetnim silama, počinju na -10,8°, dok je maksimalni fazni pomeraj -121,1°. Magnetizacija data preko Ra iznosi - 113,4° a preko Rz je 110.8°.

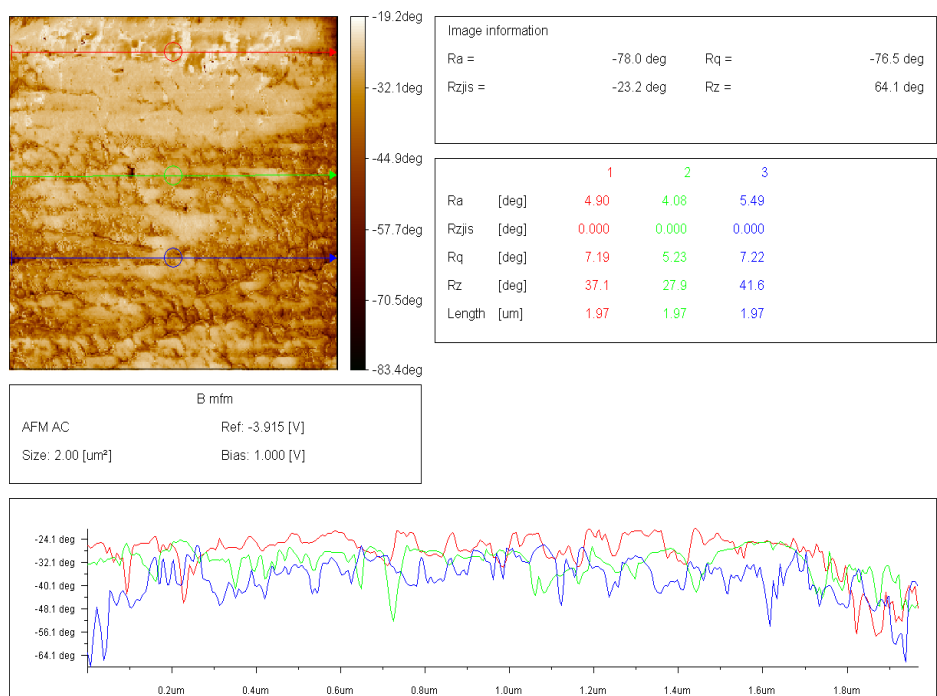


Slika 6.28. Gradijent magnetnog polja SP40, sa 5 profila

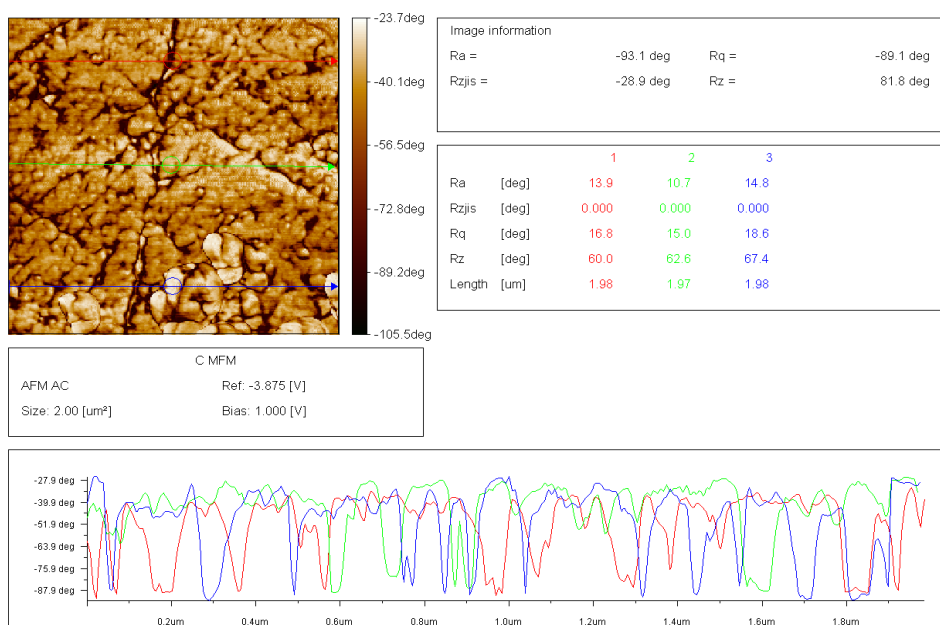


Slika 6.29. Gradijent magnetnog polja A, sa 5 profila

Na slici 6.29. dat je gradijent magnetnog polja materijala A sa izdvojenih 5 linija profila. Može se videti da u ovom merenju fazni pomeraji počinju na $-33,5^\circ$, dok je maksimalni fazni pomeraj $-95,4^\circ$. Magnetizacija data preko Ra je $-83,4^\circ$ a preko Rz je $61,9^\circ$.



Slika 6.30. Gradijent magnetnog polja B, sa 5 profila



Slika 6.31. Gradijent magnetnog polja C, sa 5 profila

Na slici 6.30. dat je gradijent magnetnog polja materijala B, sa izdvojenih 5 linija profila. U odnosu na materijal A, maksimalni fazni pomeraj je nešto niži i iznosi $-83,4^\circ$, a minimalni fazni pomeraji počinju, pod značajno manjim uglom, na $-19,2^\circ$. Magnetizacija

data preko Ra je najmanja od svih materijala i iznosi $-78,0^\circ$, a preko Rz ima približnu vrednost kao i materijal A i iznosi 64,1.

Gradijent magnetnog polja materijala C, sa izdvojenih 5 linija profila, dat je na slici 6.31. Maksimalni fazni pomeraj je nešto manji od osnovnog materijala, ali je najveći od svih nanofotonskih materijala i iznosi $-105,5^\circ$. Minimalni fazni pomeraji počinju pod uglom od $-23,7^\circ$. Magnetizacija data preko Ra je, takođe, manja nego kod SP-40, ali najveća od svih nanofotonskih materijala i iznosi $-93,1^\circ$. Isti odnos prema ostalim materijalima ima i Rz i iznosi 81,8.

Diskusija

Uporedni prikaz vrednosti različitih parametara dobijenih merenjem topografije i gradijenta magnetnog polja, za sva četiri materijala, dat je u tabeli 6.13.

Tabela 6.13. Koeficijenti topografije i magnetnog polja za materijale SP-40, A, B i C

Materijal	Topografija [nm]				Gradijent magnetnog polja [°]			
	Ra	Rq	Rzjis	Rz	Min angle	Max angle	Rz	Ra
SP40	23.4	36.1	234.1	331.8	-10.8	-121.6	110.8	-113.4
Uzorak A	13.9	16.9	96.7	105.8	-33.5	-95.4	61.9	-83.4
Uzorak B	7.23	8.97	54.9	57.4	-19.2	-83.4	64.1	-78.0
Uzorak C	9.19	15.1	135.9	157.2	-23.7	-105.5	81.8	-93.1

Sa topografija svih uzoraka, u tabeli su predstavljeni sledeći parametri: *Ra* – prosečna hrapavost; *Rq* – Hrapavost računata metodom najmanjih kvadrata; *Rzjis* – hrapavost preko srednje vrednosti 5 maksimuma i 5 minimuma i *Rz* – maksimalna visina površine uzorka.

Sa slika gradijenta magnetnog polja svih uzoraka predstavljene su sledeće vrednosti: *Min angle* - najmanji ugao faznog pomeraja pod uticajem magnetnih sila; *Max angle* - najveći ugao faznog pomeraja pod uticajem magnetnih sila; *Rz* – najveća razlika uglova faznih pomeraja i *Ra* – prosečno odstupanje od srednje linije gradijenta magnetnog polja.

Analizom rezultata topografije možemo zaključiti sledeće :

Bazni materijal SP-40 ima najveće vrednosti za sva četiri parametra (R_a , R_q , R_{zjs} i R_z) u odnosu na ostale materijale. Možemo ga okarakterisati kao materijal sa najvećom hrapavošću. To znači da ima najveću prosečnu hrapavost ($R_a = 23,4$ nm), poseduje regije sa najvećom visinom neravnina (333,8 nm). Tri nanofotonska materijala (A, B i C) imaju znatno manju hrapavost i uniformniju strukturu, sa manje izraženim visinskim razlikama u topografiji. To pokazuju i vrednosti njihovih koeficijenata R_a , R_q , R_{zjs} i R_z . Posle baznog materijala, najveću hrapavost ima materijal A, čija prosečna hrapavost iznosi 13,9 nm, a slede materijal C i na kraju materijal B, čiji su svi parametri hrapavosti manji.

Rezultati merenja gradijenta magnetnog polja pokazuju sledeće :

Može se zaključiti, po negativnim uglovima faznih pomeraja, da svi materijali iskazuju paramagnetna svojstva. Najveći gradijent magnetnog polja iskazuje bazni materijal ($R_z = 110,8^\circ$), sledi materijal C ($R_z = 81,8^\circ$), dok znatno manji gradijent imaju materijali A ($R_z = 61,9^\circ$) i B ($R_z = 64,1^\circ$). Ovo bi značilo da je bazni materijal „magnetno najdinamičniji”, odnosno da je SP-40 najveći paramagnetik, a slede materijali C, B i na kraju A. Zaključak bi bio da fuleren C_{60} i njegovi derivati „uravnotežuju” magnetičnost baznog materijala. Može se reći da nanofotonski materijal A ima „najveću ravnoteženost magnetnog polja” ili da je on najviše „magnetno homogenizovan” ili „magnetno harmonizovan”, jer je kod njega opseg gradijenta magnetnog polja najmanji. U poređenju sa baznim materijalom, to možemo reći i za nanofotonske materijale B i C.

Zaključak

Kvalitet ispoliranih površina, izražen njihovom hrapavošću (topografijom), za sva četiri materijala, u potpunosti zadovoljava standarde za proizvodnju kontaktnih sočiva. Kao što je pokazano, ni na jednom uzorku ne postoje regije sa neravninama čije su visinske razlike veće od 350 nm. To znači da će sve neravnine, i na baznoj i na frontalnoj površini kontaktnog sočiva, biti „izravnane“ suzним filmom čim sočivo postavimo na rožnjaču, odnosno da taj nivo neravnina neće uticati ni na refrakciju ni na udobnost nošenja.

Pozitivan rezultat ovih istraživanja je svakako činjenica što je pokazano da prisustvo nanopartikula fulerena ne umanjuje kvalitet površina nanofotonskih kontaktnih sočiva u

poređenju sa sočivima proizvedenim od osnovnog materijala SP-40. Naprotiv, rezultati pokazuju suprotno – da se kod sočiva proizvedenih od materijala A, B ili C dobijaju površine sa manjom hrapavošću, što se može objasniti činjenicom da su molekuli fullerena manjih dimenzija od monomera i da se njihovim uključivanjem u strukturu materijala SP-40 dobilo bolje uređenje polimera osnovnog materijala.

Sve ovo može da ima pozitivne efekte u budućoj komercijalizaciji nanofotonskih materijala:

- Ako imamo u vidu da su merenja hrapavosti rađena posle poliranja, ali za sve uzorke pod istim uslovima, možemo zaključiti da je sličan odnos visine neravnina bio i posle rezanja. Ovo bi značilo da, kod nanofotonskih materijala, možemo očekivati značajno skraćanje vremena poliranja, a samim tim i optimizaciju troškova proizvodnje.

- Nesumljivo da dalja istraživanja treba usmeriti i ka višem cilju – istraživanju mogućnosti za proizvodnju nanofotonskih kontaktnih sočiva „bez poliranja“. Ovo je inače trend u oblasti proizvodnje sočiva i brojna su istraživanja u tom pravcu. Prvi rezultati su već postignuti zahvaljujući razvoju novih dvo-osnih strugova za rezanje kontaktnih i intraokularnih (IOL) sočiva. Tehnologija „dvo-osnog“ rezanja (ekvivalentno erozimat) i podizanje performansi samog struga već donose rezultat, u smislu dobijanja rezanih površina sa smanjenom hrapavošću. Razvijaju se i prateće tehnologije, koje doprinose podizanju kvaliteta rezane površine, kao što je ubrizgavanje terpentina u vidu „magle“ u prostor rezanja. Problem kod uvođenja ovih novih tehnologija je svakako visoka cena.

Pojavom novih materijala, koji bi već svojim fizičko- hemijskim osobinama obezbeđivali manju hrapavost rezanih površina, bio bi značajan doprinos razvoju tehnologija rezanja sočiva.

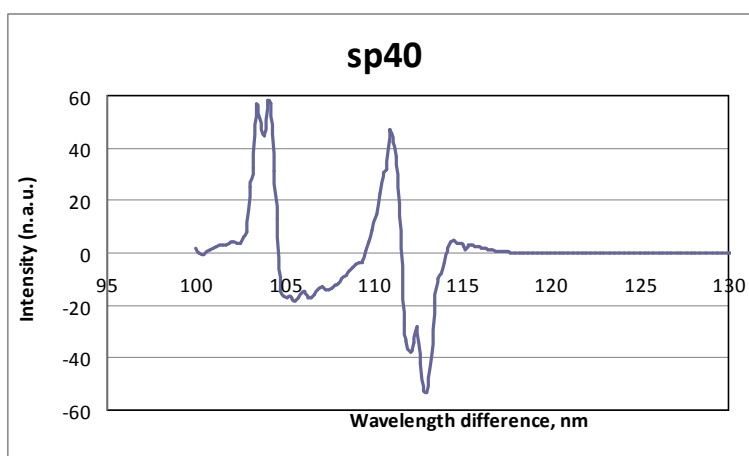
Proizvodnja sočiva „bez poliranja“ u odnosu na proizvodnju „sa poliranjem“, osim nesumljivih ušteda u vremenu potrebnom za proizvodnju, kao i u repro-materijalu, ima još jednu značajnu prednost: Pri rezanju, dijamantski alati se troše. Obično, radni vek jednog alata, između dva oštrenja, je oko 6 – 7.000 prolaza, odnosno 800 do 1.000 izrezanih površina. Kako se alat vremenom tupi, rezanjem dobijamo sve hrapaviju površinu. To bi značilo da, u zavisnosti od istrošenosti alata, treba podešavati i vreme poliranja, što bi komplikovalo sam proces proizvodnje. Proizvođači se zato opredeljuju za neko srednje vreme poliranja i time svesno prihvataju da sva sočiva neće imati isti kvalitet obrađenih-

ispoliranih površina. Proizvodnjom „bez poliranja“ obezbedila bi se veća repetitivnost proizvoda.

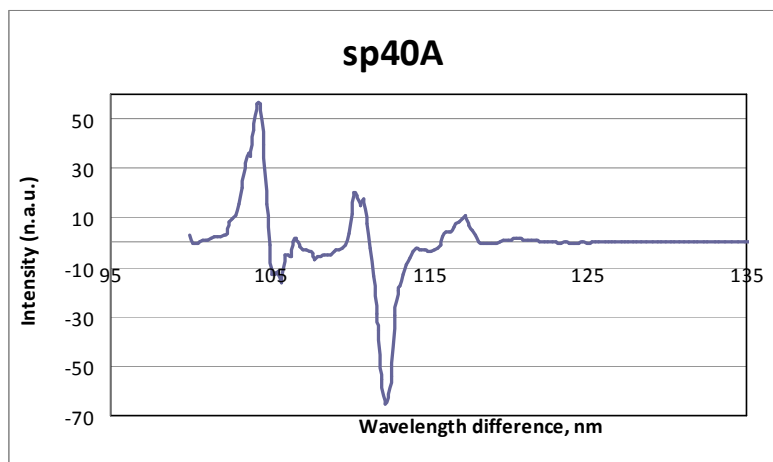
6.2.2. Opto-magnetna spektroskopija

Postupak opto-magnetne spektroskopije je sproveden u potpunosti kako je to opisano u poglavlju 5.2. Snimana su gotova kontaktna sočiva proizvedena od sva četiri materijala. Pošto su analizirana 4 uzorka, dobijeno je 40 slika, od kojih je 20 slikano belom svetlošću, a 20 polarizovanom. Dobijene slike su obrađene u programu Photoshop. Na slikama su odabrane regije za obradu, i to onaj deo koji nema senki. Slike su isečene (kropovane) na veličinu 250 x 250 piksela. Posle kropovanja slike su obrađene u programu Matlab, a dobijeni rezultati su predstavljeni dijagramima, na kojima se uočavaju karakteristične vrednosti talasnih dužina i inteziteta.

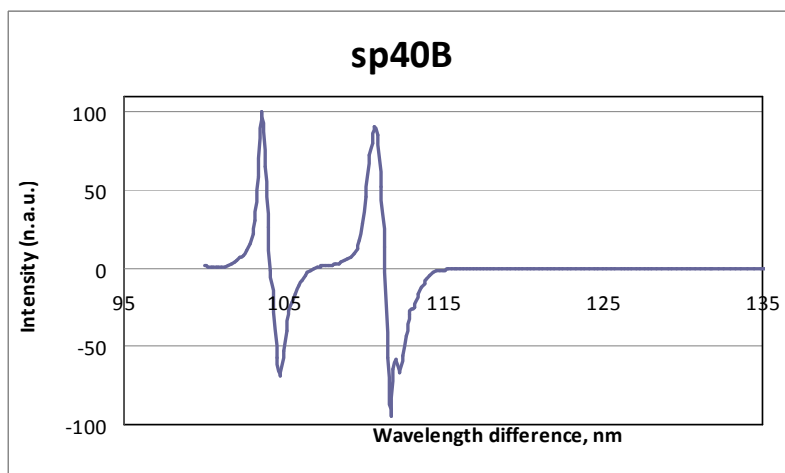
Na slikama od 6.32. do 6.35. dati su dijagrami magnetnog odziva koji su dobijeni obradom rezultata, za bazni materijal SP-40 i nanofotonske materijale A, B i C, na osnovu kojih je moguće izvršiti kvalitativnu karakterizaciju površinskih struktura sva četiri materijala.



