



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
FAKULTET TEHNIČKIH NAUKA U  
NOVOM SADU



Slavica Gajić

**PROJEKTOVANJE, METROLOŠKA  
ANALIZA I OPTIMIZACIJA SOLENOIDA U  
SVRHU HOMOGENIZACIJE  
ELEKTROMAGNETSKOG POLJA  
ZA BIOMEDICINSKE  
EKSPERIMENTE**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Novi Sad, 2021.

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА<sup>1</sup>

Врста рада:	Докторска дисертација
Име и презиме аутора:	Мр Славица Гајић
Ментор (титула, име, презиме, звање, институција)	Др Платон Совиљ, ванредни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду
Наслов рада:	<b>Пројектовање, метролошка анализа и оптимизација соленоида у сврху хомогенизације електромагнетског поља за биомедицинске експерименте</b>
Језик публикације (писмо):	Српски (латиница)
Физички опис рада:	Унеги број: Страница: <u>102</u> Поглавља: <u>7</u> Референци: <u>135</u> Табела: <u>5</u> Слика: <u>40</u> Графикона: <u>0</u> Прилога: <u>3</u>
Научна област:	Електротехничко и рачунарско инжењерство
Ужа научна област (научна дисциплина):	Електрична мерења, метрологија и биомедицина
Кључне речи / предметна одредница:	Биоинжењеринг, пројектовање, метролошка анализа, оптимизација, соленоид, електромагнетско поље
Резиме на језику рада:	Један од доприноса ове дисертације је пројектовање и оптимизација соленоида у сврху хомогенизације електромагнетског поља соленоида за биомедицинске експерименте. У раду је извршена метролошка анализа предложеног рјешења, те се његова успјешност тестирала нумеричким и симулационим путем. Уведени су релативни односи димензија који омогућавају примјену предложеног рјешења у великом броју апликација за различите димензије експерименталне запремине и захтјеване нивое поља. Такође, извршена је и хардверска реализација прототипа предложеног рјешења, те је његова ефикасност тестирана и потврђена приликом поређења са актуелним системима из литературе.
Датум прихватања теме од стране надлежног већа:	28.05.2020.

<sup>1</sup> Аутор докторске дисертације потписао је и приложио следеће Обрасце:

5б – Изјава о ауторству;

5в – Изјава о истоветности штампане и електронске верзије и о личним подацима;

5г – Изјава о коришћењу.

Ове Изјаве се чувају на факултету у штампаном и електронском облику и не кориче се са тезом.

Датум одбране: (Попуњава одговарајућа служба)	
Чланови комисије: (титула, име, презиме, звање, институција)	Председник: др <b>Драган Пејић</b> , ванредни професор Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Члан: др <b>Митар Симић</b> , доцент Електротехнички факултет, Универзитет у Бањој Луци Члан: др <b>Саша Ћирковић</b> , научни сарадник Институт за физику, Београд Члан: др <b>Каролина Касаш – Лажетић</b> , ванредни професор Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Члан: др <b>Марјан Урекар</b> , доцент Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Члан, ментор: др <b>Платон Совиљ</b> , ванредни професор Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду
Напомена:	

**UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OR CENTER**

**KEY WORD DOCUMENTATION<sup>2</sup>**

Document type:	Doctoral dissertation
Author:	<b>Slavica Gajić</b> , M.Sc
Supervisor (title, first name, last name, position, institution)	<b>Platon Sovilj</b> , PhD., associate professor, Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad
Thesis title:	<b>Design, metrological analysis and optimization of solenoids for homogenization of electromagnetic fields in biomedical experiments</b>
Language of text (script):	Serbian language (latin)
Physical description:	Number of: Pages: <u>102</u> Chapters: <u>7</u> References: <u>135</u> Tables: <u>5</u> Illustrations: <u>40</u> Graphs: <u>0</u> Appendices: <u>3</u>
Scientific field:	Electrical and Computer Engineering
Scientific subfield (scientific discipline):	Electrical measurements, metrology and biomedicine
Subject, Key words:	Bioengineering, Modeling, Metrological Analysis, Optimization, Solenoids, Electromagnetic Field
Abstract in English language:	One of the contributions of this research is new design and optimization of solenoid for homogenization of electromagnetic fields in biomedical experiments. Proposed solution was metrological analyzed, and a numerical and simulation analysis of its performances was performed. Proposed optimal solenoid is scalable to desired sizes of the experimental volume and value of maximal magnetic induction intensitie was offered. Also, the hardware realization of the proposed solution prototype was performed, and its efficiency was tested and confirmed during comparison with other current systems in literature.
Accepted on Scientific Board on:	2020/05/28
Defended: (Filled by the faculty service)	

<sup>2</sup> The author of doctoral dissertation has signed the following Statements:

5б – Statement on the authority,

5в – Statement that the printed and e-version of doctoral dissertation are identical and about personal data,

5г – Statement on copyright licenses.

The paper and e-versions of Statements are held at he faculty and are not included into the printed thesis.

<p>Thesis Defend Board: (title, first name, last name, position, institution)</p>	<p>President: <b>Dragan Pejić</b>, PhD, associate professor, Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad</p> <p>Member: <b>Mitar Simić</b>, PhD, assistant professor Faculty of Electrical Engineering, University of Banja Luka</p> <p>Member: <b>Saša Ćirković</b>, PhD Institute of Physics, Belgrade</p> <p>Member: <b>Karolina Kasaš –Lažetić</b>, PhD, associate professor Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad</p> <p>Member: <b>Marijan Urekar</b>, PhD, assistant professor Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad</p> <p>Member, Mentor: <b>Platon Sovilj</b>, PhD, associate professor Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad</p>
<p>Note:</p>	

# Rezime

Elektromagnetska polja veoma niskih frekvencija, njihov uticaj na život ljudi, kao i primjena u dijagnostici i liječenju različitih oboljenja, posljednjih godina predstavljaju jedan od vodećih interesovanja naučne zajednice. Kako se ista sve više koriste u biomedicinske svrhe, naučnicima su postavljena mnogobrojna pitanja vezana za granične nivoe elektromagnetskih polja, te efekte koje ta polja izazivaju. Odgovore na ova pitanja mogu dati samo buduća istraživanja sa sistemima ekspozicije dizajniranim specijalno za tu namjenu, koja su u mogućnosti da obezbijede skalabilno, homogeno magnetsko polje dovoljno velike zapremine da se u okviru iste mogu vršiti kako *in vivo* tako i *in vitro* eksperimenti. Iz tog razloga, predmet istraživanja u ovoj doktorskoj disertaciji je projektovanje, metrološka analiza i razvoj sistema baziranog na konfiguraciji solenoida koji omogućava generisanje homogenog magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine. Oblast istraživanja obuhvata projektovanje, metrološku analizu i optimizaciju solenoida kao i hardversku realizaciju prototipa sistema radi evaluacije postignutih performansi.