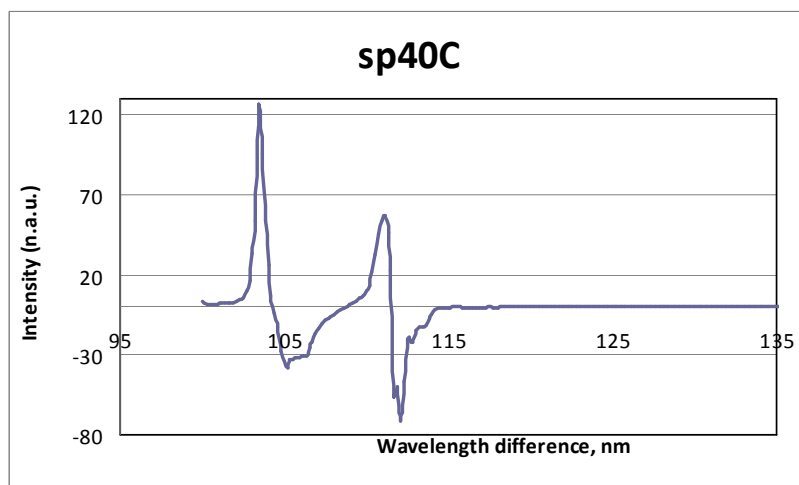
Slika 6.32. OMS – bazni materijal SP-40



Slika 6.33. OMS – materijal A



Slika 6.34. OMS – materijal B



Slika 6.35. OMS – materijal C

Kod kontaktnog sočiva od standardnog materijala javljaju se četiri pika, tri pozitivna i jedan negativan. Prosečne talasne dužine i amplitude prvog, drugog i trećeg pozitivnog pika su : 103,4/56,1 ; 104,2/56,6 i 110,9/46,3 respektivno, kod negativnog pika je 112,1/-37,8 i 113,1/-52,8.

Kod kontaktnog sočiva od materijala A, talasne dužine i amplitude pozitivnih pikova su 104,4/55,8 i 110,2/11,4, a negativnog pika 112,3/-55,3.

Kod kontaktnog sočiva od materijala B, javljaju se pozitivni pikovi na 103,4/58,1 i 110,5/80,5, a negativni na 104,6/-57,5 i 111,5/-56,9.

Kod kontaktnog sočiva od materijala C, pozitivni pikovi su na 103,4/125,6 i 110,9/54,2, a negativni na 105,1/-33,7 i 112,16/-71,7.

Na osnovu ovih rezultata mogu se izvesti sledeći zaključci :

- Talasne dužine pikova kod kontaktnog sočiva od standardnog materijala i sočiva od materijala B i C su gotovo podudarne, ali se amplitude pikova razlikuju i do 68 jedinica. Kod sočiva od materijala A, talasne dužine se razlikuju u odnosu na ostala tri materijala za približno 1,2 nm. Materijali B i C imaju vrlo slične karakteristike.
- Pikovi se, u slučaju sva četiri materijala javljaju na talasnim dužinama u opsegu od približno 103 do 113 nm, dok inteziteti imaju nešto veće varijacije.
- Opto- magnetna spektroskopija je kvalitativna, a ne kvantitativna metoda, koja se koristi za karakterizaciju površinskih struktura materijala. Dubina ispitivane oblasti zavisi od providnosti uzorka i kreće se u opsegu od nekoliko nanometara do nekoliko milimetara. Sa prikazanih dijagrama možemo zaključiti da su karakteristike sva četiri materijala slične, uz određene razlike u talasnim dužinama i intezitetima na kojima se javljaju pikovi. Ipak se uočava to da dijagrami za nanofotonske materijale A, B i C imaju „glatku“ strukturu, bez sitnih i naglih promena, kao što je to slučaj sa osnovnim materijalom SP-40. Ovo takođe ukazuje na harmonizaciju elektromagnetnih talasa, kojoj doprinose dopirani fulereni i njihovi derivati

6.3. Optička snaga i kvalitet lika nanofotonskih kontaktnih sočiva

Pojam optičke snage i kvaliteta lika su detaljnije objašnjeni u poglavlju 5.3. Optička snaga kontaktnog sočiva je uslovljena tipom i veličinom refrakcione anomalije koju treba korigovati :

- *Miopija* (kratkovidost) se koriguje rasipnim – divergentnim kontaktnim sočivima, negativne optičke snage.
- *Hipermetropija* (dalekovidost) se koriguje sabirnim – konvergentnim kontaktnim sočivima, pozitivne optičke snage.
- *Astigmatizam* se koriguje toričnim - sferocilindričnim kontaktnim sočivima, pozitivne ili negativne optičke snage, u zavisnosti od tipa astigmatizma.
- *Prezbiopija* (staračka dalekovidost) se koriguje sabirnim – konvergentnim kontaktnim sočivima, pozitivne optičke snage ili, ako je potrebna istovremena korekcija i miopije ili hipermetropije, tada možemo koristiti i tzv. multifokalna ili progresivna sočiva.

Sva se ova sočiva proizvode u različitim optičkim dizajnama (geometrijama), kombinacijom optičkih i perifernih krivina, koje mogu biti sferične i asferične. Postoje i specijalne geometrije kontaktnih sočiva, koje se koriste u korekciji drugih anomalija vida, kao što su: sočiva za keratokonus, orto-keratološka sočiva, skleralna sočiva i dr.

Prilikom oftalmološkog pregleda, lekar specijalista oftalmolog – kontaktolog, određuje (prilagođava – fituje) odgovarajuće kontaktno sočivo. To sočivo je, geometrijom svoje bazne površine, prilagođeno obliku rožnjače pacijenta, a geometrijom frontalne površine definisana je njegova optička snaga (znak i veličina). Oftalmolog izdaje recept sa svim potrebnim podacima (materijal, geometrija, bazni radijus, prečnik i optička snaga), na osnovu koga proizvođač pristupa proizvodnji određenog kontaktnog sočiva. U postupku završne kontrole vrši se provera svih parametara sočiva, definisanih receptom. Optička snaga se kontroliše, u najvećem broju proizvodnih laboratorija, analognim ili digitalnim *fokometrom* (*lensmetrom*), a za preciznija i kompletnija merenja koristi se, u specijalizovanim laboratorijama, digitalni *topograf optičke snage*.

Kontrola kvaliteta lika, merenjem aberacija, nije predviđena standardnom procedurom završne kontrole kontaktnih sočiva. Ova kontrola se vrši u specijalizovanim laboratorijama koje su opremljene *aberometrom*.

Deo istraživanja, za potrebe ovog rada, obavljena su u laboratoriji za završnu kontrolu kompanije Optix u Zemunu, a deo u kompanijama ROTLEX iz Izraela i LAMBDA – X iz Belgije. U Optix-u, za merenje optičke snage, korišćen je digitalni fokometar marke *Nidek LM – 990*, a za određivanje mape optičke snage uređaj *Rotlex CONTEST Plus*. Za merenje aberacija (Zernike polinoma) korišćeni su uređaji: *Contact lens power mapper and wavefront analyser*, marke NIMO TR 1504, proizvodnja kompanije LAMBDA–X i *Lens analyzer CONTEST CLAVER*, proizvodnja ROTLEX.

Uzorci (kontaktna sočiva) su proizvedeni u Optix d.o.o. Korišćena su 24 sočiva, po 6 od svakog materijala. U tabeli 6.14. dat je pregled uzoraka, po materijalu, optičkoj snazi i geometriji, a radi lakše prezentacije rezultata, uzorke smo obeležili od br.1 do br.24

Tabela 6.14. Specifikacija uzoraka

Materijal	SP-40				A				B				C			
Dizajn	Sf	Asf	Sf	Asf	Sf	Asf	Sf	Asf	Sf	Asf	Sf	Asf	Sf	Asf	Sf	Asf
Dioptriya	+3.0	-3.0	+3.0	-3.0	+3.0	-3.0	+3.0	-3.0	+3.0	-3.0	+3.0	-3.0	+3.0	-3.0	+3.0	-3.0
Uzorak br.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Dizajn	Torik				Torik				Torik				Torik			
Dioptriya	Sfera -3.0 Cilindar -3.25				Sfera -3.0 Cilindar -3.25				Sfera -3.0 Cilindar -3.25				Sfera -3.0 Cilindar -3.25			
Uzorak br.	17				18				19				20			
Dizajn	Progresiv				Progresiv				Progresiv				Progresiv			
Dioptriya	Sfera -3.0 Adicija + 1.75				Sfera -3.0 Adicija + 1.75				Sfera -3.0 Adicija + 1.75				Sfera -3.0 Adicija + 1.75			
Uzorak br.	21				22				23				24			

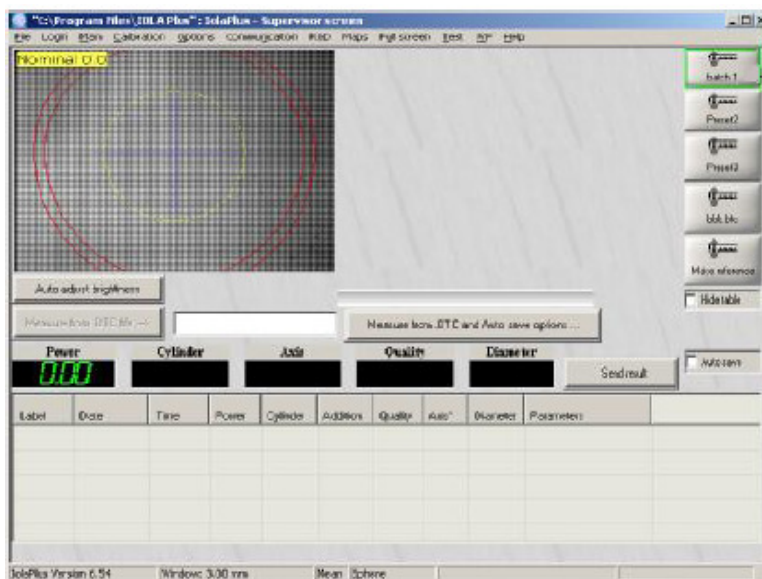
6.3.1. Optička snaga

Prva merenja optičke snage nanofotonskih kontaktnih sočiva predstavljena su u Diplomskom (M.Sc.) radu: Mirka M. Radovanovića, pod nazivom „*Merenje optičke snage nanofotonskih kontaktnih sočiva*“, mentora prof. dr Đure Koruge [85]. Analizirani su uporedni rezultati merenja optičke snage, za 8 kontaktnih sočiva (po 4 od svakog materijala), primenom mernih tehnika: digitalni fokometar i topograf snage.

Merenja su rađena na mapperu snage CONTEST Plus, koji je dizajniran tako da se na njemu mogu određivati mape snage, kontaktnih i intraokularnih sočiva, različitih geometrija: sfernih, asfernih, cilindričnih, toričnih i multifokalnih.

U radu je dat prikaz sledećih parametara: sferna snaga (mapa koja daje sfernu snagu u svakoj tački sočiva); histogram, koji pokazuje raspodelu snage u okruženju koje se testira; radijalni profil snage (grafikon koji pokazuje radijalni profil snage sočiva) i kvalitet samog sočiva, koji je određen bojom, obezbeđuje informacije o uniformnosti sočiva.

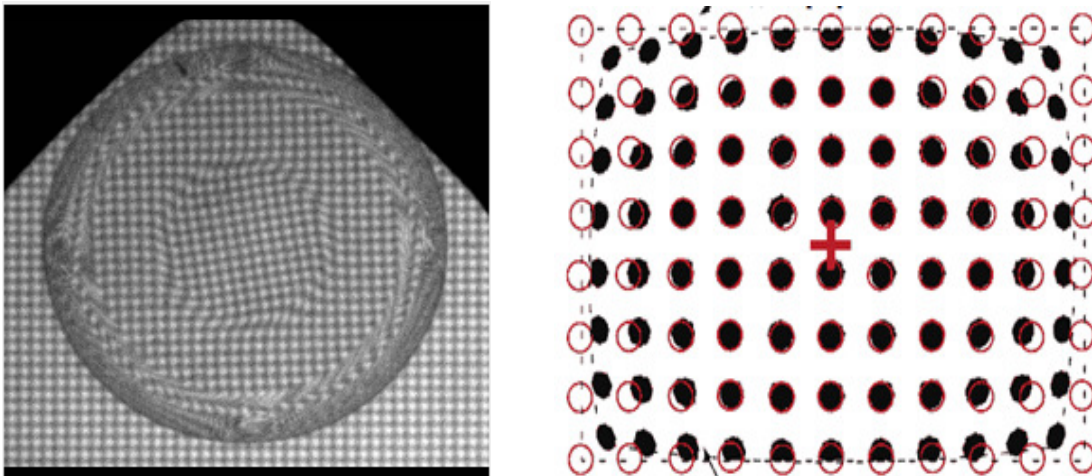
Specifikacija samog uređaja: opseg merene snage (-30D do +30 D); rezolucija (0.01 D); tačnost (0.5%); cilindar (do 6D) i vreme merenja od 4sek.



Slika 6.36. Izgled programa kada nema sočiva u kuvetici (mreža nije zakrivljena)

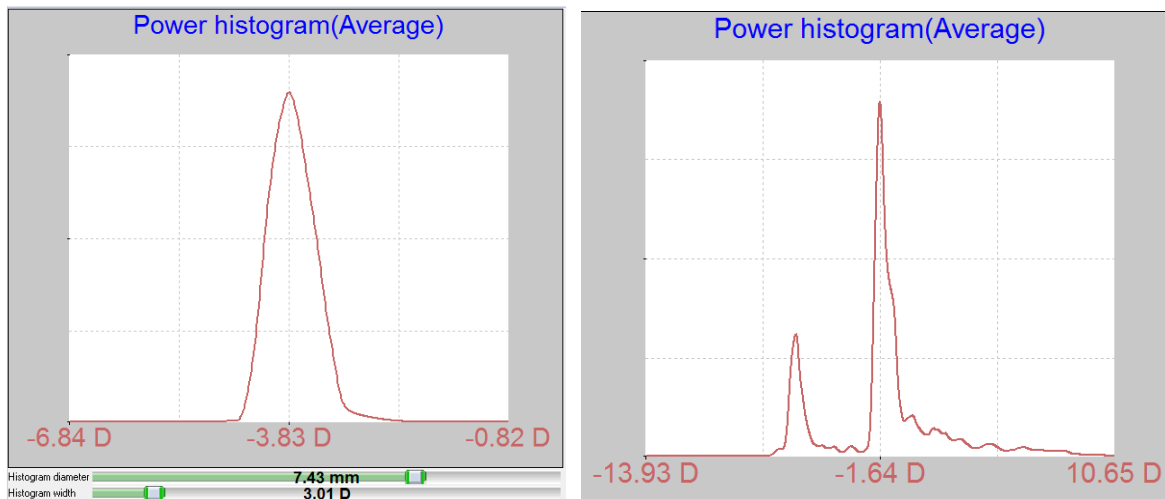
CONTEST Plus sistem je baziran na tehnologiji poznatoj još kao *Moiré Deflectometry*. Par rešetki je fiksiran na određenoj distanci. Kada zrak svetlosti prođe kroz ovakav par rešetki, na ekranu u programu se jasno vidi mreža. Kada nema sočiva (sočivo nije postavljeno u kuveticu za merenje), mreža ima pravilan izgled (slika 6.36.). Kada je uzorak postavljen u sistem, mreža se zakreće i takva slika se vidi na ekranu (slika 6.37.). Promena mreže zavisi od lokalne sferne i cilindrične snage sočiva. Zakrivljenost svake od rešetki se javlja usled različitih uvećanja sočiva, tj. distorzije.

Softver meri odstupanje realnog, u odnosu na referentni zrak, na h (apcisi) i u (ordinati), u svakoj tački pomenute mreže, i to čitavom površinom sočiva. Na osnovu ovih rezultata dobija se mapa snage celog sočiva (u svakoj tački), ali se može izračunati i prosečna snaga, ili prikazati željeni histogram, ili radijalni profil snage sočiva. Kvalitet se računa pod uslovom da su snage unutar sočiva uniformne. Periferija sočiva se takođe jasno vidi. Optička zona i periferija sočiva zajedno daju prečnik sočiva. Značajna je mogućnost izbora merenja optičke snage za zadati prečnik ulaznog otvora.



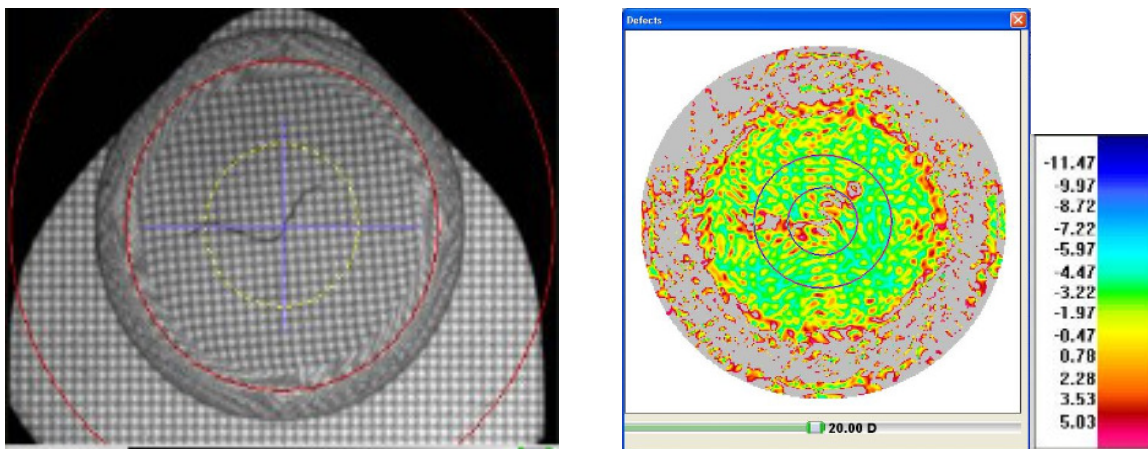
Slika 6.37. Sočivo u kuvetici (levo) sa distorzijom slike (desno)

Mapa snage prikazuje optičku snagu, tačku po tačku, u zoni merenja. Histogram snage prikazuje raspodelu snage u prozoru u kome se vrši merenje. Što je vrh na histogramu strmiji (uži), to znači da je snaga sočiva uniformno raspodeljena. Histogram sa dva ili više vrhova signalizira da imamo više snaga. Slika 6.38. prikazuje kontaktna sočiva sa monofokalnom i bifokalnom snagom.



Slika 6.38. Histogram snage kod monofokalnog sočiva (levo) i bifokalnog sočiva (desno)

Radi lakšeg i slikovitijeg predstavljanja rezultata, određeni dijapazon snage je predstavljen određenom bojom. Program ima i opciju koja omogućuje otkrivanje defekata na optičkim površinama sočiva, kao na primeru sa slike 6.39. Defekt će uticati na vrednost snage u tim tačkama, što se uočava kroz različite boje na mapi snage.

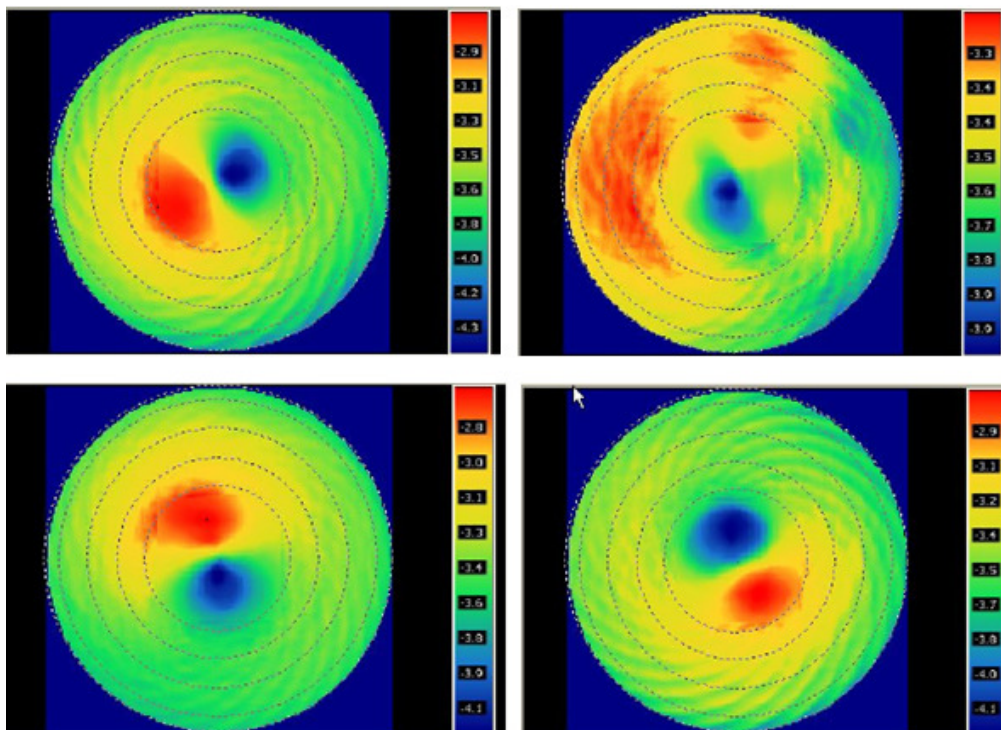


Slika 6.39. Defekt na sočivu

Rezultati

Cilj određivanja mape snage, u ovom radu, je bio da se istraži da li dopirani molekuli fullerena C_{60} ili njegovih derivata, utiču na optičku homogenost, tj. promenu indeksa prelamanja u pojedinim zonama sočiva, što bi se nesumnjivo odrazilo na nehomogenost optičke snage po površini sočiva – slično defektu na slici 6.39.

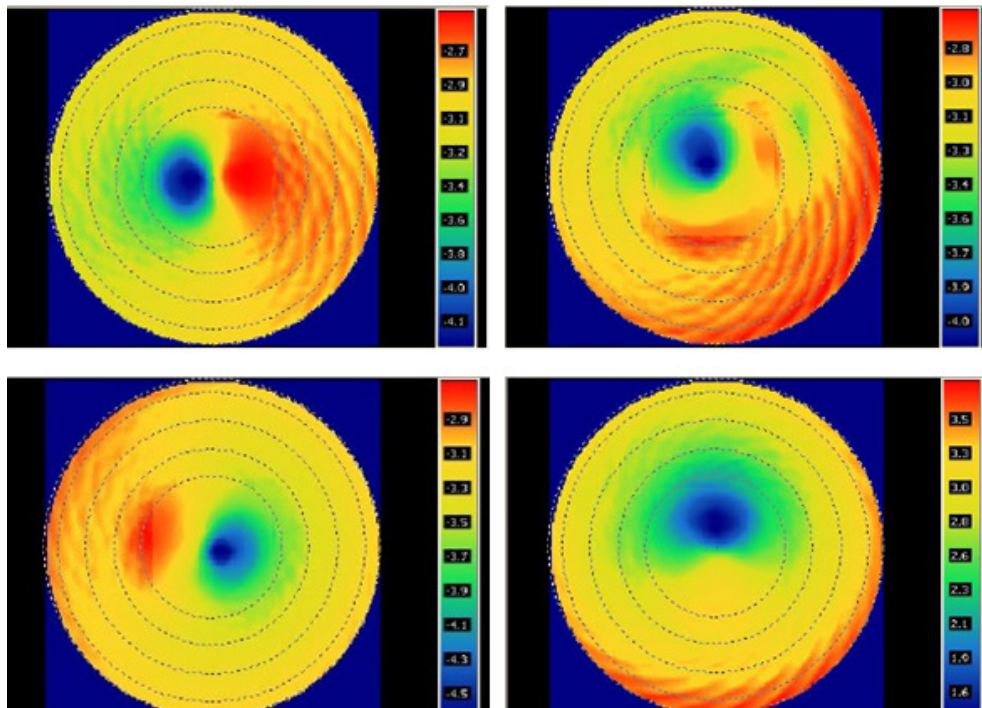
Na slici 6.40. data je mapa snage za četiri sferična kontaktna sočiva, snage + 3D, proizvedenih od materijala SP-40, A, B i C. Na sva četiri crteža se zapaža, u prostoru optičke zone od 6 mm, prisustvo crveno – plave „leptir mašne“. Kao što se vidi na kolornoj skali desno, to su zone u kojima optička snaga nešto odstupa od nominalne: plava zona – nešto manja od + 3D, a crvena – nešto veća od + 3D. Ovo je neminovna posledica kinematike rezanja sfere. Sa povećanjem optičke snage sočiva, povećava se i zakrivljenost bazne površine, pa će i „leptir mašna“ biti izraženija.



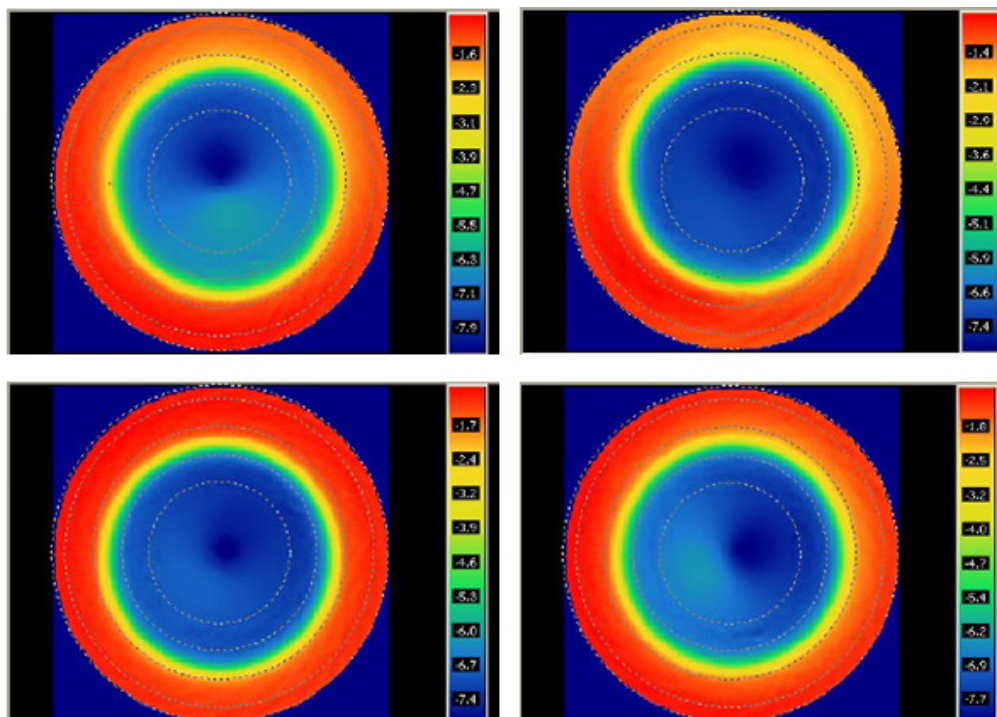
Slika 6.40. Mapa snage sfernih sočiva, od materijala: SP-40 (gore levo), A (gore desno), B (dole levo) i C (dole desno)

Sa slika se može zaključiti da se na sočivima od nanofotonskih materijala ne zapažaju zone optičke nehomogenosti. Čak se može zaključiti da je „leptir mašna“ kod ovih materijala nešto manje intezivna, što može da bude posledica manje hrapavosti površina ovih sočiva.

Na slici 6.41. date su mape snage četiri asferična sočiva, optičke snage + 3D, takođe proizvedena od sva četiri materijala: SP-40, A, B i C.



Slika 6.41. Mapa snage asferičnih sočiva, od materijala: SP-40 (gore levo), A (gore desno), B (dole levo) i C (dole desno)



Slika 6.42. Mapa snage multifokalnih sočiva, od materijala: SP-40 (gore levo), A (gore desno), B (dole levo) i C (dole desno)

Na osnovu slike 6.41., može se konstatovati sličan rezultat, kao i kod sočiva sa sfernom geometrijom, osim što se može zaključiti da je razlika u intezitetu „leptir mašni“ između nanofotonskih sočiva i sočiva od osnovnog materijala još manje izražena, što se može protumačiti kao posledica manje zakrivljenosti asferične u odnosu na sferičnu, frontalnu površinu sočiva, za istu optičku snagu.

Na slici 6.42. data je mapa snage za četiri progresivna kontaktna sočiva, sferne snage – 3D i adicije + 1,75D, proizvedenih od sva četiri materijala, na osnovu kojih se ne može zaključiti da postoje značajnije razlike.

Zaključak

Na osnovu rezultata dobijenih merenjem mape optičke snage, za kontaktna sočiva različitih geometrija, proizvedenih od osnovnog materijala SP-40 i nanofotonskih materijala A, B i C, može se zaključiti da prisustvo molekula fullerena C_{60} i njegovih modifikacija nije negativno uticalo na optičku homogenost novodobijenih materijala, što bi za posledicu moglo da ima nepravilnu i neravnomernu refrakciju svetlosti. Moglo bi se čak zaključiti da prisustvo nanočestica može donekle da „uravnoteži“ mapu snage, tako što će izrezane površine od nanofotonskih materijala imati manju hrapavost, samim tim i pravilniju geometriju, što može doprineti manjem rasipanju svetlosti na mikro i nano neravninama.

6.3.2. Optičke aberacije

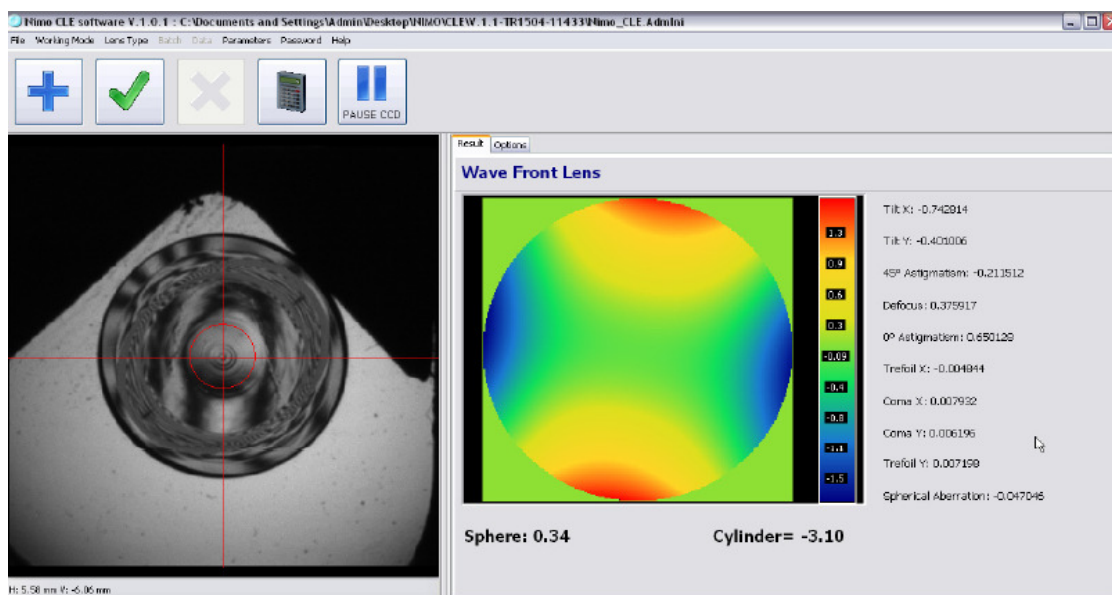
Pojam i definicija optičkih aberacija ukratko je data u poglavlju 5.5. Kontaktne sočiva, kao i svaki realni optički element, imaju određen nivo optičkih aberacija. U razmatranju aberacija kontaktnog sočiva polazimo od činjenice da je sočivo u službi korekcije određene refrakcione anomalije i da se ono stavlja na rožnjaču. Pošto je prostor između rožnjače i RGP sočiva ispunjen suznim filmom, čiji je indeks prelamanja približno jednak indeksu prelamanja kontaktnog sočiva, samo sočivo možemo smatrati delom „nove“ rožnjače. Naime, u optičkom smislu, kontaktno sočivo je optički element koji pridodajemo optičkom sistemu oka (rožnjača, očna vodica, očno sočivo, staklasto telo), na način da ono postaje sastavni deo rožnjače: kao da smo nadogradili rožnjaču – kao da je rožnjača dobila novu prednju površinu, drugačijeg radijusa krivine. Tako prednja površina sočiva postaje diopter sa najvećom optičkom moći u „novom“ optičkom sistemu oka i to je način kako se koriguje

vid, odnosno kako se menja otička moć celog oka, kada za korekciju koristimo kontaktno sočivo. To je princip korekcije refrakcionih anomalija, koji se primenjuje i u refraktivnoj hirurgiji kada se, najčešće laserom, vrši promena zakrivljenosti prednje površine rožnjače.

Oko kao optički sistem ima svoje aberacije i one svakako utiču na kvalitet našeg vida. Kažemo, aberacije oka su ugrađene u našu svakodnevnu vizuelnu percepciju i, u odnosu na to, mi posmatramo aberacije kontaktnog sočiva, kao optičkog elementa koji pridodajemo oku. Da bi se ovo sagledalo na pravi način, optimalno istraživanje bi podrazumevalo mogućnost da možemo meriti aberacije oka bez kontaktnog sočiva i njegovu vidnu oštrinu (vizus), a zatim to isto sa postavljenim kontaktnim sočivom. Ovo podrazumeva *in vivo* istraživanje, koje nije bilo moguće sprovesti u vreme izrade ove disertacije i to je svakako pravac daljih istraživanja u Projektu III 45009, čiji je sastavni deo ova disertacija. Za merenje aberacija oka, bez i sa kontaktnim sočivom, treba koristiti savremene *aberometre*, koji mere aberacije na principu analize talasnog fronta.

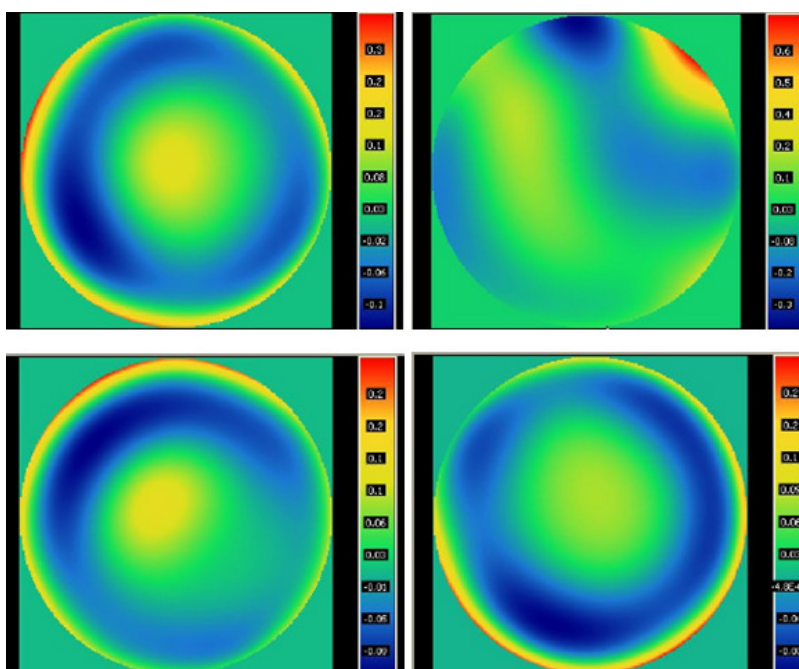
Za potrebe ovog rada, primenjena su *in vitro* merenja aberacija kontaktnih sočiva u laboratorijskim uslovima, bez postavljanja na oko. Ovo je važno istaći jer će sočivo na oku dobiti, i sa prednje i sa zadnje strane, naslagu suznog filma, koja će uticati na njegovu konačnu refrakciju kao i na aberacije. To znači, da rezultate ovih istraživanja možemo samo razmatrati u svetlu pravca uticaja aberacija kontaktnog sočiva na ukupne aberacije oka. Imajući u vidu temu rada, od interesa je sagledati aberacije sočiva proizvedenih od osnovnog materijala SP-40 i materijala A, B i C. Kao merna oprema korišćeni su uređaji *Rotlex CONTEST Plus* i NIMO TR 1504, koji primenjuju metodu analize talasnog fronta (metoda i oprema opisani u poglavlju 5.5.). Imajući u vidu definiciju talasnog fronta i činjenicu da su talasne aberacije predstavljene razlikom između realnog i referentnog (sfernog) talasnog fronta, razumljivo je da ta razlika u sebi sadrži, osim onoga što smo u poglavlju 5.5. definisali kao geometrijske aberacije (sferna, koma, astigmatizam, distorzija, krivina polja + aberacije višeg reda) i *defokus*, odnosno veličinu optičke snage samog kontaktnog sočiva.

Na slici 6.43. dat je prikaz rezultata merenja talasnih aberacija jednog kontaktnog sočiva sa izdvojenim vrednostima Zernike polinoma, koji predstavljaju pojedine geometrijske aberacije, kao i aberacije višeg reda. Kao što prikaz pokazuje, defokus je posebno izdvojen kao vrednost koja korespondira sa optičkom snagom sočiva.