U praktičnoj realizaciji projektovanog modela solenoida, baziranog na teorijskim saznanjima, izvršena je njegova metrološka analiza. Prvo se pristupilo numeričkoj analizi predloženog rješenja softverskim putem, te je izvršena njegova optimizacija sa stanovišta postignutih performansi i složenosti kasnije hardverske realizacije. Vodilo se računa o potrebnim računarskim resursima prilikom numeričkih analiza. Potom je izvršena simulaciona analiza odabranog rješenja, da bi se u konačnici pristupilo i hardverskoj realizaciji njegovog prototipa čime su se potvrdila i prethodna metrološka razmatranja. Takođe, uvedene su relativne dimenzije projektovanog sistema, čime je omogućena njegova primjena za različito definisane dimenzije eksperimentalnih zapremina i zahtjevano vrijednosti magnetskog polja unutar iste. Takođe, izvršeno je razdvajanje konfiguracije projektovanog solenoida na dva segmenta sa odvojenim napajanjem, čime je omogućeno generisanje i homogenog i gradijentnog magnetskog polja u unutrašnjosti solenoida, u zavisnosti od specificiranih eksperimentalnih zahtjeva.

**Ključne riječi:** Solenoid, Elektromagnetsko polje, Modelovanje, Metrološka analiza, Optimizacija, Bioinženjering.

# Abstract

There is a rising interest among scientific community from static to extremely low-frequency magnetic fields, applications in the diagnosis and treatment of various diseases and their influence on life. As those fields are increasingly used for biomedical purposes, there are inevitable questions on the threshold levels of the field; caused effects of these fields. Answers to these questions require further experimenting, preferably with an exposure system designed for the purpose, which can provide scalable homogeneous extremely low-frequency magnetic field inside an experimental volume large enough to accommodate *in vivo* as well as *in vitro* experiments. In this doctoral dissertation, research topic is related to the design, development and metrological analysis of a model of system for homogeneous electromagnetic field generation within volume of interest, based on solenoid structure. Research topic includes and solenoid design as well as development of solenoid prototype for hardware quality evaluation of proposed design.

Based on theoretical expectations, the projected model of the solenoid is practical realized and its metrological analysis was performed. First, the numerical analysis of the proposed solution was approached by software, and its optimization was performed based on achieved performance and complexity of later hardware implementation. The necessary computer resources were taken into account during numerical analysis. Then, a simulation analysis of the selected solution was performed, in order to finally approach the hardware realization of its prototype, which confirmed the previous metrological considerations. Also, the relative dimensions of the designed system were introduced, which enabled its application for differently defined dimensions of experimental volumes and required values of the magnetic field within it. Moreover, the configuration of the designed solenoid was separated into two segments with different power supply, which enabled the generation of both homogeneous and gradient magnetic field inside the solenoid, depending on the specified experimental requirements.

**Keywords:** Solenoids, Electromagnetic field, Modeling, Metrological Analysis, Optimization, Bioengineering.

# Zahvalnica

Iskrenu zahvalnost dugujem prof. dr Vesni Spasić-Jokić na dugogodišnjoj saradnji, nesebičnoj podršci i pruženoj prilici da se bavim istraživanjem iz oblasti. Takođe, veliku zahvalnost želim iskazati i prof. dr Platonu Sovilju što mi je pružio mogućnost da vršim istraživanje pod njegovim mentorstvom, kao i za svu podršku, stručna i tehnička savjetovanja u toku pisanja disertacije.

Zahvalnost dugujem i dr Saši Ćirkoviću i dr Jasni Ristić-Đurović sa Instituta za fiziku, Beograd, na nesebičnoj razmjeni znanja i zajedničkom naučno-istraživačkom radu, te korisnim instrukcijama i komentarima.

Nesebičnom razmjenom iskustava i diskusijama mnogo su mi pomogle brojne kolege sa Elektrotehničkog fakulteta Univerziteta u Banjoj Luci. Zahvalnost dugujem članovima Katedre za opštu elektrotehniku na razumijevanju i pruženoj podršci tokom svih godina mojih doktorskih studija. Posebnu zahvalnost želim iskazati doc. dr Mitru Simiću, doc. dr Mihajlu Saviću, doc. dr Snježani Maksimović, višem asistentu Veliboru Đaliću i asistentici Vanji Starčević.

Prof. dr Jelena Radić i doc. dr Aleksandar Pajkanović su mi mnogo pomogli oko velikog broja administrativnih poslova u Studentskoj službi.

Na kraju, ali ne po važnosti, neizmjereno se zahvaljujem svojoj porodici, roditeljima Mirjani i Slavku, suprugu Sanjinu, bratu Milanu, djeci Ani i Aleksi, na bezuslovnoj i beskrajnoj podršci i ljubavi.

Posvećeno ocu Slavku.

U Banjoj Luci, 07. oktobra 2020. godine  
(Uređeno 16. aprila 2021. godine)  
Slavica Gajić



## Acknowledgement

I would like to express my immense gratitude to full professor Vesna Spasić-Jokić of many years standing cooperation, selfless support and given opportunity to conduct this research. Also, I want to express sincere gratitude to my supervisor, associate professor Platon Sovilj, for opportunity to conduct this research under his supervision and for his support during my research studies and the developments of this thesis work.

I would especially like to thank Saša Ćirković, PhD and Jasna Ristić-Đurović, PhD from Institute of Physics Belgrade, for unselfish exchange of knowledge, very useful instructions and comments and on jointly written scientific papers.

With unselfish exchange of experience and discussion many colleagues from the Faculty of Electrical Engineering in Banja Luka helped me a lot. I owe my gratitude to the members of the Chair of General Electrical Engineering for comprehension and provide support during all the years of my doctoral studies. I would like to express special gratitude to Mitar Simić, PhD, Mihajlo Savić, PhD, Snježana Maksimović, PhD, Velibor Đalić, PhD student and Vanja Starčević, master student.

Associate professor Jelena Radić and assistant professor Aleksandar Pajkanović helped me a lot with huge number of administrative tasks in Registrar's Office.

And last, but not least, I would like to express my deepest gratitude to my family, my parents Mirjana and Slavko, husband Sanjin, brother Milan, children Ana and Aleksa, for their love, patience and never ending support.

Dedicated to my father Slavko.

In Banja Luka, 07th October 2020  
(Updated: 16th April 2021)  
Slavica Gajić

## Popis korišćenih skraćenica

<b>ACK</b>	<i>Acknowledgement</i> (srp. Zahvalnica)
<b>ELF</b>	<i>Extremely Low Frequency</i> (srp. Ekstremno niske frekvencije)
<b>SMF ili VKMP</b>	<i>Static Magnetic Field</i> (srp. Vremenski konstantno magnetsko polje)
<b>MR</b>	<i>Magnetic Resonance</i> (srp. Magnetska rezonansa)
<b>DNA ili DNK</b>	<i>Deoxyribonucleic Acid</i> (srp. Dezoksiribonukleinska kiselina)
<b>VSMC</b>	<i>Vascular Smooth Muscle Cells</i> (srp. Vaskularne glatke mišićne ćelije)
<b>IR</b>	<i>Ionizing Radiation</i> (srp. Jonizujuće zračenje)
<b>NIR</b>	<i>Non-Ionizing Radiation</i> (srp. Nejonizujuće zračenje)
<b>UV</b>	<i>UltraViolet</i> (srp. Ultraljubičasto)
$\gamma$	<i>Gamma rays</i> (srp. Gama zraci)
<b>X</b>	<i>X rays (Röntgen rays)</i> (srp. X-zraci ili Rendgenski zraci)
<b>VHEGR</b>	<i>Very-high-energy gamma rays</i> (srp. Veoma visokoenergetski gama zraci)
<b>UHEGR</b>	<i>Ultra-high-energy gamma rays</i> (srp. Ultra visokoenergetski gama zraci)
<b>HX</b>	<i>Hard X rays</i> (srp. Tvrdi X zraci)
<b>SX</b>	<i>Soft X rays</i> (srp. Meki X zraci)
<b>EUV</b>	<i>Extreme ultraviolet rays</i> (srp. Ekstremni ultraljubičasti zraci)
<b>UVA</b>	<i>Ultraviolet A rays</i> (srp. Ultraljubičasti A zraci)
<b>UVB</b>	<i>Ultraviolet B rays</i> (srp. Ultraljubičasti B zraci)
<b>UVC</b>	<i>Ultraviolet C rays</i> (srp. Ultraljubičasti C zraci)
<b>VL</b>	<i>Visible light</i> (srp. Vidljiva svjetlost)
<b>IR</b>	<i>Infrared</i> (srp. Infracrveno)
<b>CIE</b>	<i>International Commission on Illumination</i> (srp. Međunarodna komisija za osvetljenje)
<b>NIR</b>	<i>Near - Infrared</i> (srp. Blisko infracrveno područje)
<b>MIR (MWIR)</b>	<i>Mid (Wave)- Infrared</i> (srp. Srednje infracrveno područje)
<b>FIR</b>	<i>Far - Infrared</i> (srp. Daleko infracrveno područje)
<b>SWIR</b>	<i>Short-wave Infrared</i> (srp. Kratko infracrveno područje)
<b>LWIR</b>	<i>Long Wave Infrared</i> (srp. Dugo infracrveno područje)
<b>VLWIR</b>	<i>Very Long Wave Infrared</i> (srp. Veoma dugo infracrveno područje)
<b>O-band</b>	<i>Original Band</i> (srp. Osnovni opseg)
<b>E-band</b>	<i>Extended Band</i> (srp. Prošireni opseg)
<b>S-band</b>	<i>Short Band</i> (srp. Opseg kratkih talasnih dužina)
<b>C-band</b>	<i>Conventional Band</i> (srp. Konvencionalni opseg)
<b>L-band</b>	<i>Long Band</i> (srp. Opseg velikih talasnih dužina)
<b>U-band</b>	<i>Ultralong Band</i> (srp. Opseg veoma velikih talasnih dužina)

<b>RF</b>	<i>Radio Frequency</i> (srp. Radio frekvencije)
<b>ITU</b>	<i>International Telecommunications Union</i> (srp. Međunarodna unija za telekomunikacije)
<b>IEEE</b>	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i> (srp. Institut inženjera elektrotehnike i elektronike)
<b>SLF</b>	<i>Super low frequency</i> (srp. Super niske frekvencije)
<b>ULF</b>	<i>Ultra low frequency</i> (srp. Ultra niske frekvencije)
<b>VLF</b>	<i>Very low frequency</i> (srp. Veoma niske frekvencije)
<b>LF</b>	<i>Low frequency</i> (srp. Niske frekvencije)
<b>MF</b>	<i>Medium frequency</i> (srp. Srednje frekvencije)
<b>HF</b>	<i>High frequency</i> (srp. Visoke frekvencije)
<b>VHF</b>	<i>Very high frequency</i> (srp. Veoma visoke frekvencije)
<b>UHF</b>	<i>Ultra high frequency</i> (srp. Ultra visoke frekvencije)
<b>SHF</b>	<i>Super high frequency</i> (srp. Super visoke frekvencije)
<b>EHF</b>	<i>Extremely high frequency</i> (srp. Ekstremno visoke frekvencije)
<b>THF - THz</b>	<i>Tremendously high frequency - Terahertz</i> (srp. Izuzetno visoke frekvencije - Terahertz)
<b>LASER</b>	<i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i> (srp. Pojačanje svjetlosti stimulisanom emisijom zračenja)
<b>DCS ili DKS</b>	<i>Decart Coordinate System</i> (srp. Dekartov koordinatni sistem)
<b>CCS ili CKS</b>	<i>Cylindrical Coordinate System</i> (srp. Cilindrični koordinatni sistem)
<b>MRI</b>	<i>Magnetic Resonance Imaging</i> (srp. Vizuelizacija magnetskom rezonansom)
<b>TRIAL</b>	<i>TNF-relatedapoptosis-inducing ligan</i> (srp. TNF - vezani ligand koji indukuje apoptozu)
<b>TMS</b>	<i>Transcranial Magnetic Stimulation</i> (srp. Transkranijalna magnetska stimulacija)
<b>EEG</b>	<i>Electroencephalogram</i> (srp. Elektroencefalogram)
<b>ICNIRP</b>	<i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection</i> (srp. Međunarodna komisija za zaštitu od nejonizujućeg zračenja)
<b>TSH</b>	<i>Thyroid-Stimulating Hormone</i> (srp. Hormon štitne žlijezde)
<b>ACTH</b>	<i>AdrenoCorticoTropic Hormone</i> (srp. Adrenokortikotropni hormon)
<b>GH</b>	<i>Growth Hormone</i> (srp. Hormon rasta)
<b>ALS</b>	<i>Amyotrophic Lateral Sclerosis</i> (srp. Amiotrofična lateralna skleroza)
<b>IARC</b>	<i>International Agency for Research on Cancer</i> (srp. Internacionalna agencija za praćenje karcinoma)
<b>WHO</b>	<i>World Health Organization</i> (srp. Svjetska zdravstvena organizacija)