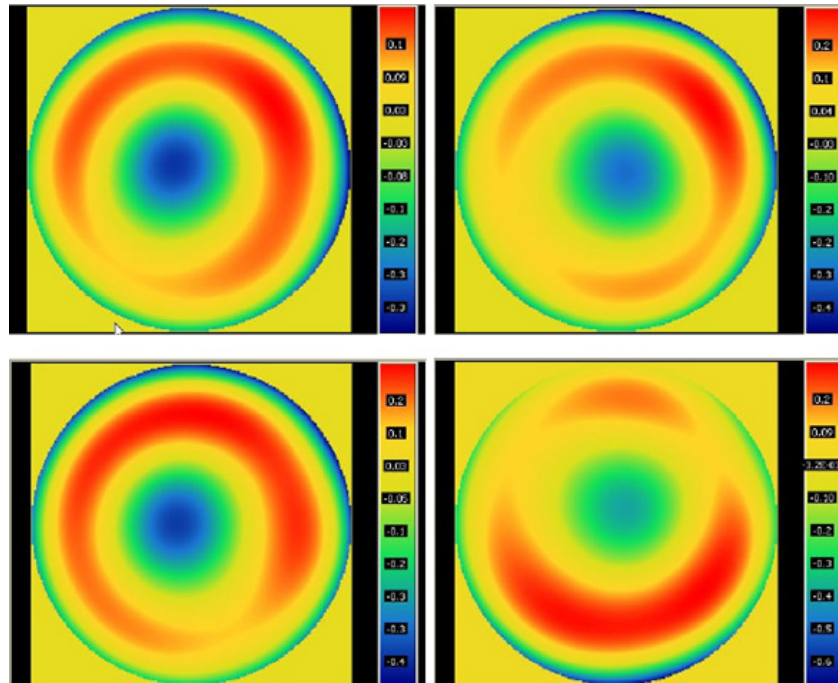


Slika 6.43. Prikaz talasnih aberacija i Zernike polinoma

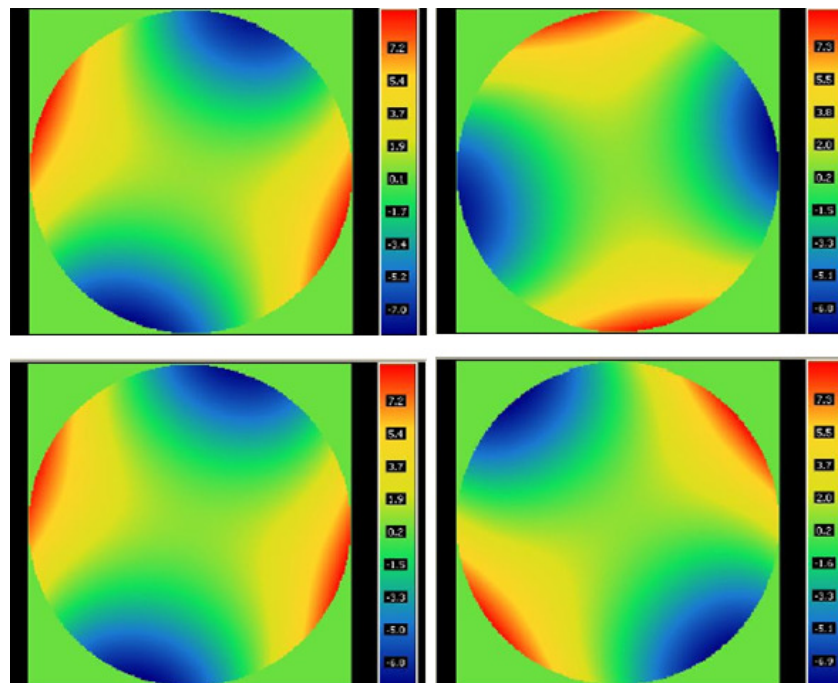
Na slikama od 6.44. do 6.47., dati su prikazi talasnih aberacija različitih geometrija kontaktnih sočiva (sfernih, asfernih, toričnih i progresivnih) izrađenih od osnovnog materijala SP-40 i nanofotonskih materijala A, B i C



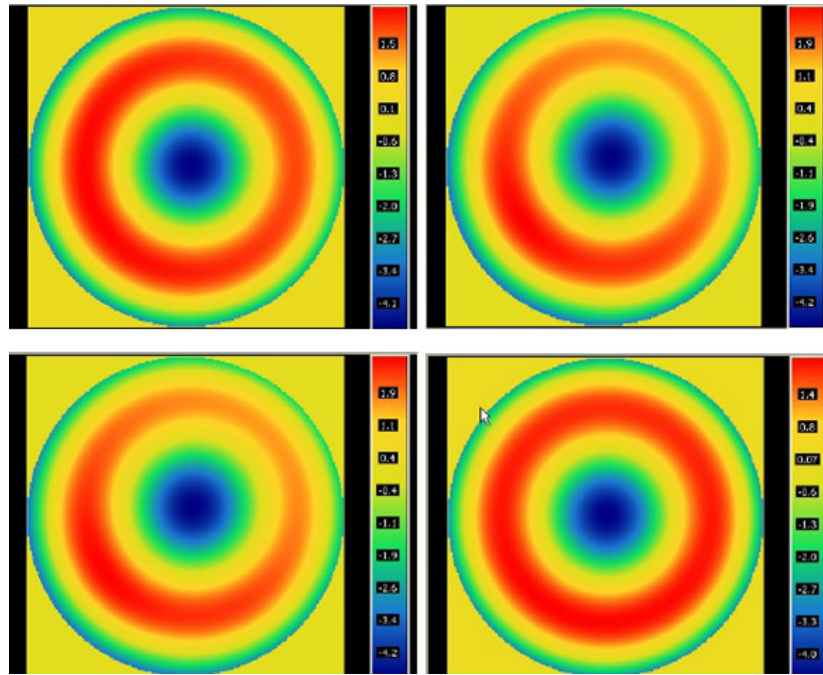
Slika 6.44. Talasne aberacije sfernih sočiva od materijala SP-40 (gore levo), materijala A (gore desno), materijala B (dole levo) i materijala C (dole desno)



Slika 6.45. Talasne aberacije asferičnih sočiva od materijala SP-40 (gore levo), materijala A (gore desno), materijala B (dole levo) i materijala C (dole desno)



Slika 6.46. Talasne aberacije toričnih sočiva od materijala SP-40 (gore levo), materijala A (gore desno), materijala B (dole levo) i materijala C (dole desno)



Slika 6.47. Talasne aberacije progresivnih sočiva od materijala SP-40 (gore levo), materijala A (gore desno), materijala B (dole levo) i materijala C (dole desno)

U tabelama od 6.15. do 6.18., u PRILOG-u D, date su vrednosti defokusa, kao i Zernike polinoma, tj osnovnih geometrijskih aberacija i aberacija višeg reda (do četvrtog reda), za kontaktna sočiva proizvedena od baznog materijala SP-40 i nanofotonskih materijala A, B i C, u sfernoj i asferičnoj geometriji, za optičke snage - 3D i + 3D.

U tabelama od 6.19. do 6.22., u PRILOG-u D, date su vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala SP-40, A, B i C, u toričnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Cilindar – 3.25D.

U tabelama od 6.23. do 6.26., u PRILOG-u D, date su vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala SP-40, u progresivnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Adicija +1,75D.

Ukupnom analizom Zernike polinoma, u tabelama od 6.15. do 6.26., u PRILOG-u D, može se zaključiti da postoje izvesna odstupanja, kako u vrednosti pojedinih koeficijenata (abercija) tako i u njihovim zbirovima. Isti zaključak važi za sve posmatrane geometrije. Kao što je konstatovano u uvodu ovog poglavlja, konačan zaključak o potencijalnom uticaju čestica fulerena na optičke aberacije, moguće je doneti tek posle *in vitro* testova i merenja aberacija optičkog sistema oka sa i bez kontaktnih sočiva.

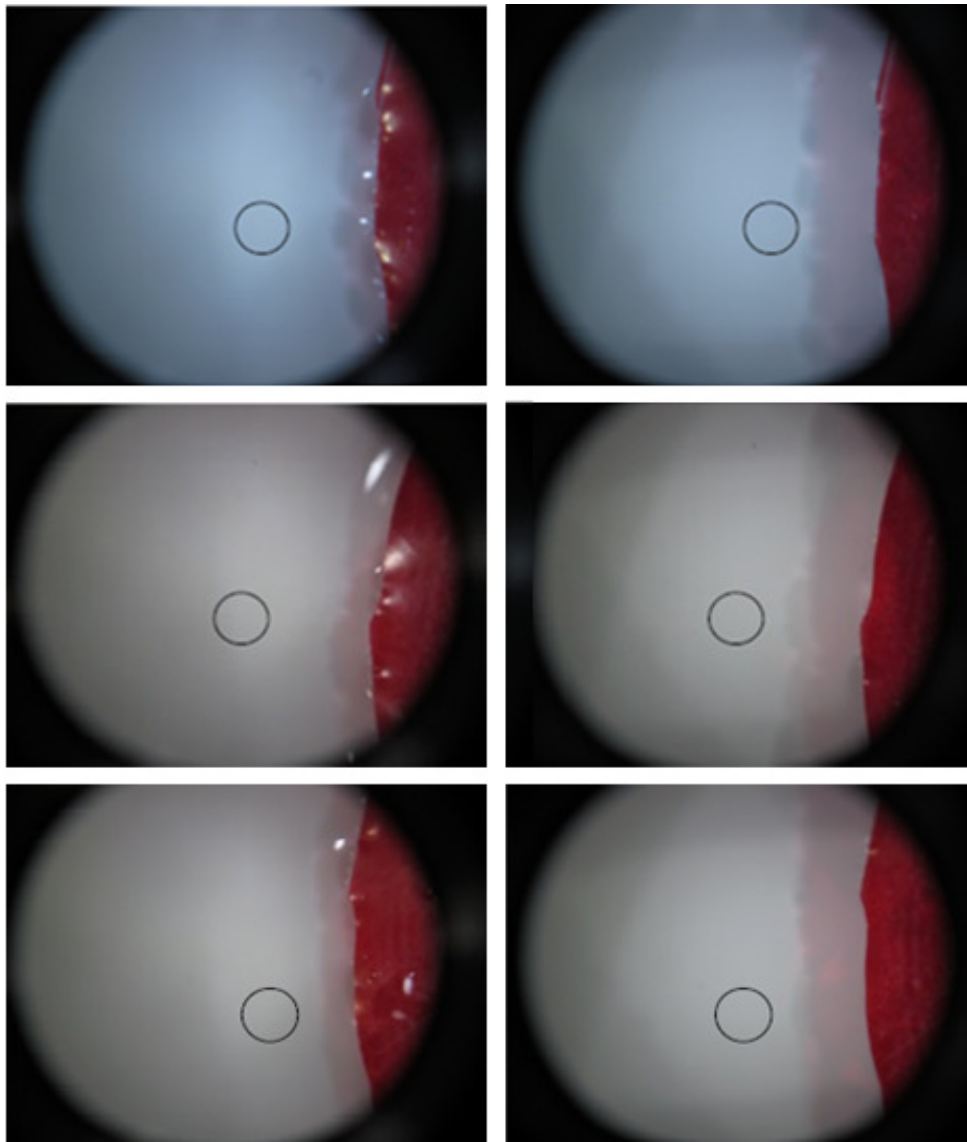
6.4. Preliminarna ispitivanja biokompatibilnosti nanofotonskih kontaktnih sočiva

6.4.1. Uticaj nanofotonskih sočiva na biološke tečnosti

Prva preliminarna ispitivanja biokompatibilnosti nanofotonskih kontaktnih sočiva, koja su predmet ove disertacije, predstavljena su u Diplomskom (M.Sc.) radu, dipl. ing. Marije M. Tomić, pod nazivom „Istraživanje uticaja klasičnog i fulerenskog kontaktnog sočiva na biološke tečnosti pomoću optomagnetne spektroskopije“, mentora prof. Đure Koruge [86]. U ovom istraživanju korišćena su po tri uzorka kontaktnih sočiva od različitih materijala: bazni materijal – Soleko™ (SP-40™), materijal A - bazni materijal dopiran fulerenom C₆₀(SP-40+C₆₀) i materijal B - bazni materijal dopiran fulerenom C₆₀(OH)₂₄ (SP-40+C₆₀(OH)₂₄). Za ispitivanje biokompatibilnosti korišćene su tri vrste bioloških tečnosti koje imaju sličan sastav kao suzni film: aqua purificata, fiziološki rastvor i veštačke suze. Aqua purificata, iz laboratorije Pharma product, je voda za piće prečišćena dvostrukom reverznom osmozom. Fiziološki rastvor, *Natrii Chloridi infundibile* 0.9%, je iz kompanije Hemofarm. Kao veštačke suze korišćene su *Refresh Contacts* kapi, proizvođača Allergan.

Metoda

Postupkom opto-magnetne spektroskopije (OMS), svaki uzorak sniman je 10 puta, belom i reflektovanom polarizovanom svetlošću, pomoću aparata NL-B53, u rezoluciji od 1 nm u plavoj, do 2 nm u crvenoj svetlosti. Uzorci su tečnosti, u belim čašama zapremine 20 ml, u kojima su sočiva stajala potopljena i pokrivena po 72 sata. Kao referentni uzorci korišćene su čiste tečnosti (bez potopljenih sočiva). Postupak snimanja je obavljen po predviđenom protokolu: prvo, osvetljavanje uzorka belom difuznom svetlošću i akvizicija prvog digitalnog snimka, a potom osvetljavanje uzorka belom difuznom svetlošću, pod Brusterovim uglom i akvizicija drugog digitalnog snimka. Nakon snimanja (5-10s po uzorku), urađena je spektralna obrada slike, na obeleženoj regiji. Snimljene fotografije prikazane su na slici 6.48.



Slika 6.48. Prikaz snimka tečnosti: *gore*, akva purifikata, u kojoj je bilo kontaktno sočivo SP-40, belom svetlošću (levo) i reflektovanom polarizovanom svetlošću (desno); *u sredini*, fiziološki rastvor, u kome je bilo kontaktno sočivo SP-40+C₆₀, belom svetlošću (levo) i reflektovanom polarizovanom svetlošću (desno); *dole*, veštačke suze u kojima je bilo kontaktno sočivo SP-40+C₆₀(OH)₂₄, belom svetlošću (levo) i reflektovanom polarizovanom svetlošću (desno). Obeleženi deo na svim slikama je regija, veličine 250 x 250 piksela, koja je analizirana.

Pošto je bilo 12 različitih uzoraka za slikanje (3x3 uzoraka sočiva i 3 tečnosti), ovom metodom dobijeno je 240 slika, 120 belom svetlošću i 120 polarizovanom. Dobijene slike su obrađene u programu Photoshop. Sa svake slike izabran je deo koji je obrađivan, i to

onaj deo koji nema senki. Slike su isečene (kropovane) na veličinu 250 x 250 piksela. Nove slike, dobijene putem kropovanja, su obrađene kodom napisanim u programu MATLAB.

Rezultati

Dobijeni rezultati su predstavljeni dijagramima (slike od 6.49. do 6.51.), u PRILOG-u E, na kojima je data uporedna analiza prosečnih spektara za karakteristične vrednosti talasnih sličnosti i razlike u pikovima.

Očigledno je, da se kod čiste akva purifikate (slike 6.49.), kao i kod akva purifikate, pod uticajem standardnog kontaktnog sočiva SP40, javljaju četiri pika, dva pozitivna i dva negativna. Kod akva purifikate, pod uticajem kontaktnog sočiva sa inkorporiranim C_{60} i sa $C_{60}(OH)_{24}$, javljaju se tri pika, dva negativna i jedan pozitivan.

Kod klase fiziološkog rastvora (slika 6.50.), slučaj je nešto drugačiji. Kod čistog fiziološkog rastvora imamo pojavu četiri pika, dva pozitivna i dva negativna. Međutim, kada je ova tečnost bila pod uticajem kontaktnih sočiva, dijagrami pokazuju pojavu dva ili tri pika. Kod standardnog kontaktnog sočiva SP40 i onog sa inkorporiranim molekulom C_{60} , imamo pojavu dva pika, jednog negativnog i jednog pozitivnog. U slučaju uticaja sočiva sa inkorporiranim $C_{60}(OH)_{24}$ na fiziološki rastvor, javljaju se tri pika, dva pozitivna i jedan negativan.

U slučaju klase veštačkih suza, dijagrami (slika 6.51.) su slični. Kod čistih veštačkih suza, imamo pojavu četiri pika, dva pozitivna i dva negativna, kao i kod čiste akva purifikate i fiziološkog rastvora. Međutim, u ovoj klasi imamo pojavu četiri pika i kad su veštačke suze pod uticajem kontaktnog sočiva sa molekulom C_{60} . Kada su veštačke suze bile pod uticajem standardnog kontaktnog SP40 sočiva i onog sa $C_{60}(OH)_{24}$, imamo pojavu tri pika, dva pozitivna i jedan negativan.

Zaključak

Cilj ovog rada je bilo istraživanje uticaja standardnog materijala za izradu kontaktnih sočiva SP-40, kao i novodobijenih nanofotonskih materijala, sa dopiranim nanomaterijalima C_{60} i $C_{60}(OH)_{24}$, na tečnosti koje imaju sličan sastav kao suzni film (aqua purificata, fiziološki rastvor, veštačke suze). Metodom opto-magnetne spektroskopije dobijeni su konzistentni rezultati i detektovane su određene razlike uticaja, ali značenje tih

razlika ne znamo sve dok se ne izvrše komparativna toksikološka istraživanja. Treba imati u vidu i to da je opto- magnetna spektroskopija kvalitativna, a ne kvantitavna metoda koja se koristi za karakterizaciju površinskih struktura materijala.

Očigledno je da kontaktno sočivo od standardnog materijala SP-40, nije dalo značajnu promenu kod sterilisane vode, dok kod fiziološkog rastvora i veštačkih suza imamo promenu, pa se tu javljaju tri pika. Što se tiče kontaktnih sočiva SP-40 sa inkorporiranim fulerenom C_{60} i fulerolom $C_{60}(OH)_{24}$, kod sterilisane vode uočavamo pojavu pikova na gotovo istim talasnim dužinama, samo različitog intenziteta, što može da ukazuje na isti uticaj obe vrste kontaktnih sočiva. U slučaju fiziološkog rastvora, imamo malo drugačiji slučaj. Očigledno je da ove vrste kontaktnih sočiva imaju različite uticaje, jer imamo pojavu dva, odnosno tri pika na različitim talasnim dužinama. Isti je slučaj i kod veštačkih suza, osim što tu imamo pojavu četiri, odnosno tri pika. Na osnovu dijagrama se može zaključiti da postoje razlike u talasnim dužinama na kojima se javljaju pikovi, kod čistih tečnosti i posle, kada su tečnosti bile pod uticajem kontaktnih sočiva. Pikovi se, u svim slučajevima, javljaju na talasnim dužinama u opsegu od približno 108 nm do 122 nm, dok intenziteti imaju nešto veće varijacije

Problemi na koje se nailazilo pri istraživanju bili su više tehničke prirode. Uzorci su bile providne tečnosti, bez boje, pa je snimanje istih bilo otežano, jer je bilo previše refleksije i stvaranja senki. Kako bi se što bolje fokusirala površina tečnosti, postavljene su plava i crvena traka na površinu tečnosti, a prilikom obrade slike, za referentnu površinu, uzimana je ona sa manjim uticajem senke.