## Popis slika

1	Dva tačkasta naelektrisanja koja se kreću konstantnim brzinama u vakuumu.	31
2	Linije vektora magnetske indukcije tačkastog naelektrisanja koje se kreće konstantnom brzinom u vakuumu.	31
3	Zapreminski, površinski i linijski strujni element, respektivno.	32
4	Vektor magnetske indukcije na osi kružne konture sa vremenski konstantnom strujom jačine $I$ .	35
5	Vektor magnetske indukcije kružne konture sa vremenski konstantnom strujom jačine $I$ u proizvoljnoj tački prostora u njenoj okolini.	37
6	a) Helmholtcov namotaj sa dvije zavojnice poluprečnika $R$ na međusobnom rastojanju $h = R$ ; b) Linije polja vektora magnetske indukcije Helmholtcovog namotaja sa dvije kružne zavojnice.	41
7	a) Helmholtcov namotaj sa četiri zavojnice; b) Helmholtcov namotaj sa šest zavojnica.	42
8	Meritov sistem namotaja sa tri i četiri kvadratne zavojnice.	43
9	Maksvelov sistem namotaja sa tri kružne zavojnice.	44
10	Li-Vitingov sistem namotaja.	44
11	Aldred-Skolarov sistem namotaja.	45
12	Rubensov sistem namotaja sa pet kvadratnih zavojnica.	45
13	Sistem tetra zavojnica.	46
14	Poprečni presjek tankog solenoida.	48
15	Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi tankog solenoida.	50
16	Poprečni presjek solenoida debljine $D$ i dužine $L$ .	50
17	Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi solenoida debljine $D = 5$ cm.	51
18	Poprečni presjek a) kružne konture poluprečnika $R$ , b) tankog solenoida poluprečnika $R$ i dužine $L$ , c) solenoida debljine $D$ , dužine $L$ i poluprečnika $R$ .	52
19	Intenzitet vektora magnetske indukcije po površi u $(rOz)$ -ravni unutar osnovnog solenoida dimenzija $L = 50$ cm, $R = 17$ cm, $D = 5$ cm, i $J = 2,72$ A/mm <sup>2</sup> , $N = 25000$ navojaka postavljenih u 50 redova.	53
20	Homogenizacija magnetskog polja duž ose solenoida.	54
21	Tri prijedloga projektovanog solenoida.	55
22	Zavisnost intenziteta vektora magnetske indukcije i postignute homogenizacije od dimenzija dodatnih namotaja $d$ i $l$ za svaki od projektovanih solenoida u slučaju dimenzija osnovnog solenoida: $D = 5$ cm, $L = 50$ cm, $R = 17$ cm i gustinom struje $J = 2,72$ A/mm <sup>2</sup> .	58
23	Trodimenzionalni prikaz predloženog dizajna solenoida sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem u cilindričnom koordinatnom sistemu.	60

24	Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi osnovnog solenoida dimenzija $D = 5$ cm, $L = 50$ cm i $R = 17$ cm (plava kriva), te projektovanog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija $d = 6,5$ cm, $l = 5,5$ cm (crvena kriva). . . . .	61
25	Intenzitet vektora magnetske indukcije po površi u $(rOz)$ -ravni unutar osnovnog solenoida dimenzija $D = 5$ cm, $L = 50$ cm i $R = 17$ cm (lijevo), te projektovanog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija $d = 6,5$ cm, $l = 5,5$ cm (desno). . . . .	61
26	Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi projektovanog solenoida sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem dimenzija $D = 5$ cm, $L = 50$ cm, $R = 25$ cm, $l = 3$ cm u zavisnosti od dimenzije $d$ . . . . .	62
27	Zavisnost intenziteta vektora magnetske indukcije i postignute homogenizacije po osi solenoida od dimenzija dodatnog, pravougaonog namotaja $d$ i $l$ . . . . .	63
28	Razlika u intenzitetu vektora magnetske indukcije prilikom proračuna za različit stepen, $n$ , aproksimacije polinoma eliptičkih integrala prvog i drugog reda. . . . .	65
29	Zavisnost intenziteta vektora magnetske indukcije od dimenzija solenoida. . . . .	66
30	Zavisnost postignute homogenizacije magnetskog polja na osi solenoida od dimenzija solenoida. . . . .	67
31	Homogenizacija magnetskog polja u $(rOz)$ -ravni. Poređeni parametri $B/R$ i $\delta$ dati su za osnovni solenoid i modifikovani solenoid sa relativnim odnosima iz klase $L/R = 2$ i $D/R = 0,2$ . . . . .	68
32	Poređenje $\Delta S$ i $\Delta z$ pristupa. . . . .	69
33	Optimalan solenoid. . . . .	72
34	Simulacioni model optimalnog solenoida sa simetričnim napajanjem. . . . .	74
35	Simulacioni model optimalnog solenoida sa asimetričnim napajanjem koje obezbjeđuje gradijentno polje unutar eksperimentalne zapremine. . . . .	75
36	Kvalitet postignute homogenizacije. . . . .	76
37	Sistemi zavojnica korišteni za poređenje postignute homogenizacije magnetskog polja kod modifikovanog solenoida. . . . .	77
38	Prototip projektovanog novog modela solenoida. . . . .	78
39	Digitalni teslametar DTM-151, Group3 Technology, Auckland, New Zealand, korišten prilikom izvođenja eksperimenta na realizovanom prototipu sistema. . . . .	79
40	Poređenje rezultata homogenizacije magnetskog polja na osi solenoida dobijenih pomoću četiri metoda: analitički, jednostavno numerički, numerički i mjereno. . . . .	80

## Popis tablica

1	Standardna devijacija i varijansa kroz $(rOz)$ -ravan u slučaju osnovnog solenoida i redizajniranog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija $d = 6,5$ cm, $l = 5,5$ cm. . . . .	60
2	Vrijeme izvršavanja MATLAB-ovog programa koji kao rezultat daje intenzitet vektora magnetske indukcije unutar solenoida u tačkama na $(rOz)$ -ravan u slučaju osnovnog solenoida i projektovanog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija $d = 6,5$ cm, $l = 5,5$ cm, za slučajeve kada se u proračunu koriste aproksimacije polinoma eliptičkih integrala prvog i drugog reda sa stepenom aproksimacije $n = 3, 4, 5$ . . . . .	64
3	Maksimalna razlika u intenzitetu vektora magnetske indukcije prilikom proračuna za različit stepen $n$ aproksimacije polinoma eliptičkih integrala prve i druge vrste koji se koriste u proračunima za projektovani solenoid dimenzija $d = 6,5$ cm i $l = 5,5$ cm koji daje najbolju homogenizaciju magnetskog polja unutar solenoida. . . . .	65
4	Pregledna tablica testiranih sistema korištenih za ocjenu postignutih performansi. . . . .	76
5	Karakteristike realizovanog prototipa solenoida sa unutrašnjim, dodatnim pravougaonim namotajem. . . . .	81

# Sadržaj

Rezime	i
Abstract	ii
Zahvalnica	iii
Acknowledgement	iv
Popis korišćenih skraćenica	v
Popis slika	vii
Popis tablica	ix
<b>1 UVOD</b>	<b>1</b>
1.1 Problem istraživanja . . . . .	1
1.2 Predmet istraživanja . . . . .	3
1.3 Ciljevi istraživanja . . . . .	3
1.4 Naučni doprinosi . . . . .	3
1.5 Organizacija disertacije . . . . .	4
<b>2 STANJE U OBLASTI ISTRAŽIVANJA</b>	<b>8</b>
2.1 Elektromagnetski spektar . . . . .	8
2.1.1 Jonizujuće zračenje . . . . .	8
2.1.2 Nejonizujuće zračenje . . . . .	9
2.2 Električno i magnetsko polje unutar tijela . . . . .	14
2.2.1 Procjena izloženosti . . . . .	15
2.2.2 Modeli za eksperimentalne svrhe . . . . .	17
2.2.3 Stohastički efekti, pragovi i odnosi doze i reakcije . . . . .	17
2.3 Uticaj ELF polja na ćelije i tkiva . . . . .	18
2.3.1 Nervni sistem . . . . .	18
2.3.2 Neuroendokrini sistem . . . . .	21
2.3.3 Neurodegenerativni poremećaji . . . . .	22
2.3.4 Kardiovaskularni poremećaji . . . . .	22
2.3.5 Imunološki i hematološki sistem . . . . .	22
2.3.6 Reprodukcijska i razvoj . . . . .	23
2.3.7 Karcinom . . . . .	23
2.3.8 Procjena zdravstvenog rizika i zaštitne mjere . . . . .	25
2.4 Aktuelna istraživanja . . . . .	25
2.4.1 Poznate postavke za generisanje ELF EM polja i njihova primjena u liječenju oboljenja . . . . .	25

2.4.2	Rezime . . . . .	27
<b>3</b>	<b>TEORIJSKI MODELI I METODE</b>	<b>29</b>
3.1	Vremenski konstantno magnetsko polje . . . . .	29
3.1.1	Strujni element . . . . .	32
3.1.2	Bio-Savarov zakon . . . . .	32
3.1.3	Magnetski fluks . . . . .	33
3.2	Vektor magnetske indukcije kružne konture . . . . .	34
3.2.1	Magnetsko polje na osi kružne konture . . . . .	34
3.2.2	Magnetsko polje u proizvoljnoj tački prostora . . . . .	36
3.3	Homogena magnetska polja . . . . .	40
3.3.1	Vektor magnetske indukcije Helmholtcovog sistema namotaja . . . . .	40
3.3.2	Vektor magnetske indukcije Meritovog sistema namotaja . . . . .	42
3.3.3	Vektor magnetske indukcije Maksvelovog sistema namotaja . . . . .	43
3.3.4	Vektor magnetske indukcije Li-Vitingovog sistema namotaja . . . . .	44
3.3.5	Vektor magnetske indukcije Aldred-Skolarovog sistema namotaja . . . . .	45
3.3.6	Vektor magnetske indukcije Rubensovog sistema namotaja . . . . .	45
3.3.7	Sistem tetra zavojnica . . . . .	46
3.4	Gradijentna magnetska polja . . . . .	47
<b>4</b>	<b>PROJEKTOVANJE I OPTIMIZACIJA NOVOG MODELA SOLENOIDA</b>	<b>48</b>
4.1	Vektor magnetske indukcije solenoida . . . . .	48
4.1.1	Magnetsko polje na osi solenoida . . . . .	48
4.1.2	Magnetsko polje u proizvoljnoj tački zapremine solenoida . . . . .	51
4.2	Homogenizacija magnetskog polja solenoida . . . . .	53
4.3	Rezime . . . . .	55
<b>5</b>	<b>METROLOŠKA ANALIZA NOVOG MODELA</b>	<b>57</b>
5.1	Numerička analiza novog modela . . . . .	57
5.1.1	Uticaoj aproksimacije polinoma $n$ -tog stepena razvoja eliptičkih integrala prve i druge vrste . . . . .	63
5.1.2	Uvođenje relativnih odnosa dimenzija solenoida . . . . .	66
5.1.3	Odabir kriterijuma homogenizacije - $\Delta S$ ili $\Delta z$ . . . . .	68
5.1.4	Omski gubici . . . . .	70
5.1.5	Rezime . . . . .	73
5.2	Simulaciona analiza novog modela . . . . .	73
5.2.1	Poređenje postignutih performansi projektovanog sistema sa aktuelnim sistemima . . . . .	76
5.3	Realizacija prototipa novog modela . . . . .	78
5.3.1	Rezime . . . . .	80



<b>6 ZAKLJUČAK</b>	<b>82</b>
<b>LITERATURA</b>	<b>84</b>
<b>PRILOG</b>	<b>96</b>
1. MATLAB® kod . . . . .	96
2. Spisak objavljenih naučnih radova . . . . .	99
3. Biografija kandidata . . . . .	102

# 1 UVOD

## 1.1 Problem istraživanja

Posljednjih godina postoji interesovanje naučne zajednice za elektromagnetsko polje veoma niskih frekvencija (ELF), njegov uticaj na život ljudi, kao i primjenu u dijagnostici i liječenju različitih oboljenja. Stoga, ova polja postaju predmet istraživanja, pa se eksperimenti izvode *in vitro* na ljudskim i životinjskim tkivima, kao i *in vivo* na dobrovoljcima ili na životinjama. Sve se vrši upotrebom širokog spektra eksperimentalnih instalacija kao što su permanentni magneti, Helmholtzovi<sup>1</sup> zavojci, Meritovi<sup>2</sup> zavojci i solenoidi.