6.4.2. Ispitivanje citotoksičnosti

Cilj ovih ispitivanja je bila evaluacija biokompatibilnosti kontaktnog sočiva od standardnog materijala SP40 sa ugrađenim fulerenom C_{60} - (SP40+ C_{60}), uz pomoć *in vitro* testa na ćelijskoj kulturi sisara.

Merenja su urađena u laboratoriji BIOMATECH™ u Francuskoj, prema zahtevima Farmakopeje SAD (*United States Pharmacopeia*) USP 34 – NF 29: ISO 10993 standardu - Biološka evaluacija medicinskih uređaja, deo 5 (2009) - test za *in vitro* citotoksičnost i deo 12 (2007) - priprema uzorka za testiranje i referentni materijali.

Jedan ekstrakt testiranog uzorka je pripremljen na sledeći način: Ekstrakciono sredstvo - Minimum esencijalnog medijuma (MEM Eagle 1X) dopunjen sa L-glutaminom 1% (v/v), serum goveđeg fetusa 10% (v/v) i antibiotici (penicilin-streptomycin 2%(v/v), amfotericin B 1% (v/v).

- Temperatura: $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$

- Trajanje: 24 sata \pm 2 sata

- Odnos testirani predmet/sredstvo: $3\text{ cm}^2/\text{mL}$ (2 strane sočiva) – debljina $\geq 0.5\text{ mm}$

Metoda

Ekstrakt je pripremljen od 4 uzorka (kontaktnih sočiva), gde je 6.4 cm^2 testiranog uzorka prekriveno sa 2.1 mL obogaćenog MEM-a. Ekstrakt je testiran odmah nakon pripreme. Kako bi se obezbedila homogenost, ekstrakt je promućkan. Posmatrana je boja medijuma kulture, kako bi se odredila bilo kakva promena pH. Alikvot ćelija je smešten u tečni azot. Jedan alikvot se otopi na $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, u vodenom kupatilu, za oko 1 minut. Ovaj alikvot je korišćen za 20 prolaza. Ćelije su prebačene i umnožene na $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, u gasnoj sredini, sa $5 \pm 1\%$ CO_2 , u otvorenom balonu, koji sadrži MEM, obogaćen 10% serumom goveđeg fetusa, 1% L-glutaminom i odgovarajućom koncentracijom antibiotika. Ćelije su sakupljene sa tripsin-EDTA rastvorom i izbrojane. Zatim je 8×10^4 ćelija/mL zasejano u duboke posude, koje su inkubirane na $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, u gasnoj sredini, sa $5 \pm 1\%$ CO_2 , kako bi se monoslojevi ćelija održali pre upotrebe. Sve ovo se dešava u aseptičnim uslovima u laminarnoj komori. Metodologija ocenjivanja dobijenih rezultata data je u tabeli 6.27.

Tabela 6.27. Određivanje ocene (prema Farmakopeji SAD)

Ocena	Opis kulture	Reaktivnost
0	Diskretne intracitoplazmične granule; bez lize ćelije	Ne postoji
1	Ne više od 20% ćelija je okruglo, slabo prikačene, i bez intraplazmatičnih granula; poneka lizirana ćelija je prisutna	Beznačajna
2	Ne više od 50% ćelija je okruglo sa oskudnim intraplazmičkim granulama; nema rasprostranjene lize ćelije i praznih oblasti između ćelija	Blaga
3	Ne više od 70% slojeva ćelija sadrži okrugle ćelije ili su lizirane	Umerena
4	Gotovo kompletno razoren sloj ćelija	Ozbiljna

Negativna kontrola mora da ima ocenu 0 (nikakva reaktivnost). Pozitivna kontrola mora da bude sa ocenom najmanje 3 (umerena reaktivnost). Testirani uzorak je zadovoljavajući ako nijedna od ćelijskih kultura izloženih ekstraktu uzorka nije pokazala ocenu veću od 2 (blaga reaktivnost). Test se mora ponoviti ako kontrole nisu ispale kao što je očekivano ili ako jedna od posuda nije pokazala očekivani rezultat, a druga jeste.

Rezultati

Pod uslovima ove studije, ekstrakt testiranog uzorka (kontaktnog sočiva od materijala A) nije pokazao nikakvo liziranje ćelije ili toksičnost veću od 2 (blaga reaktivnost), uz ocenu 0 za testirani uzorak (tabela 6.28.). [87]

Tabela 6.28. Ocena citotoksičnosti

	OCENA	REAKTIVNOST
Testirani uzorak	0	Nikakva
	0	Nikakva
	0	Nikakva
Pozitivna kontrola	4	Ozbiljna
	4	Ozbiljna
	4	Ozbiljna
Negativna kontrola	0	Nikakva
	0	Nikakva
	0	Nikakva

Zaključak

Studijom ispitivanja citotoksičnosti pokazano je da kontaktna sočiva od standardnog materijala sa inkorporiranim fulerenom C₆₀ nemaju toksično dejstvo na ćelije fibroblasta miša. Time se može zaključiti da ni ostali tipovi kontaktnih sočiva ne bi trebalo da imaju citotoksično dejstvo, s obzirom da se u njima nalaze funkcionalizovani fulereni.

Diskusija

Biokompatibilnost fulerenskih materijala još uvek nije dovoljno ispitana, pa prema dosadašnjim rezultatima treba biti oprezan. U objavljenim radovima prijavljeni su različiti rezultati dobijeni ispitivanjem biokompatibilnosti i toksičnosti fulerena i fullerola. Po tim

rezultatima se može zaključiti da fulereni, u određenim koncentracijama, i funkcionalizovani na određeni način, nemaju štetno dejstvo.

Istraživanja biokompatibilnosti, u ovoj disertaciji, su preliminarna *in vitro* istraživanja. Opto-magnetna spektroskopija je pokazala da postoje određene razlike uticaja kontaktnih sočiva proizvedenih od osnovnog materijala SP-40 i materijala A i B, na tri vrste bioloških tečnosti čiji je sastav sličan suznom filmu. Ispitivanja citotoksičnosti su pokazala da kontaktna sočiva, proizvedena od materijala A, nisu citotoksična, na osnovu čega se osnovano izvodi zaključak o ne-citotoksičnosti i ostalih nanofotonskih materijala B i C. Za konačan zaključak o biokompatibilnosti novodobijenih nanofotonskih materijala A, B i C, treba definisati dalja *in vitro* i *in vivo* ispitivanja, kako bi se utvrdilo kakvo dejstvo fulereni i fuleroli imaju na očno tkivo i na vid uopšte.

Dalja *in vivo* istraživanja treba uraditi po navedenim standardima i regulativama:

- ISO 10993-3: 2003, koji podrazumeva testove za genotoksičnost, kancerogenost i reproduktivnu toksičnost
- ISO 10993-5:2009, koji podrazumeva testove za *in vitro* citotoksičnost
- ISO 10993-10:2010, koji podrazumeva testove na iritaciju i osetljivost kože.

7. ZAKLJUČAK

Predmet ove doktorske disertacije je istraživanje, razvoj i karakterizacija nove vrste materijala za proizvodnju gaspropusnih kontaktnih sočiva, na bazi modifikovanog polimetilakrilata (PMA) i adiranih fulerena, tj. njihovih modifikovanih formi, polimetilmetakrilata (PMMA), fullerola i metforminom hidrogenizovanih fulerena.

Naučno područje istraživanja u radu pripada oblasti biomedicinskog inženjerstva, a u užem smislu tretira problematiku primene nano-tehnoloških dostignuća u istraživanju i razvoju novih biokompatibilnih materijala.

Refrakcione anomalije oka kao što su: kratkovidost, dalekovidost, astigmatizam i prezbiopija, naščešće se koriguju optičkim pomagalima – naočarima ili kontaktnim sočivima. Kontaktna sočiva su medicinska pomagala izrađena u obliku konvergentnog, divergentnog ili toričnog optičkog sočiva, od optičke plastike na bazi polimera, koja se stavljaju na rožnjaču oka i time obezbeđuje refrakcija svetlosnih zraka, kojom se koriguje odgovarajuća refrakciona anomalija.

Materijali za izradu kontaktnih sočiva moraju biti biokompatibilni sa suznom filmom oka, rožnjačom i kopcima. Njihova osnovna podela je na: *tvrdi gasnepropusni* (PMMA) i *tvrdi gaspropusni* (RGP), na bazi polimetilakrilata i *meka*, na bazi hidrofilnih polimera. Brojna su istraživanja u industriji proizvodnje ovih materijala usmerena ka razvoju sve boljih i savremenijih materijala, u pravcu poboljšanja njihovih mehaničkih, optičkih i fotoničkih karakteristika, veće propustljivosti za kiseonik i bolje biokompatibilnosti.

Polazna ideja za istraživanja, koja su prezentovana u radu, baziraju se na US patentu prof. dr Đure Koruge, mentora ove disertacije, u kome je dato rešenje svetlosnog filtera za konvertovanje difuzne svetlosti u harmonizovanu svetlost, sa prozirnim supstratom od stakla ili plastike i tankim slojem fulerena na substratu. Rezultati ovih eksperimenata su inicirali ideju o istraživanju i razvoju nanofotonskih materijala za kontaktna sočiva, s tom razlikom što bi se nanomaterijali (fulereni i njihove modifikacije) uključivali u strukturnu mrežu polimera, kao baznog materijala za proizvodnju gaspropusnih kontaktnih sočiva.

U disertaciji se polazi od činjenice da je svaki vid kroz kontaktno sočivo, i pod uslovom da ne postoji defokus (slima fokusirana ma mrežnjači), slabijeg kvaliteta od vida “golim okom”. To se uglavnom pripisuje uticaju materijala kontaktnog sočiva, odnosno

promenama koje nastaju u prostiranju elektromagnetnog talasa kroz optički materijal. Te promene utiču na kontrastnu senzitivnost i sub-normalnu percepciju boja, što zajedno sa aberacijama oka i kontaktnog sočiva, za posledicu imaju umanjenu oštrinu (rezoluciju) vida.

U skladu sa ovim postavljeni su i osnovni ciljevi istraživanja:

1. Razviti tehnologiju dobijanja optičkih nanomaterijala - ugraditi molekule fulerena u strukturu polimera, na način da se dobiju novi gaspropusni materijali za izradu kontaktnih sočiva. Tehnološki postupak polimerizacije prilagoditi svojstvima fulerena i njihovih modifikovanih formi.
2. Potrebno je izvršiti teorijsko i eksperimentalno istraživanje karakteristika novih nanofotonskih materijala i ustanoviti da li one u potpunosti odgovaraju standardima koji definišu proizvodnju kontaktnih sočiva kao medicinskih pomagala za korekciju vida. Eksperimentalno utvrditi vrednosti optičkih svojstava (indeks prelamanja i transmisiju u vidljivom UV i IC spektru) i fizičko-hemijskih svojstava (propustljivost za kiseonik D_k , kvašljivost i tvrdoću), novodobijenih materijala i uporediti ih sa karakteristikama standardnog gaspropusnog materijala Soleko SP-40TM, baznog materijala koji je registrovan i koji se već dugo koristi na tržištu.
3. Ispitati podobnost novih materijala za proizvodnju gaspropusnih kontaktnih sočiva, metodom rezanja na CNC strugu - od posebnog interesa su parametri režima rezanja, dobijena hrapavost površine, kao i parametri režima poliranja.
4. Izvršiti karakterizaciju novodobijenih nanofotonskih kontaktnih sočiva, sagledavajući kvalitet njihovih obrađenih površina (hrapavost), kao i njihova magnetna svojstva.
5. Izvršiti proveru optičkih osobina nanofotonskih kontaktnih sočiva (topografiju optičke snage i analizu aberacija), korišćenjem teorije talasnog fronta i uporediti dobijene rezultate.
6. Sagledati fotonske karakteristike gaspropusnih materijala, mogućnost njihove praktične primene, kao i daljih istraživanja, u cilju poboljšanja korekcije vida (oštrine vida), bolje kontrastne senzitivnosti i percepcije boja i bolje UV zaštite oka.

7. Izvršiti preliminarna istraživanja biokompatibilnosti gaspropusnih nanofotonskih materijala.
8. Razmotriti mogućnosti primene fulerena u proizvodnji materijala za druge tipove kontaktnih sočiva, kao i za intraokularna sočiva (IOL).

Prezentovani rezultati istraživanja valorizuju uočene probleme i postavljene hipoteze, pa se tako mogu sublimirati stručni i naučni doprinosi ostvareni u tezi:

- Uspešno je obavljena polimerizacija i po prvi put su proizvedeni uzorci novih nanofotonskih materijala.
- Od dobijenih materijala napravljena su kontaktna sočiva, metodom rezanja, korišćenjem savremenog tro-osnog CNC struga novije generacije.
- Za karakterizaciju nanofotonskih gaspropusnih materijala (biomaterijala) korišćene su klasične spektroskopske metode (UV-VIS i NIR), kao i najsavremenije nanotehnološke: mikroskopija atomskih sila (AFM), mikroskopija magnetnih sila (MFM), opto-magnetna spektroskopija (OMS) kao i FTIR spektroskopske metode.
- Ispitivanja su pokazala da su optičke i mehaničke karakteristike nanofotonskih materijala, kao što su: indeks prelamanja, propustljivost za kiseonik i tvrdoća, zadovoljavajuće i na nivou karakteristika baznog materijala, a da su značajno poboljšane osobine: transmitivnost talasnih dužina vidljivog spektra u skladu sa spektralnom efikasnošću oka, zaštita od ultraljubičastog zračenja, zaštita od plavog dela vidljivog spektra, kvašljivost i kvalitet obrađenih površina-hrapavost.
- Preliminarna ispitivanja biokompatibilnosti pokazuju da nanofotonski materijali nisu citotoksični.
- Poznavanje i primena nanotehnoloških metoda i tehnika predstavlja novi trend u proizvodnji i karakterizaciji kontaktnih sočiva. Pristup istraživanja je originalan, jer se u tezi daju postupci polimerizacije, tehnike proizvodnje i karakterizacije materijala na nano nivou i FTIR karakterizacije, što je prvi ovakav slučaj u literaturi. Dobijeni rezultati su praktično primenljivi i na osnovu njih je moguć razvoj nove generacije materijala za gaspropusna i ostala kontaktna sočiva kao i za intraokularna sočiva (IOL).

- Osobine novodobijenih nanofotonskih materijala su verifikovane savremenim metodama i tehnikama, u poznatim i sertifikovanim laboratorijama u zemlji i inostranstvu (Soleko-Italija, Biomatech-Belgija, JASCO- Japan, NanoLab-Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu).
- Imajući u vidu da je po prvi put izvršena polimerizacija gaspropusnih materijala za kontaktna sočiva sa nanomaterijalima, to je postojala neizvesnost inkorporacije nanočestica u polimerni matriks. Eksperimentalno je potvrđeno da su rezidualni monomeri u granicama dozvoljenog (do 3.5 Mas%), što je potvrdilo uspešnost polimerizacije.

Originalni naučni doprinosi teze su:

1. Dobijeni su novi nanofotonski biomaterijali za kontaktna sočiva
2. Proizvedena su nova gaspropusna kontaktna sočiva, metodom rezanja na strugu i pokazano da je kvalitet obrađenih površina bolji nego kod sočiva od klasičnih gaspropusnih materijala.
3. Rezultati ispitivanja novodobijenih sočiva savremenim optičkim (FTIR) i nanotehnoškim metodama (AFM, MFM, OMS) omogućili su nove uvide u karakteristike materijala za sočiva.
4. Poboľšane su osobine materijala za kontaktna sočiva: transmitivnost talasnih dužina vidljivog spektra, zaštita od ultraljubičastog zračenja, zaštita od plavog dela vidljivog spektra, kvašljivost i kvalitet obrađenih površina.
5. U cilju daljih istraživanja i razvoja nanofotonskih materijala bilo bi poželjno formiranje interdisciplinarnog tima na nivou Univerziteta u Beogradu.

Naučni doprinosi su publikovani u sledećim radovima:

A. Časopis sa SCI liste:

1. D. Stamenković ; D. Kojić ; L. Matija ; Z. Miljković ; B. Babić „*Physical Properties of Contact Lenses Characterized by Scanning Probe Microscopy and Optomagnetic Fingerprint*“ International Journal of Modern Physics B, Vol. 24, Nos. 6 & 7 (2010) 825-834, World Scientific Publishing Company, ISSN 0217-9792

B. Poglavlje u međunarodnoj monografiji

1. D. Kojić, B. Bojović, D. Stamenković, N. Jagodić, Đ. Koruga, „*Contact lenses characterisation bz AFM/MFM and OMF*“, Chapter 15, pp. 371-388, in book: Biomedical Science, Engineering and Technology, Ed. D.N. Ghista, InTech, Rijeka, 2012, ISBN 978-953-307-471-9

C. Rad sa kongresa međunarodnog značaja štampan u celini

1. D. Kojić ; B. Bojović ; D. Stamenković ; L. Matija ; B. Babić ; Z. Miljković „*Imaging and Characterization of Optimum and Boston Glass Lenses by Method of Magnetic Force Microscopy and OptoMagnetic Finger Print of Matter*“ Konferencija SAVREMENI MATERIJALI, Banja Luka 2010, Zbornik radova str. 149-156, ISBN: 978-99938-21-19-9.

D. Radovi sa kongresa nacionalnog značaja štampani u celini

1. B. Bojović ; D. Stamenković ; B. Babić „*Mikrotehnologija biomedicinskih površina*“ Konferencija 34. YUPITER , Beograd 2008, Zbornik radova, str.3.40-3.45., ISBN: 978-86-7083-628-0,
2. D. Stamenković ; B. Bojović ; Z. Miljković ; B. Babić ; D. Kojić „*Tehnologija mašinske obrade i biokompatibilnost polimera*“ 33. SAVETOVANJE PROIZVODNOG MAŠINSTVA SRBIJE SA MEĐUNARODNIM UČEŠĆEM, Beograd 2009, Zbornik radova, str. 13-16 ISBN: 978-86-7083-662-4.