Rezultati dobijeni u MR skeneru i primjenom ciklotronskog magneta, ukazuju da jako magnetsko polje stalnog magneta (VKMP) izaziva značajne efekte na izloženom tijelu. Bilo homogeno ili nehomogeno, ovo polje prouzrokuje biomedicinske promjene čiji su efekti različiti u zavisnosti od orijentacije samog polja. Dokazi ukazuju da VKMP utiče ne samo na rast, širenje i strukturu ćelija karcinoma, već i da ima potencijal da poboljša citokritičnost hemijskog faktora, posebno hemoterapijskih lijekova [1]. U prethodne dvije decenije, izvedeni eksperimenti su pokazali da VKMP može povećati i efekat uništavanja prouzrokovanih antineoplastičnim lijekovima na ćelijama karcinoma, što direktno otvara mogućnosti za njegovu primjenu u liječenju sinergijski sa farmaceutskim tretmanima. Pokazano je da primjena polja stalnog magneta od 8,8 mT zajedno sa 10 mg/ml cisplatina rezultuje inhibicijom aktivnosti metabolizma, promjenama u raspodjeli ćelijskog ciklusa, te ozbiljnim oštećenjima na DNA [2]. Sa druge strane, pokazano je da primjena VKMP na ćelije leukemije kod ljudi, u kombinaciji sa mješavinom tipskih medikamenata u sastavu hemioterapije, pojačava citotoksične efekte lijekova u izvedenim *in vitro* testovima rasta ćelija [1]. U *in vivo* eksperimentima sa miševima koji boluju od karcinoma pluća pokazano je da kombinacija VKMP sa standardnom terapijom značajno produžava životni vijek miševa. Takođe, u istom radu je pokazano da se VKMP može koristiti i za bezbjedno liječenje rezistentnog karcinoma dojke. VKMP polja niskih snaga ublažavanju pojavu abnormalnih bioloških osobina vaskularnih glatkih mišićnih ćelija (VSMC), te imaju potencijal da blokiraju aterogenezu<sup>3</sup> i spriječe restenozu<sup>4</sup>[3]. O ostalim efektima elektromagnetskog polja stalnog magneta na izložene ćelije ili tkiva detaljnije će se govoriti u Odjeljku 2.3.

Zbog sve veće primjene magnetskog polja veoma niskih frekvencija u biomedicinske svrhe, kao neizbježna u naučnoj zajednici nameću se pitanja koja su direktno vezana za granične nivoe magnetskog polja kojem se tijelo izlaže, tj. kako prouzrokovani efekti

---

<sup>1</sup>izvorno: Hermann Ludwig Ferdinand von Helmholtz (1821–1894), njemački ljekar i fizičar koji je dao značajan doprinos u nekoliko različitih naučnih oblasti.

<sup>2</sup>R. Merritt, Odsjek za fiziku, Dalhousie Univerzitet, Halifax, Nova Scotia, Canada.

<sup>3</sup>(eng. Atherogenesis) proces formiranja ateroma, plakova na unurašnjem zidu arterije.

<sup>4</sup>(eng. Restenosis) ponovno sužavanje arterija koje može nastati nakon interventne angioplastike ili ugradnje stenta.

zavise od nivoa tog polja, njegove homogenosti, pravca, te reverzibilnost izazvanih efekata. Odgovori na ova pitanja zahtijevaju buduća istraživanja, što nameće potrebu za sistemima koji su specijalno dizajnirani u svrhu testiranja, a koji obezbjeđuju homogeno ELF magnetsko polje sa relativno velikom vršnom vrijednošću unutar eksperimentalne zapremine. Sa druge strane, takva zapremina treba da bude dovoljno velika da se u njoj mogu izvesti kako *in vitro* tako i *in vivo* eksperimenti.

Primjena namotaja kao jedne od mogućih instalacija pri generisanju magnetskog polja veoma niskih frekvencija ima brojne i veoma različite namjene, što je rezultovalo i velikim brojem eksperimenata koji su doprinijeli poboljšanju i optimizaciji njihovih performansi. Neke od tih primjena su opisane u radovima [4], [5], [6] u kojima se solenoidi koriste u svrhu smanjenja reaktivne snage u reaktoru za nuklearnu fuziju, u hidrauličnoj upravljačkoj jedinici vozila u svrhu linearne regulacije prekidnog ventila, odnosno unutar rotacionog aktuatora za ultrazvučni skener.

Isto tako, primjena solenoida u aktuelnim biomedicinskim istraživanjima je sve izraženija. Međutim, osnovna konfiguracija solenoida ne obezbjeđuje dovoljno dobru homogenizaciju magnetskog polja unutar testne zapremine kako bi se ovi eksperimenti mogli precizno izvesti, posebno u slučaju da se radi o *in vivo* eksperimentima. U literaturi se sreću različite metode koje rezultuju povećanjem ujednačenosti magnetskog polja unutar cijele zapremine solenoida. Jedna od njih je metoda koja koristi bakarne ploče i prstenove za usmjeravanje magnetskog fluksa kojima se dobija modifikovani solenoid sa eksperimentalnom zapreminom od  $125 \text{ m}^3$  [7], dok se u radu [8] u svrhu homogenizacije magnetskog polja vrši podešavanje dimenzija Helmholtcovog namotaja. U radovima [9] i [10] korišten je veći broj namotaja i manja veličina spoljašnjih namotaja u svrhu povećanja homogenosti relativno slabih magnetskih polja prouzrokovanih skupovima kružnih i kvadratnih koaksijalnih kontura, respektivno.

Motivacija za buduća istraživanja i pronalaženje novog rješenja koje će poboljšati homogenizaciju magnetskog polja unutar zapremine solenoida je da se na što jednostavniji način, bez dodatnih segmenata sistema, unutar jedne osnovne cjeline kakav je solenoid postigne željeni efekat. Ideja je iskoristiti znanja o vrijednostima magnetskog polja unutar osnovnog solenoida, te na osnovu istih pokušati povećati intenzitet magnetskog polja na krajevima solenoida, kako na osi, tako i unutar cijele zapremine, bez potrebe za dodatnim segmentima sistema kakvi su ranije korišteni u te svrhe (npr. Helmholtcovi namotaji, dodatne kružne ili kvadratne konture, itd.).

## 1.2 Predmet istraživanja

Predmet istraživanja doktorske disertacije pod nazivom „**Projektovanje, metrološka analiza i optimizacija solenoida u svrhu homogenizacije elektromagnetskog polja za biomedicinske eksperimente**” jeste analiza i optimizacija dizajna solenoida u svrhu generisanja elektromagnetskog polja unutar solenoida koje će biti homogeno u što većem dijelu njegove zapremine. potrebno je utvrditi najbolje teorijsko rješenje, metrološkom analizom ispitati njegove karakteristike i složenost, te izvršiti korekciju modela u svrhu dobijanja optimalnog rješenja sa stanovišta postignutih ciljeva i složenosti.

## 1.3 Ciljevi istraživanja

Cilj ovog istraživanja je redizajniranje i optimizacija osnovne konfiguracije solenoida u svrhu postizanja homogenizacije elektromagnetskog polja unutar njegove zapremine kako bi isti bio pogodan za primjene u biomedicinskim eksperimentima. Prilikom redizajniranja, pored uspješne homogenizacije magnetskog polja u eksperimentalnoj zapremini, zahtijeva se što jednostavnije rješenje, što kasnije obezbjeđuje i relativno jednostavnu hardversku realizaciju. Kako ovakvi eksperimenti, bilo da se radi o *in vivo* ili *in vitro* eksperimentima, zahtijevaju homogenizaciju magnetskog polja ne samo na osi, već u cijeloj zapremini solenoida, potrebno je ispitati efikasnost predloženog rješenja sa ovog aspekta.

U svrhu pomenutog procesa potrebno je izvršiti numeričke proračune kako bi se došlo do optimalnog dizajna koji će obezbijediti što bolju homogenizaciju magnetskog polja osnovnog solenoida. Takođe, neophodno je porediti nekoliko različitih rješenja odabranih na osnovu teorijskih spoznaja, te uporediti dobijene rezultate sa aspekta postignutih performansi i složenosti. Isto tako, potrebno je voditi računa o raspoloživim računarskim performansama prilikom ovakvih numeričkih proračuna, te donijeti zaključke koji će pomoći u narednim eksperimentima u smislu saznanja o potrebnoj i dovoljnoj numeričkoj preciznosti prilikom izvođenja proračuna. Zatim, dobijena optimalna rješenja treba simulirati u nekom od softvera za simulaciju, da bi se na kraju došlo i do realizacije prototipa kojim bi se verifikovala nova saznanja.

## 1.4 Naučni doprinosi

Naučni doprinosi ovog istraživanja se mogu grupisati u sljedeće cjeline:

1. sistematizacija znanja u oblasti primjene elektromagnetskog polja veoma niskih frekvencija u biomedicinske svrhe, sa akcentom na primjenu različitih sistema koji u osnovi koriste solenoid za generisanje ovog polja,

2. novi dizajn solenoida koji obezbjeđuje cjelovitost predloženog rješenja bez potrebe za dodatnim segmentima konfiguracije i usložnjavanja rješenja,
3. numerička analiza i verifikacija efikasnosti predloženih rješenja softverskim putem,
4. odabir optimalnog rješenja sa stanovišta postignute efikasnosti i složenosti kasnije hardverske realizacije,
5. analiza vjerodostojnosti dobijenih rezultata prilikom numeričkih proračuna u zavisnosti od zahtijevanih numeričkih preciznosti, te donošenje zaključaka kojima će se definisati potrebna i dovoljna numerička preciznost za sljedeća istraživanja,
6. uvođenje relativnih dimenzija modifikovane konfiguracije solenoida u svrhu njegove primjene za najrazličitije eksperimente koji zahtijevaju različite dimenzije eksperimentalne zapremine,
7. simulacija rješenja u nekom od softverskih paketa,
8. analiza mogućnosti hardverske realizacije prototipa, kao i razdvajanje sistema na dva zasebna segmenta. Razdvajanjem sistema na dva zasebna segmenta bi se omogućilo odvojeno napajanje, što za posljedicu daje mogućnost odabira vrste magnetskog polja koje se generiše u eksperimentalnoj zapremini (homogeno/gradijentno polje) i
9. realizacija prototipa u svrhu potvrde svih prethodnih zaključaka.

## 1.5 Organizacija disertacije

Disertacija je organizovana u sedam poglavlja i sadrži tri priloga.

U drugom poglavlju dat je pregled stanja u oblasti istraživanja. Navedeni su osnovni pojmovi vezani za elektromagnetsko polje, podjelu elektromagnetskog spektra, te su date njegove osnovne karakteristike. Poseban akcenat je stavljen na uticaj elektromagnetskog polja veoma niskih frekvencija na ćelije i tkiva koja su mu izložena, te efekte i posljedice koje ova izloženost izaziva bazirano na saznanjima do kojih su dovela kako epidemiološka tako i eksperimentalna ispitivanja. Naglašena je sve veća primjena elektromagnetskih polja veoma niskih frekvencija u dijagnostici i liječenju različitih oboljenja, te potreba za dodatnim eksperimentisanjem koja će dovesti do novih zaključaka i potvrde dosadašnjih rezultata istraživanja. Takođe, u drugom poglavlju se govori i o dozimetriji, te medicinskim aspektima primjene magnetskog polja veoma niskih frekvencija na život i zdravlje ljudi kroz procjenu zdravstvenog rizika.

U trećem poglavlju dati su teorijski modeli i metode koji se primjenjuju u oblasti istraživanja. Uveden je pojam vremenski konstantnog magnetskog polja, u okviru koga je

prvo opisan strujni element. Zatim je uveden Bio-Savarov zakon kao početni princip koji se koristi u svim proračunima i simulacijama izvedenim u sklopu ovog naučno - istraživačkog rada, te je definisan magnetski fluks. Posebno je opisan vektor magnetske indukcije kružne konture sa akcentom na njeno izračunavanje ne samo na osi kružne konture, već i u bilo kojoj tački prostora pomoću eliptičkih integrala prve i druge vrste. Takođe, ovdje su opisani i najzastupljeniji sistemi koji se u oblasti istraživanja koriste za postizanje homogenizacije magnetskog polja kako na osi eksperimentalne zapremine, tako i u cijeloj zapremini. Uveden je Helmholtcov sistem namotaja, Meritov, Maksvelov, Li-Vitingov, Aldred-Skolarov, te Rubenov sistem namotaja, kao i sistem tetra zavojnica. Za razliku od homogenih magnetskih polja, u praksi su nekada veoma korisna i gradijentna polja, pa je u ovom poglavlju dat osvrt i na njihove osnovne karakteristike.