Literatura

- [1] Susan Standring, *Gray's anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 2009
- [2] Igor Balać i drugi, *Biomaterijali*, Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauke i umetnosti, Beograd 2010
- [3] Đ. Koruga, *Apparatus for harmonizing light*, Patent Application Publication Nov. 20, 2008, Sheet 1 of 8, US 2008/0286453 A1
- [4] Aleksandar Parunović, *Upoznajte svoje oči*, Zavod za udžbenike i nastavna sredstva, Beograd, 1997
- [5] Steven H. Schwartz, *Visual perception*, MEDICAL, 2004
- [6] <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/>
- [7] Aleksandar Parunović, Dobrosav Cvetković i saradnici, *Korekcija refrakcionih anomalija oka*, Zavod za udžbenike i nastavna sredstva, Beograd 1995
- [8] IACLE, *History of Contact Lenses*, 1997
- [9] www.allaboutvision.com/contacts/rgps.htm
- [10] Joseph R. Lakowicz *Principles of fluorescence spectroscopy*, Springer, 2006
- [11] Dr. S. C. Liew, *Electromagnetic Waves*, Centre for Remote Imaging, 2006
- [12] *Reference Solar Spectral Irradiance: Air Mass 1.5"*, 2009.
- [13] David A. Atchison, *George Smith, Optics of the Human eye*, Butterworth Heinemann, 2000
- [14] P. N. Youssef, N. Sheibani, D. M. Albert, *Retinal light toxicity*, Eye 25, 1–14; doi:10.1038/eye, 2010
- [15] Loane E. Kelliher, C. Beatty, S. Nolan JM, *The rationale and evidence base for a protective role of macular pigment in age-related maculopathy*, Br J Ophthalmol 2008; 92(9): 1163–1168.
- [16] Glickman RD, *Phototoxicity to the retina: mechanisms of damage*, Int J Toxicol; 21(6): 473–490, 2002
- [17] Birngruber R, Hillenkamp F, Gabel VP, *Theoretical investigations of laser thermal retinal injury*, Health Phys 1985; 48(6): 781–796.
- [18] Vogel A, Capon MR, Asiyo-Vogel MN, Birngruber R., *Intraocular photodisruption with picosecond and nanosecond laser pulses: tissue effects in cornea, lens, and retina*, Invest Ophthalmol Vis Sci 1994; 35(7): 3032–3044.
- [19] Dong A, Shen J, Krause M, Hackett SF, Campochiaro PA. *Increased expression of glial cell line-derived neurotrophic factor protects against oxidative damage-induced retinal degeneration*. J Neurochem 2007; 103(3): 1041–1052.
- [20] W.T. Ham et al., *The nature of retinal radiation damage:dependence on wavejenght, power level and exposure time;hhe quantitavite dimensions of intense light damage as obtained from animal studies*, Section II, Applied Research 20,1005-1111, 1980

- [21] E. Chen, *Inhibition of cytochrome oxidase and blue-light damage in rat retina*, Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 231(7), 416-423, 1993
- [22] J.van de Kraats, D.van Norren, *Optical density of the young and aging human ocular media in the visible and the UV*, Jurnal of the Optical Society of America Accepted, 2007
- [23] Jack J. Kanski, *Klinička oftalmologija*, Data Status, 2003
- [24] Z. Kojić, D. Stojanović, S. Popadić, M. Jokanović, Đ. Janačković, *The irritative property of α -tricalcium phosphate to the rabbit skin*, Gen. Physiol. Biophys., Special Issue, 28, 168-173, 2009.
- [25] M. Papić-Obradović, S. Miljković, L. Matija, J. Munćan, Đ. Koruga, *Osnove nanomedicine*, Nauka-Don Bas, Beograd, 2011.
- [26] M. Jokanović, J. Markov, S. Ristić, V. Piperski, *Ispitivanje biokompatibilnosti medicinskih sredstava prema novim zahtevima evropske regulative*, IV Međunarodni skup Savremeni materijali, 2011.
- [27] <http://www.commercialriskeurope.com/cre/553/126/ISO-releases-standard-as-fears-of-nanotechnology-safety-rise/>
- [28] <http://www.astm.org/Standards/nanotechnology-standards.html>
- [29] <http://www.whitehouse.gov/sites/default/files/omb/inforeg/for-agencies-nanotechnology-regulation-and-oversight-principles.pdf>
- [30] L. Williams, W. Adams, *Nanotechnology demystified*, McGraw-Hill Company, 2007.
- [31] Sayes et al., *The Differential Cytotoxicity of Water-Soluble Fullerenes*, Nanoletters, Vol. 4, No. 10, 1881-1887, 2004.
- [32] P. Taroni, C. D'Andrea, G. Valentini, R. Cubeddu, Dan-Ning Hu, Joan E. Roberts, *Fullerol in human lens and retinal pigment epithelial cells: time domain fluorescence spectroscopy and imaging*, Photochem. Photobiol. Sci., 2011, 10, 904-910, DOI: 10.1039/C0PP00312C
- [33] Đ. Koruga, *Composition of Matter Containing Harmonized Hydroxyl Modified Fullerene Substance*, US Patent Pub. No.: US 2008/0188415 A1, Pub. Date: Aug. 7, 2008
- [34] A. Isaković, et al., *Distinct Cytotoxic Mechanisms of Pristine versus Hydroxylated Fullerene*, Toxicological Sciences, 91(1), 173-183, 2006.
- [35] R. Injac, et al., *Protective effects of fullerol $C_{60}(OH)_{24}$ against doxorubicin-induced cardiotoxicity and hepatotoxicity in rats with colorectal cancer*, Biomaterials 30, 1184-1196, 2009.
- [36] M. Horie, et al, *In vitro evaluation of cellular responses induced by stable fullerene C_{60} medium dispersion*, J. Biochem, 148(3): 289-298, 2010.
- [37] G. L. Baker, A. Gupta, M.L. Clark, B.R. Valenzuela, L. M. Staska, S.J. Harbo, J.T. Pierce, J.A. Dill, *Inhalation toxicity and lung toxicokinetics of C_{60} fullerene nanoparticles and microparticles*, Toxicol. Sci. 101, 122-131, 2008.

- [38] S. Matalon, B.A. Holm, R.R. Baker, M.K. Whitfield, B.A. Freeman, *Characterization of antioxidant activities of pulmonary surfactant mixtures*, Biochim. Biophys. Acta. 1035, 121-127, 1990.
- [39] Lark JR *The Eye in Contact Lens Wear*. Tears. Chap. 3 p 29 – 48. Ed. Larke JR, Butterworths, 1996
- [40] Bernatd Barthelemy, *Contactologie*, Lavoisier, 2004
- [41] http://wwwens.uqac.ca/chimie/Chimie_physique/Chapitres/chap_10.htm
- [42] Benz Research & Development – Advanced Lens Materials & Manufacturing Technology
- [43] Smith, Michael B.; March, Jerry *Advanced Organic Chemistry: Reactions, echanisms, and Structure*, 6th, New York: Wiley-Interscience. ISBN 0-471-72091-7, 2007.
- [44] Đ.Koruga, S.Hameroff, J.Withers, R.Loutfy, and M.Sundareshan, *Fullerene C60: History, Physics, Nanobiology, Nanotechnology* (North-Holland, Amsterdam, 1993)
- [45] L. Matija, D. Kojić, A. Vasić, B. Bojović, T. Jovanović, Đ. Koruga , *Uvod u nano tehnologije*, Don Vas/Nauka, Beograd, 2011
- [46] Gustavo Catão Alves et al., *Synthesis of C₆₀(OH)18-20 in Aqueous Alkaline Solution Under O₂-Atmosphere*, *J. Braz. Chem. Soc.*, Vol.17, No. 6, 1186-1190, 2006
- [47] B. Schmaltz, M. Brinkmann, C. Mathis, *Spatial Organisation of Fullerene C₆₀ in a Polymer Matrix*, Centre National de la Recherche Scientifique Institut Charles Sadron, 6 rue Boussingault, 67083 Strasbourg, France
- [48] A.F. Mansour , M.H. Gazaly, M. Gaber, R.M. Ahmed, *Characterization of Polymer Films for Fluorescent Solar-concentrator Applications* , International Journal of Polymeric Materials, Volume 54, Number 3, pp. 237-246(10) , March 2005
- [49] Giacalone, F., Martín, N., *Fullerene Polymers: Synthesis, Properties and Applications*, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2009
- [50] A. F. Mansour, *Optical properties of fullerene / PMMA*, International Journal of Polimetric Materials, 54:227-235, 2005
- [51] R. M. Ahmed and S. M. El-Bashir, *Structure and Physical Properties of Polymer Composite Films Doped with Fullerene Nanoparticles*, International Journal of Photoenergy, Volume 2011, Article ID 801409, 6 pages, doi:10.1155/2011/801409, 2011
- [52] K.B. Zhogova, I.A. Davydov, V.T. Punin, B.B. Troitskii, G.A. Domvachiev, *Investigation of fullerene C₆₀ effect on properties of polymethylmethacrylate exposed to ionizing radiation*, European Polymer Journal, Volume 41, Issue 6, Pages 1260–1264, June 2005
- [53] JIA Qing-xiu, LI Xiao-ning, FU Zhong-yu, YANG Zhong-kai, LI Cong-ju, *Structure and Properties of Micro-/nano-sized Electrospun Fullerene/PMMA Mats*, Synthetic Fiber in China, 2008
- [54] Y. Amao and I. Okura, *Fullerene C60 immobilized in polymethylmethacrylate film as an optical temperature sensing material*, EDP Sciences, Wiley-VCH 2000, 28, 847-849, 2000

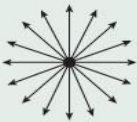
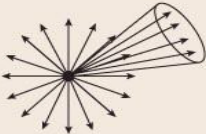
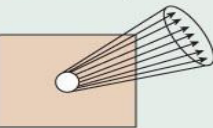
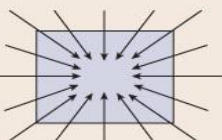
- [55] Jason E. Riggs and Ya-Ping Sun, *Optical Limiting Properties of [60] Fullerene and Methano [60] fullerene Derivative in Solution versus in Polymer Matrix: The Role of Bimolecular Processes and a Consistent Nonlinear Absorption Mechanism*, J. Phys. Chem. A, 103, 485-495, 1999
- [56] G. Q. Xu, W. Ji, S. H. Tang, H. S. O. Chan, S. C. Ng, and W. W. Ng, *Resonant optical nonlinearity of fullerenes in free-standing polymethyl methacrylate films*, J. Appl. Phys. 74 (6), 15 September 1993
- [57] Han Peng, Fennie S. M. Leung, Andrew X. Wu, Yuping Dong, Yongqiang Dong, Nai-Teng Yu, Xinde Feng and Ben Zhong Tang, *Using Buckyballs To Cut Off Light! Novel Fullerene Materials with Unique Optical Transmission Characteristics*, Chem. Mater., 16, 4790-4798, 2004
- [58] Ya-Ping Sun, Glenn E. Lawson, Jason E. Riggs, Bin Ma, Naixing Wang, and Dwella K. Moton, *Photophysical and Nonlinear Optical Properties of [60]Fullerene Derivatives*, J. Phys. Chem. A 1998, 102, 5520-5528
- [59] D. Raković, *Pregled osnovnih metoda i tehnika karakterizacije fizičkih svojstava fullerena*, Fullerenes & Nanotubes Review, Vol. 1, No. 2 , pp. 53-69, 1997
- [60] <http://www.slideshare.net/elektronski-mikroskop>
- [61] http://hemija.chem.bg.ac.rs/g44_2003/strtxt014.htm
- [62] L. Matija, *"Nanotechnology: Artificial Versus Natural Self-Assembly"*, FME Transactions, Belgrade, Vol. 32, No.1: pp.1-14, (Invited Reviewing Paper), 2004
- [63] Dušan Kojić, doktorska disertacija, *Karakterizacija strukturalnih, mehaničkih, električnih i magnetnih osobina kože pomoću optičkog i nanoprobe mikroskopa*, Mašinski fakultet u Beogradu, 2010
- [64] N.J. Fullwood, A. Hammiche, H.M. Pollock, D.J. Hourston, M. Song, *Atomic force microscopy of the cornea and sclera*, Curr. Eye Res. 14, 529–535, 1995
- [65] D. Meller, K. Peters, K. Meller, *Human cornea and sclera studied by atomic force microscopy*, Cell Tissue Res. 288(1), 111–118, 1997
- [66] Pier Carlo Braga, Davide Ricci, *Atomic Force Microscopy Biomedical Methods and Applications*, Humana Press, Vol. 242, 2004
- [67] Božica A. Bojović, *Istraživanje interakcije stanja inženjerskih površina i fraktalne geometrije*, Doktorska disertacija, Mašinski fakultet univerziteta u Beogradu, 2009
- [68] D. Kojić, B. Bojović, D. Stamenković, N. Jagodić, Đ. Koruga, „*Contact lenses characterisation bz AFM/MFM and OMF*“, Chapter 15, pp. 371-388, in book: Biomedical Science, Engineering and Technology, Ed. D.N. Ghista, InTech, Rijeka, 2012, ISBN 978-953-307-471-9
- [69] Y. Martin and H. K. Wickramasinghe, *Magnetic imaging by "force microscopy" with 1000 Å resolution*. Appl. Phys. Lett. 50, 1455 (1987)
- [70] Đ. Koruga, A. Tomić, Z. Ratkaj, L. Matija; *Classical and Quantum Information. Channels in Protein Chain*; Mat Sci For; 518, 491; 2006
- [71] D. Stamenković, D. Kojić, L. Matija, Z. Miljković, B. Babić „*Physical Properties of Contact Lenses Characterized by Scanning Probe Microscopy and Optomagnetic*

- Fingerprint*“ International Journal of Modern Physics B, Vol. 24, Nos. 6 & 7 , 825-834, World Scientific Publishing Company, ISSN 0217-9792, 2010
- [72] A. Tomić, Doktorska disertacija, *Istraživanje bioregulacionih međucelijskih procesa melanocita i keratocita primenom Lagranžijana na vezivne biomolekule*, Mašinski Fakultet u Beogradu, 2009
- [73] A. Gasson, J. Morris, *The Contact Lens Manual*, Ed. 2. Butterworht Heinemann ISBN : 0750631872, 1998
- [74] Darko Vasiljević, *Optički uređaji i optoelektronika*, Mašinski fakultet u Beogradu, 2005
- [75] http://en.wikipedia.org/wiki/File:Chromatic_aberration_convex.svg
- [76] http://www.traceytechnologies.com/resources_wf101.htm
- [77] Guang-ming Dai, *Scaling Zernike expansion coefficients to smaller pupil sizes: a simpler formula*, Vol. 23, No. 3/March 2006/J. Opt. Soc. Am. A
- [78] B. Bojović, D. Stamenković, B. Babić „*Mikrotehnologija biomedicinskih površina*“ 34. JUPITER, Zbornik radova, str.3.40-3.45., ISBN: 978-86-7083-628-0, 2008
- [79] Instruction manual for Polytech 1800A aspheric toric lathe, Lamda Polytech UK, 1992.
- [80] SOLEKO R&D N° 52 – SP-40 nano particles 2011
- [81] GUO Chong-Dong, TENG Wen-Rui, WU Hui-Xia, SHEN Jian-Zhong, DENG Xiao-Min, *Synthesis of Fullerene-end Functionalized Poly (methylmethacrylate via Reverse Atom Transfer Radical Polymerization*, Chinese Journal of Chemistry, 2005, 23, 1113—1119
- [82] J.J. Ramsden, D.M. Allen, D.J. Stephenson, J.R. Alcock, G.N. Peggs, G. Fuller, G. Goch, *The Design and Manufacture of Biomedical Surfaces*, Annals of the CIRP Vol. 56/2/, pp. 687-711, 2007
- [83] Ivana M. Mileusnić, *Karakterizacija klasičnog i nano materijala za kontaktna sočiva metodom mikroskopije atomskih sila*, diplomski (M.Sc.) rad, Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu, modul za BioMedicinsko mašinstvo, Beograd, 2011.
- [84] Ivan M. Đuričić, *Karakterizacija klasičnog i nano materijala za kontaktna sočiva metodom nanoprob mikroskopije magnetnih sila*, diplomski (M.Sc.) rad, Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu, modul za BioMedicinsko mašinstvo, Beograd, 2011.
- [85] Mirko M. Radovanović, *Merenje optičke snage nanofotonskih kontaktnih sočiva*, diplomski (M.Sc.) rad, Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu, modul za BioMedicinsko mašinstvo, Beograd, 2012.
- [86] Marija M. Tomić, *Istraživanje uticaja klasičnog i fulerenskog kontaktnog sočiva na biološke tečnosti pomoću optomagnetne spektroskopije*, diplomski (M.Sc.) rad, Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu, modul za BioMedicinsko mašinstvo, Beograd, 2011.
- [87] Izveštaj za studiju ispitivanja citotoksičnosti BIOMATECH™

Prilozi

PRILOG - A: Radiometrija - fotometrija

Radiometrija se bavi kvantizacijom bilo kog elektromagnetnog zračenja u čisto fizičkim, energetski povezanim uslovima, bez obzira na uticaj na vid, dok u *fotometriji* kvantizacija uzima u obzir sposobnost zračenja da stimuliše ljudski vizuelni sistem. Radiometrija je očigledno značajna za oko kada govorimo o ultraljubičastim i infracrvenim talasnim dužinama, koje mogu oštetiti, ili na drugi način uticati na oko, iako su nevidljive.

	Definicija	Jedinice	Radiometrijski ekvivalent i jedinice
 <p>Snaga svetlosti</p>	Ukupna snaga svetlosti koju proizvodi izvor	Lumeni	Snaga zračenja (J/s ili W)
 <p>Intenzitet svetlosti</p>	Snaga svetlosti proizvedena pod telesnim uglom	Lumeni/steradian Kandele (1 lumena/steradian = 1 kandela)	Intenzitet zračenja (W/steradian)
 <p>Jačina osvetljenosti</p>	Jačina osvetljenosti po projektovanoj površini proširenog izvora	Kandele/m ² Stopa-lamberta	Zračnost (W/sterdijan/m ²)
 <p>Osvetljenost</p>	Snaga svetlosti koja padne na površinu	Lumeni/m ² Lumeni/ft ²	Zračenje (W/m ²)

Slika 3.4. Različiti termini, definicije i jedinice u fotometriji i radiometriji. (preuzeto i modifikovano iz [5])

Jačina (snaga) svetlosti - svetlosni fluks

Osnovna jedinica u fotometriji je *lumen*, kao jedinica mere *svetlosnog fluksa*, tj. *jačine svetlosti*. Lumen se može definisati i kao mera ukupne količine svetlosti u nekom prostoru. Ekvivalentna jedinica u radiometriji je *vati (W)*, kao mera *jačine zračenja*. Ako kažemo da svetlosni izvor emituje toliko vati elektromagnetnog zračenja, to znači da on emituje

određenu količinu lumena svetlosti. Odnos lumena prema vatima određenog svetlosnog izvora je poznat kao *svetlosna efikasnost*.

Intenzitet svetlosti

Dok snaga svetlosti ne zavisi od pravca njenog prostiranja, *intenzitet svetlosti* se odnosi na broj lumena proizvedenih, u datom pravcu, od strane tačkastog izvor svetlosti (slika 3.4.). To je mera jasnoće tačkastog izvora svetlosti, tj. gustine svetlosnog fluksa. Jedinica intenziteta svetlosti je *kandela* (cd), koja je definisana kao 1 lumen po steradijanu. Izvor svetlosti od 1 cd, koji ima jednaki izlaz u svim pravcima, proizvodi ukupnu jačinu od 4π lumena.

Jačina osvetljenja - Luminansa

Jačina osvetljenja određuje količinu svetlosti koja dolazi sa površine, u određenom pravcu (slika 3.4.). Luminansu možemo definisati i kao objektivnu meru sjajnosti nekog svetlosnog izvora. Termin koji je povezan sa jačinom osvetljenja (fizičko svojstvo) je jasnoća. Jačina osvetljenja je data u kandelama po projektovanoj površini svetlosnog izvora - *kandela po kvadratnom metru* (cd/m^2).

I jačina osvetljenja i jasnoća ostaju konstantne sa povećanjem distance od površine. Zašto je to tako? Kako se distanca povećava, površina slike (slike na retini), se smanjuje za istu vrednost, kao i broj kandela sadržanih unutar slike. Zato što odnos kandela prema površini slike ostaje konstantan, jačina osvetljenosti i jasnoća se ne menjaju.

Mnogi izvori svetlosti, kao što je nebo, se smatraju efikasnim izvorima, zato što rasipaju svetlost. Savršeno rasipna površina rasipa svetlost podjednako u svim pravcima, što znači da je luminansa površine ista za sve pravce. Takvi izvori svetla se nazivaju *Lambertijanovi izvori*.

Osvetljenost

Osvetljenost je mera gustine svetlosnog fluksa ili jačine svetlosti, koja padne na površinu (slika 3.4.). Jedinica mere je *lumen po kvadratnom metru* (lux). Osvetljenost možemo posmatrati u analogiji sa kišom: što je veća gustina kapljica (lumeni), pada jača kiša (veća je osvetljenost). Kao što ni na kišu nema uticaja površina na koju pada, ni na osvetljenost ne utiče površina na koju pada svetlost.

Lako je pomešati jačinu osvetljenosti i osvetljenost. Jačina osvetljenosti se odnosi na svetlost koja dolazi sa površine, dok je osvetljenost količina svetlosti koja padne na

površinu. Predmeti koji stoje na stolu mogu imati istu osvetljenost, ali njihova jačina osvetljenosti može da varira. Parče belog papira, na primer, će imati veću jačinu osvetljenosti nego crna knjiga, zato što reflektuje više svetlosti.

Radiometrijske jedinice

Radiometrijski ekvivalenti jačine svetlosti, intenziteta svetlosti, jačine osvetljenosti i osvetljenosti su, redom: jačina zračenja, intenzitet zračenja, zračnost (blistavost) i ozračenost (slika 3.4.).

PRILOG – B: Indeks prelamanja

Indeks prelamanja (n) je osnovna karakteristika svake optičke sredine (optičkog materijala) kroz koju se prostire svetlost. Indeks prelamanja nekog optičkog materijala pokazuje koliko se svetlost, kroz taj materijal, prostire sporije nego kroz vakum (vazduh).

Optička snaga kontaktnog sočiva se računa po uprošćenoj formuli:

$$P = (n - 1) (1 / R_1 - 1 / R_2) \quad \text{gde su:}$$

n - indeks prelamanja materijala kontaktnog sočiva

R_1 i R_2 - poluprečnici krivine frontalne i bazne površine sočiva

Optička snaga kontaktnog sočiva direktno je proporcionalna indeksu prelamanja materijala od koga je sočivo napravljeno. Poluprečnik bazne površine R_2 je određen oblikom rožnjače pacijenta i njega receptom definiše oftalmolog koji je sočivo prepisao. Za zadatu optičku snagu, što je veći indeksa prelamanja to je potrebna manja zakrivljenost (veće R_1) frontalne površine. Kao prednost, imaćemo tanje i lakše sočivo, a kao nedostak, materijali većeg indeksa prelamanja su znatno skuplji, a sočiva proizvedena od njih imaju i veće aberacije. Optički materijali, čiji je indeks prelamanja do 1,5, klasifikuju se kao materijali standardnog indeksa prelamanja. Savremeni materijali za sočiva za korekciju vida, dostižu i vrlo visoke vrednost za n (do 1,9).

Indeks prelamanja zavisi od talasne dužine i kao posledicu toga imamo pojavu disperzije svetla. Disperzija je razlog hromatskih aberacija sočiva, pa se često naziva i *hromatična disperzija*. Na graničnim površinama različitih opričkih površina (dioptrima) više će se prelamati plava komponenta svetlosti (veća talasna dužina - λ) od crvene (manje λ). Mera disperzije je data *Abeovim brojem*, koji se računa po formuli :

$$V_d = n_d - 1 / n_f - n_c \quad \text{gde su : } n_d - \text{ indeks prelamanja za}$$

$\lambda_d = 589,3 \text{ nm}$ (žuta linija He) ; n_f - indeks prelamanja za $\lambda_f = 486,1 \text{ nm}$ (plava linija H) ; n_c - indeks prelamanja za $\lambda_c = 656,3 \text{ nm}$ (crvena linija H)

Abeov broj je obrnuto srazmeran hromatičnoj disperziji, odnosno što je veća njegova vrednost, manja je hromatična disperzija, što ukazuje na bolji kvalitet materijala sočiva. Najkvalitetniji materijali za optiku za korekciju vida imaju Abeov broj i do 60. Sočiva proizvedena od materijala sa malim Abeovim brojem imaju izraženu hromatsku aberaciju (hromatizam), što se manifestuje pojavom obojenih pruga (duginih boja) na ivicama posmatranih objekata udaljenih od optičke ose. Zaključak je da će indeks prelamanja materijala, kao i njegove vrednosti za različite talasne dužine (Abeov broj), definisati geometriju kontaktnog sočiva (zakrivljenost frontalne površine, debljinu u centru i na periferiji) i kvalitet lika (aberracije) tog sočiva.

U tabelama od 6.2. do 6.9. dati su rezultati merenja indeksa prelamanja, za materijale SP-40, A, B i C, na temperaturama 20°C i 36°C.

Tabela 6.2. Indeks prelamanja materija SP-40 na 20°C

Temperatura	20°C
Uzorak	SP - 40
Debljina uzorka	1.490
Talasne dužine (nm)	
404.7 nm	1.48539
435.8 nm	1.48137
486.1 nm	1.47642
546.1 nm	1.47242
589.3 nm	1.47032
632.8 nm	1.46870
656.3 nm	1.46800
706.5 nm	1.46652
Abeov broj	55.35

Tabela 6.3. Indeks prelamanja materija A na 20°C

Temperatura	20°C		
Uzorak	A1	A2	A3
Debljina uzorka	1.505	1.493	1.530
Talasne dužine (nm)			
404.7 nm	1.48687	1.48622	1.48019
435.8 nm	1.48206	1.48270	1.47680
486.1 nm	1.47697	1.47721	1.47218
546.1 nm	1.47293	1.47315	1.46832
589.3 nm	1.47086	1.47104	1.46628
632.8 nm	1.46931	1.46937	1.46463
656.3 nm	1.46860	1.46860	1.46385
706.5 nm	1.46715	1.46721	1.46274
Abeov broj	56.3	54.72	55.92

Tabela 6.4. Indeks prelamanja materija B na 20°C

Temperatura	20°C		
Uzorak	B1	B2	B3
Debljina uzorka	1.500	1.499	1.497
Talasne dužine (nm)			
404.7 nm	1.48595	1.48528	1.48531
435.8 nm	1.48182	1.48124	1.48147
486.1 nm	1.47603	1.47652	1.47690
546.1 nm	1.47175	1.47251	1.47302
589.3 nm	1.46967	1.47036	1.47102
632.8 nm	1.46816	1.46863	1.46930
656.3 nm	1.46759	1.46782	1.46838
706.5 nm	1.46583	1.46641	1.46697
Abeov broj	55.64	54.05	55.25

Tabela 6.5. Indeks prelamanja materija C na 20°C

Temperatura	20°C		
Uzorak	C1	C2	C3
Debljina uzorka	1.493	1.285	1.502
Talasne dužine (nm)			
404.7 nm	1.48694	1.48673	1.48593
435.8 nm	1.48284	1.48258	1.48178
486.1 nm	1.47798	1.47782	1.47712
546.1 nm	1.47399	1.47382	1.47323
589.3 nm	1.47190	1.47171	1.47119
632.8 nm	1.47029	1.47005	1.46951
656.3 nm	1.46957	1.46928	1.46869
706.5 nm	1.46805	1.46780	1.46749
Abeov broj	56.09	55.24	55.88

Tabela 6.6. Indeks prelamanja materija SP-40 na 36°C

Temperatura	36°C
Uzorak	SP - 40
Debljina uzorka	1.490
Talasne dužine (nm)	
404.7 nm	1.48579
435.8 nm	1.48164
486.1 nm	1.47669
546.1 nm	1.47263
589.3 nm	1.47049
632.8 nm	1.46875
656.3 nm	1.46800
706.5 nm	1.46648
Abeov broj	54.22

Tabela 6.7. Indeks prelamanja materija A na 36°C

Temperatura	36°C		
Uzorak	A1	A2	A3
Debljina uzorka	1.505	1.493	1.530
Talasne dužine (nm)			
404.7 nm	1.48432	1.48513	1.48332
435.8 nm	1.4803	1.48105	1.47930
486.1 nm	1.47494	1.47622	1.47452
546.1 nm	1.47086	1.47218	1.47058
589.3 nm	1.46875	1.47010	1.46844
632.8 nm	1.46698	1.46842	1.46673
656.3 nm	1.46619	1.46760	1.46598
706.5 nm	1.46471	1.46611	1.46451
Abeov broj	53.58	54.52	54.82

Tabela 6.8. Indeks prelamanja materija B na 36°C

Temperatura	36°C		
Uzorak	B1	B2	B3
Debljina uzorka	1.500	1.499	1.497
Talasne dužine (nm)			
404.7 nm	1.50875	1.47803	1.48455
435.8 nm	1.50382	1.47417	1.48063
486.1 nm	1.49795	1.46964	1.47598
546.1 nm	1.49313	1.46590	1.47198
589.3 nm	1.49068	1.46386	1.46985
632.8 nm	1.48872	1.46219	1.46813
656.3 nm	1.48777	1.46143	1.46731
706.5 nm	1.48612	1.46010	1.46586
Abeov broj	48.21	56.49	54.21

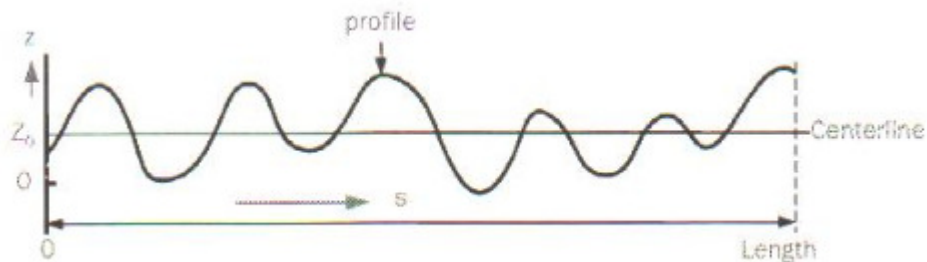
Tabela 6.9. Indeks prelamanja materija C na 36°C

Temperatura	36°C		
Uzorak	C1	C2	C3
Debljina uzorka	1.493	1.285	1.502
Talasne dužine (nm)			
404.7 nm	1.48317	1.48372	1.48205
435.8 nm	1.47877	1.47934	1.47836
486.1 nm	1.47372	1.47440	1.47377
546.1 nm	1.46986	1.47035	1.46981
589.3 nm	1.46777	1.46819	1.46769
632.8 nm	1.46602	1.46655	1.46598
656.3 nm	1.46524	1.46584	1.46519
706.5 nm	1.46374	1.46431	1.46382
Abeov broj	55.2	56.5	54.47

PRILOG – C: Parametri WINSPM programa [84]

Profil površine uzorka je definisan visinom, u fuknciji položaja, $z = f(s)$, a Z_0 je srednja linija profila i definiše se kao:

$$Z_0 = \frac{1}{L} \int_0^L f(s) ds$$

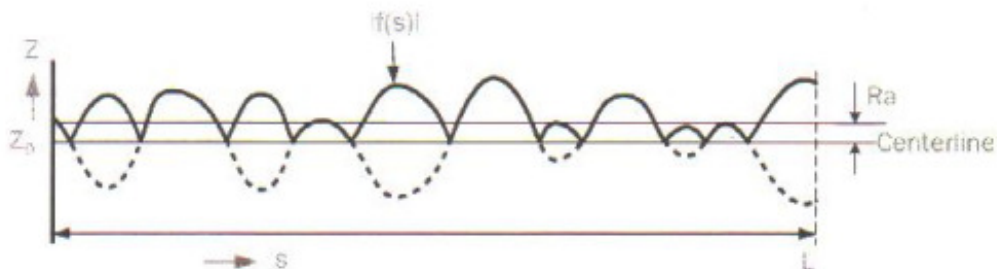


Slika 6.21. Prikaz profila sa označenom srednjom linijom Z_0

WINSPM računa tri vrste hrapavosti:

- Prosečna hrapavost (R_a): Definisana je kao prosečno rastojanje srednje linije kada se posmatra kao da su lokalni minimumi zamenjeni lokalnim maksimumima, što je definisano standardom JIS B0601:1998. Prosečna hrapavost je definisana formulom:

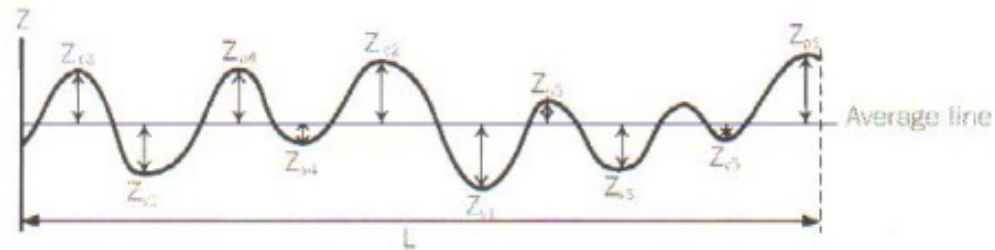
$$R_a = \frac{1}{L} \int_0^L |f(s) - Z_0| ds$$



Slika 6.22. Slika profila sa apsolutnim vrednostima u odnosu na srednju liniju

- Hrapavost metodom najmanjih kvadrata (Rq): Definisana je kao devijacija metode najmanjih kvadrata u odnosu na srednju liniju Z_0 :

$$Rq = \sqrt{\frac{1}{L} \int_0^L (f(s) - Z_0)^2 ds}$$



Slika 6.23. Profil sa označenih 5 maksimuma i 5 minimuma

- Hrapavost proseka 10 tačaka (Rzjis): Ova vrsta hrapavosti se definiše kao zbir apsolutne vrednosti srednjih vrednosti devijacija, od srednje linije između najveće devijacije i pete najveće devijacije, i apsolutne vrednosti između najmanje devijacije i pete najmanje devijacije:

$$R_{zjis} = \frac{|z_{p1} + z_{p2} + z_{p3} + z_{p4} + z_{p5}| + |z_{v1} + z_{v2} + z_{v3} + z_{v4} + z_{v5}|}{10}$$

- Najveća razlika visina (Rz): Može se ilustrativno predstaviti kao razlika između “najvišeg brda” i “najdublje doline”: Ona se definiše kao razlika između najveće izmerene visine Z_{max} i najmanje izmerene visine Z_{min} , piezo-skenerom, duž njegove z ose, tokom analize slike.

$$Rz = Z_{max} - Z_{min}$$

PRILOG – D: Tabele rezultata talasnih aberacija

Tabela 6.15. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala SP-40, u sfernoj i asferičnoj geometriji, za optičke snage - 3D i + 3D

Uzorak SP-40		Sfera		Asfera	
		(-3.00 D)	(+ 3.00 D)	(-3.00 D)	(+ 3.00 D)
Optička snaga					
Defokus		4.446877	3.964006	3.855187	3.740346
Aberacije	Tilt X	0.48397	0.207039	1.441996	1.773942
	Tilt Y	0.877845	0.388029	0.412362	1.650427
	Astigmatizam 45°	0.029152	0.004205	0.036474	0.056224
	Astigmatizam 0°	0.042973	0.005709	0.067727	0.070572
	Trefoil X	0.004652	0.009245	0.008006	0.0006
	Trefoil Y	0.020286	0.006834	0.003864	0.003286
	Koma X	0.023182	0.036801	0.014679	0.019783
	Koma Y	0.009711	0.012965	0.026324	0.008146
	Sferna aberacija	0.073391	0.124907	0.031199	0.033034
	Sekundarna sferna aberacija	0.010874	0.007175	0.007477	0.003889
	Σ aberacija	1.576036	0.802909	2.050108	3.619903

Tabela 6.16. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala A, u sfernoj i asferičnoj geometriji, za optičke snage - 3D i + 3D

Uzorak A		Sfera		Asfera	
		(-3.00 D)	(+ 3.00 D)	(-3.00 D)	(+ 3.00 D)
Optička snaga					
Defokus		4.353785	3.776455	4.270448	3.715369
Aberacije	Tilt X	0.900091	0.736986	2.170733	0.500441
	Tilt Y	2.677905	0.377845	0.157566	1.508962
	Astigmatizam 45°	0.069168	0.011222	0.104146	0.042156
	Astigmatizam 0°	0.020886	0.034543	0.019496	0.033146
	Trefoil X	0.027803	0.001994	0.003012	0.048973
	Trefoil Y	0.06091	0.011097	0.008238	0.013384
	Koma X	0.077571	0.009152	0.007431	0.007921
	Koma Y	0.017139	0.025379	0.018345	0.088905
	Sferna aberacija	0.009734	0.133781	0.055577	0.05547
	Sekundarna sferna aberacija	0.014239	0.001479	0.006188	0.004026
	Σ aberacija	3.875446	1.343478	2.550732	2.303384

Tabela 6.17. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala B, u sfernoj i asferičnoj geometriji, za optičke snage - 3D i + 3D

Uzorak B		Sfera		Asfera	
Optička snaga		(-3.00 D)	(+ 3.00 D)	(-3.00 D)	(+ 3.00 D)
Defokus		3.90655	3.772676	4.092477	3.364903
Aberacije	Tilt X	0.411245	0.728373	1.900165	0.421777
	Tilt Y	2.81247	1.377151	1.82796	1.368045
	Astigmatizam 45°	0.0794	0.036095	0.121764	0.021965
	Astigmatizam 0°	0.0069491	0.003323	0.003897	0.023069
	Trefoil X	0.014271	0.004206	0.005032	0.000284
	Trefoil Y	0.011687	0.005052	0.000391	0.000327
	Koma X	0.0213	0.030169	0.007342	0.06652
	Koma Y	0.039509	0.032676	0.017566	0.074447
	Sferna aberacija	0.052392	0.168203	0.072314	0.069422
	Sekundarna sferna aberacija	0.002002	0.006289	0.002852	0.00245
	Σ aberacija	3.4512251	2.391537	3.959283	2.048306

Tabela 6.18. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala C, u sfernoj i asferičnoj geometriji, za optičke snage - 3D i + 3D

Uzorak C		Sfera		Asfera	
Optička snaga		(-3.00 D)	(+ 3.00 D)	(-3.00 D)	(+ 3.00 D)
Defokus		4.342302	3.700165	4.023479	3.507603
Aberacije	Tilt X	2.76284	0.39511	0.7054	1.54187
	Tilt Y	0.469534	0.300492	0.07369	2.453378
	Astigmatizam 45°	0.08197	0.060106	0.040873	0.028353
	Astigmatizam 0°	0.05113	0.044859	0.057878	0.088769
	Trefoil X	0.002257	0.007468	0.008631	0.000215
	Trefoil Y	0.008904	0.028466	0.002352	0.000472
	Koma X	0.000619	0.00322	0.046724	0.038452
	Koma Y	0.020112	0.085244	0.042648	0.039392
	Sferna aberacija	0.050187	0.158427	0.060293	0.102056
	Sekundarna sferna aberacija	0.014582	0.006141	0.019509	0.007386
	Σ aberacija	3.462135	1.089533	1.057998	4.300343

Tabela 6.19. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala SP-40, u toričnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Cilindar – 3.25D

Uzorak SP-40		Torik
Optička snaga		Sfera -3.00 D / Cilindar -3.25 D
Defokus		6.842009
Aberacije	Tilt X	0.223523
	Tilt Y	0.892565
	Astigmatizam 45°	2.363024
	Astigmatizam 0°	2.797259
	Trefoil X	0.001603
	Trefoil Y	0.035589
	Koma X	0.052528
	Koma Y	0.087076
	Sferna aberacija	0.298333
	Sekundarna sferna aberacija	0.002892
	Σ_{abercija}	6.754392

Tabela 6.20. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala A, u toričnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Cilindar – 3.25D

Uzorak A		Toric
Optička snaga		Sfera (-3.00 D)/Cilindar (-3.25 D)
Defokus		6.826157
Aberacije	Tilt X	1.850491
	Tilt Y	0.569324
	Astigmatizam 45°	1.527602
	Astigmatizam 0°	3.2582
	Trefoil X	0.034657
	Trefoil Y	0.046472
	Koma X	0.127037
	Koma Y	0.040601
	Sferna aberacija	0.284395
	Sekundarna sferna aberacija	0.005642
	Σ_{abercija}	7.744421

Tabela 6.21. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala B, u toričnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Cilindar – 3.25D

Uzorak B		Toric
Optička snaga		Sfera (-3.00 D)/Cilindar (-3.25 D)
Defokus		6.717304
Aberacije	Tilt X	3.207823
	Tilt Y	0.03099
	Astigmatizam 45°	1.977894
	Astigmatizam 0°	3.015604
	Trefoil X	0.019195
	Trefoil Y	0.015903
	Koma X	0.075059
	Koma Y	0.002001
	Sferna aberacija	0.264277
	Sekundarna sferna aberacija	0.010296
	Σ_{abercija}	8.619042

Tabela 6.22. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala C, u toričnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Cilindar – 3.25D

Uzorak C		Toric
Optička snaga		Sfera -3.00 D / Cilindar -3.25 D
Defokus		6.787477
Aberacije	Tilt X	0.736509
	Tilt Y	0.086929
	Astigmatizam 45°	3.5841
	Astigmatizam 0°	0.789238
	Trefoil X	0.017259
	Trefoil Y	0.051403
	Koma X	0.064576
	Koma Y	0.030909
	Sferna aberacija	0.291376
	Sekundarna sferna aberacija	0.000231
	Σ_{abercija}	5.65253

Tabela 6.23. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala SP-40, u progresivnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Adicija +1,75D

Uzorak SP-40		Progresiv
Optička snaga		Sfera -3.00 D / Adicija +1.75 D
Defokus		4.874264
Aberacije	Tilt X	3.225273
	Tilt Y	4.353386
	Astigmatizam 45°	0.032486
	Astigmatizam 0°	0.033238
	Trefoil X	0.006574
	Trefoil Y	0.000007
	Koma X	0.236226
	Koma Y	0.072384
	Sferna aberacija	1.718231
	Sekundarna sferna aberacija	0.344541
	Σ_{abercija}	10.022346

Tabela 6.24. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala A, u progresivnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Adicija +1,75D

Uzorak A		Progresiv
Optička snaga		Sfera -3.00 D / Adicija +1.75 D
Defokus		5.00963
Aberacije	Tilt X	3.970653
	Tilt Y	2.232861
	Astigmatizam 45°	0.032937
	Astigmatizam 0°	0.018763
	Trefoil X	0.00789
	Trefoil Y	0.0162
	Koma X	0.356256
	Koma Y	0.423738
	Sferna aberacija	1.69068
	Sekundarna sferna aberacija	0.351036
	Σ_{abercija}	9.101014

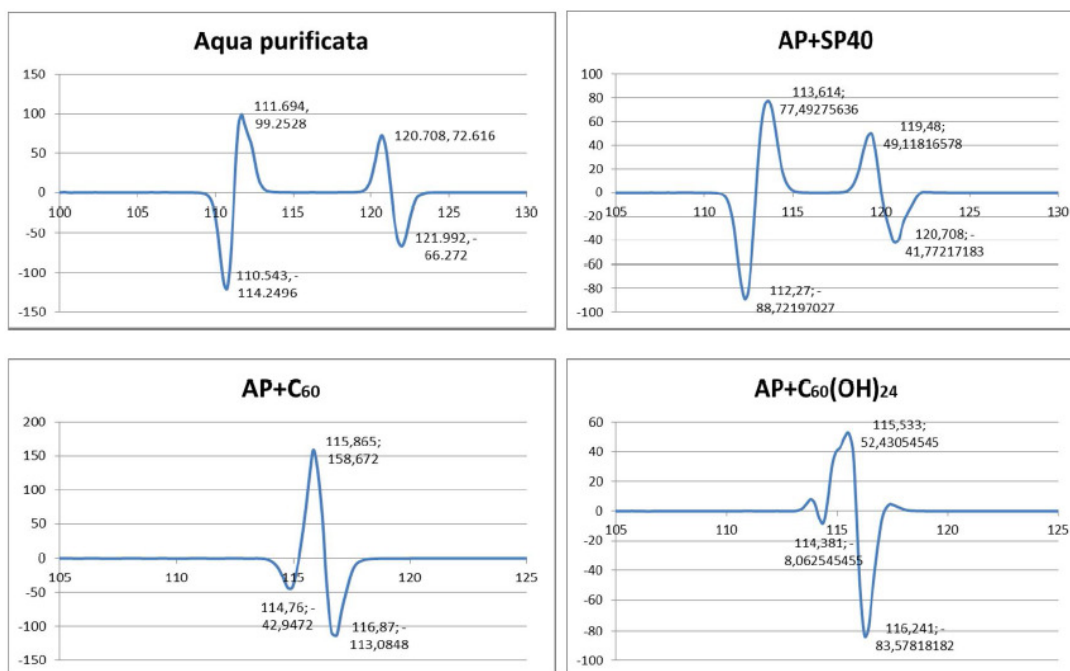
Tabela 6.25. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala B, u progresivnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Adicija +1,75D

Uzorak B		Progresiv
Optička snaga		Sfera -3.00 D / Adicija +1.75 D
Defokus		4.982575
Aberacije	Tilt X	4.971886
	Tilt Y	0.587622
	Astigmatizam 45°	0.00978
	Astigmatizam 0°	0.025966
	Trefoil X	0.000833
	Trefoil Y	0.006484
	Koma X	0.001666
	Koma Y	0.246335
	Sferna aberacija	1.741305
	Sekundarna sferna aberacija	0.351712
	Σ_{abercija}	7.943589

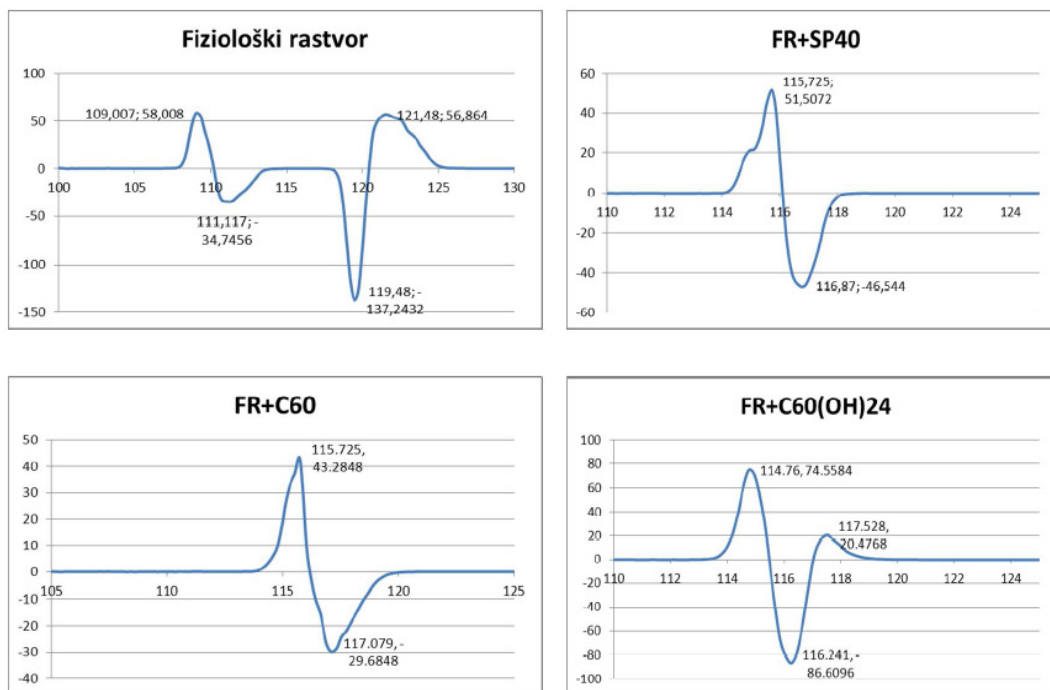
Tabela 6.26. Vrednosti defokusa i Zernike polinoma, za sočiva od materijala SP-40, u progresivnoj geometriji, za optičku snagu Sfera - 3D / Adicija +1,75D

Uzorak C		Progresiv
Optička snaga		Sfera -3.00 D / Adicija +1.75 D
Defokus		5.096206
Aberacije	Tilt X	5.231172
	Tilt Y	1.798012
	Astigmatizam 45°	0.027205
	Astigmatizam 0°	0.020922
	Trefoil X	0.003582
	Trefoil Y	0.005598
	Koma X	0.042958
	Koma Y	0.141259
	Sferna aberacija	1.714899
	Sekundarna sferna aberacija	0.325172
	Σ_{abercija}	9.310779

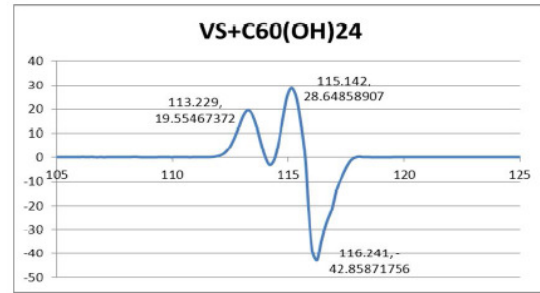
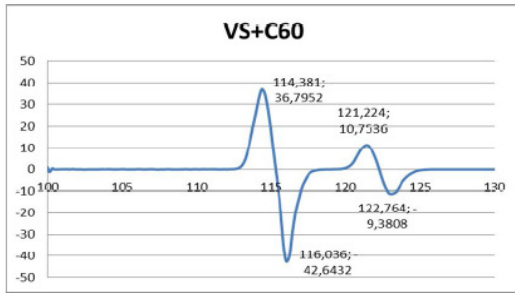
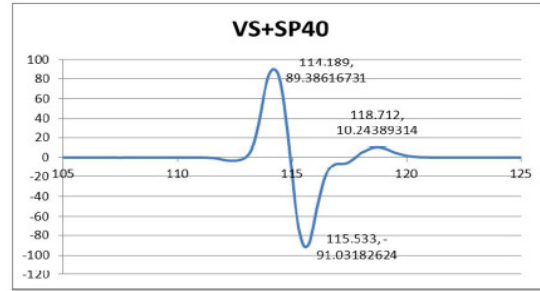
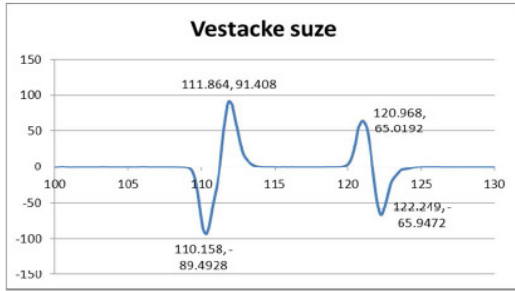
PRILOG - E: Uticaj nanofotonskih sočiva na biološke tečnosti [86]



Slika 6.49. Rezultati za aqua purificatu



Slika 6.50. Rezultati za fiziološki rastvor



Slika 6.51. Rezultati za veštačke suze

Biografija

Dragomir Stamenković je rođen 29.03.1959. godine u Beogradu. Osnovnu školu i gimnaziju završio je u Beogradu 1977. godine. Diplomirao je 1982. godine na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, na smeru za Vojno mašinstvo, sa srednjom ocenom u toku studija 8,86 (osam i 86/100). Doktorske studije na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu upisao je 2008/2009. godine na modulu za Biomedicinsko inženjerstvo.

Po diplomiranju, od 1983. godine, radio je u Vojno-tehničkom institutu (VTI) u Beogradu, kao građansko lice na službi u JNA, u sektoru 03 – optika i optoelektronika, na poslovima konstruisanja optičkih i optoelektronskih nišanskih i osmatračkih uređaja.

Od 1988. do 1991. godine, kao stipendista JNA, završava specijalističke-magistarske studije na Visokoj školi optike, u Institutu za teorijsku i primenjenu optiku u Parizu, Francuska. Završni rad je radio u kompaniji KINOPTIK u Parizu, na temu *Sistem za upravljanje vatrom na helikopteru Gazela*, a u okviru zajedničkog jugoslovensko-francuskog vojnog projekta.

Od 1991. godine vlasnik je i direktor OPTIX d.o.o – preduzeća za proizvodnju, promet i servisiranje optičkih i optoelektronskih uređaja u Zemunu, u okviru kojeg posluje laboratorija za proizvodnje optike za korekciju vida – kontaktnih sočiva.

Od jula 2009. godine zaposlen je, sa pola radnog vremena, kao asistent, na Fakultetu za specijalnu edukaciju i rehabilitaciju Univerziteta u Beogradu, na predmetima Optika u oftalmologiji i Optometrija. Od januara 2011. godine zaposlen je, sa pola radnog vremena, na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, kao saradnik na projektu za Biomedicinsko inženjerstvo „Funkcionalizacija nanomaterijala za dobijanje nove vrste kontaktnih sočiva i ranu detekciju dijabetesa“ odobrenog od strane Ministarstva za prosvetu i nauku za period od 2011-2014. godine - III 45009.

Autor je i koautor 18 radova koji su saopšteni na naučnim skupovima ili objavljeni u časopisima različitih kategorija, od kojih su dva rada objavljena u tematskim zbornicima međunarodnog značaja M14, a jedan rad u naučnom časopisu međunarodnog značaja M23.

Izjave

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а Драгомир Стаменковић

број уписа Д 13 / 08

Изјављујем

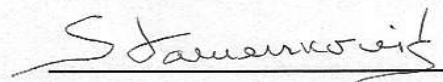
да је докторска дисертација под насловом

ИСТРАЖИВАЊЕ И РАЗВОЈ ГАСПРОПУСНИХ НАНОФОТОНСКИХ КОНТАКТНИХ СОЧИВА НА БАЗИ ПОЛИМЕТИЛАКРИЛАТА И ФУЛЕРЕНА

- 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, 12. 05. 2012. год



Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Драгомир Стаменковић

Број уписа Д 13 / 08

Студијски програм Биомедицинско инжењерство

Наслов рада ИСТРАЖИВАЊЕ И РАЗВОЈ ГАСПРОПУСНИХ НАНОФОТОНСКИХ
КОНТАКТНИХ СОЧИВА НА БАЗИ ПОЛИМЕТИЛАКРИЛАТА И ФУЛЕРЕНА

Ментор Проф. Др Ђуро Коруга

Потписани Драгомир Стаменковић

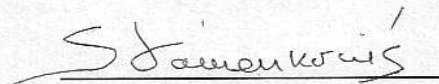
изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

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, 12. 05. 2012. год



Прилог 3.

Изјава о коришћењу

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

ИСТРАЖИВАЊЕ И РАЗВОЈ ГАСПРОПУСНИХ НАНОФОТОНСКИХ КОНТАКТНИХ СОЧИВА НА БАЗИ ПОЛИМЕТИЛАКРИЛАТА И ФУЛЕРЕНА

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, 12. 05. 2012. год