U četvrtom poglavlju je dat sam postupak projektovanja i optimizacije novog modela solenoida u svrhu postizanja bolje homogenizacije magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine. Kako je osnovni koncept ovog istraživanja baziran na solenoidu, te njegovoj modifikaciji, na samom početku uveden je pojam vektora magnetske indukcije solenoida. Posebno se govorilo o polju na osi solenoida, te polju u proizvoljnoj tački zapremine solenoida. Uveden je pojam solenoida konačne dužine, tankog solenoida, te solenoida zadate debljine. Zbog cilindrične simetrije koja je karakteristična za solenoid, svi proračuni su izvedeni u cilindričnom koordinatnom sistemu, ali ovo ne umanjuje njihovu opštost, jer se primjenom veza između koordinatnih sistema uvijek može preći u bilo koju reprezentaciju magnetskog polja unutar solenoida. Zatim se pristupilo samom procesu homogenizacije magnetskog polja solenoida, te je opisan idealan oblik poprečnog presjeka solenoida koji obezbjeđuje najbolju homogenizaciju magnetskog polja na njegovoj osi. Zbog složenosti ovog rješenja, predlažu se tri nova modela koja će se detaljno analizirati u petom poglavlju, a oni su:

- Solenoid sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem,
- Solenoid sa spoljašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem,
- Solenoid sa unutrašnjim, trougaonim dodatnim namotajem.

Peto poglavlje sadrži metrološku analizu predložena tri modela solenoida koji treba da obezbijede homogenizaciju magnetskog polja u eksperimentalnoj zapremini. Prvo se prati zavisnost intenziteta vektora magnetske indukcije u centru solenoida od predloženog rješenja, te se analizira za koje dimenzije dodatnih segmenata se postiže najbolja homogenizacija u eksperimentalnoj zapremini. Nakon analize dobijenih rezultata, pokazano je da je rješenje sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem najpogodnije u pogledu postignutih performansi, ali i kasnije jednostavnije hardverske realizacije sistema. Shodno pomenutom, u sledećim eksperimentima se manipuliše samo sa ovako projektovanim rješenjem, te se u nastavku ovog poglavlja daju njegove dodatne analize. Istim

se potvrđuje uspješnost homogenizacije magnetskog polja na osi  $i$  u zapremini solenoida. Kako bi se obezbjedilo da se projektovani solenoid bez problema može koristiti u mnoštvu biomedicinskih eksperimenata koji zahtijevaju homogena magnetska polja, uvode se relativni odnosi dimeznija solenoida, čime se obezbjeđuje kasnija jednostavna hardverska realizacije modifikovanog solenoida za bilo koje dimenzije eksperimentalne zapremine.

U ovom poglavlju se analizira i sam uticaj matematičkog aparata koji je korišten prilikom numeričke analize, odnosno govori se o tome kako aproksimacija polinoma  $n$ -tog reda eliptičkih integrala prve i druge vrste utiče na preciznost izvedenih proračuna. Isto tako, poređeni su i kriterijumi kojima se analizira homogenizacija magnetskog polja, te njihova složenost sa stanovišta zahtijevanih računarskih resursa. Pored medicinskih zahtjeva u pogledu dozimetrije koja nameće potrebu za što homogenijim magnetskim poljem, analizirani su i inženjerski zahtjevi koji se ogledaju u što manjoj potrošnji električne energije prilikom hardverske realizacije sistema.

Nakon odabira pogodnog, optimalnog modela izvršena je i simulaciona analiza. Ova analiza zahtijevala je prethodnu modifikaciju rješenja kako bi se isti kasnije mogao jednostavno hardverski realizovati, te kako bi se obezbijedio što jednostavniji pristup eksperimentalnoj zapremini radi postavljanja testnog tkiva ili dobrovoljca u istu. To se postiglo razdvajanjem projektovanog solenoida na dva segmenta. Korištenjem simetričnog napajanja oba segmenta sistema, obezbjeđuje se bolja homogenizacija magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine u poređenju sa osnovnom konfiguracijom solenoida. Dobijeni rezultat je poređen sa drugim najpoznatijim sistemima koji su projektovani da obezbjede što homogenije polje unutar eksperimentalne zapremine. Dodatno, pokazano je da se različitim napajanjima odvojenih segmenata modifikovanog solenoida može postići i gradijentno polje unutar eksperimentalne zapremine, što je još jedna od prednosti projektovanog rješenja, jer se i gradijentna magnetskog polja često koriste u aktuelnim biomedicinskim eksperimentima, kao što je npr. snimanje magnetskom rezonansom (MRI).

Konačno, na kraju ovog poglavlja predstavljena je i hardverska realizacija prototipa projektovanog sistema. Izvedenim laboratorijskim mjerenjima verifikovana je uspješnost homogenizacije magnetskog polja u eksperimentalnoj zapremini, te su potvrđeni rezultati numeričke i simulacione analize rješenja. Predloženo rješenje poređeno je sa aktuelnim sistemima koji generišu homogeno magnetsko polje unutar eksperimentalne zapremine, a koji su detaljno opisani u trećem poglavlju.

U šestom poglavlju je dat zaključak istraživanja, te su predstavljeni pravci budućeg rada.

Sedmo poglavlje sadrži spisak korišćene naučne literature.

U prvom prilogu je naveden programski kod napisan u MATLAB<sup>®</sup>-u kojim se izračunava intenzitet vektora magnetske indukcije u proizvoljnoj tački 3D Dekartovog koordinatnog sistema korištenjem eliptičkih integrala prve i druge vrste sa aproksimativnim polinomom 5-og stepena. Isti se koristi kao početna funkcija za dalja proračunavanja u okviru ove doktorske disertacije. Ovo podrazumijeva proračun intenziteta vektora magnetske indukcije u proizvoljnoj tački koordinatnog sistema koji potiče od jedne kružne konture, te generisanje projektovanog solenoida virtuelnim namotavanjem ovakvih kontura u predloženu konfiguraciju i sumiranje uticaja svih kontura na ukupan intenzitet. Dalje, data je funkcija kojom se vrši numerička analiza uspješnosti homogenizacije magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine solenoida u zavisnosti od dimenzija dodatnih segmenata projektovanog rješenja. To podrazumijeva analizu odstupanja intenziteta vektora magnetskog polja u svim tačkama od one u centru solenoida, te računanje u koliko tačaka ta vrijednost ne odstupa više od dozvoljenog.

U drugom prilogu je navedena lista objavljenih naučnih i stručnih radova kandidata, a treći prilog predstavlja kratku biografiju kandidata.



## 2 STANJE U OBLASTI ISTRAŽIVANJA

### 2.1 Elektromagnetski spektar

Elektromagnetski spektar obuhvata elektromagnetske talase čiji se opseg frekvencija mijenja od 1 Hz do  $3 \cdot 10^{28}$  Hz [11], odnosno talasne dužine koje dosežu nekoliko hiljada kilometara, pa do dužina koje odgovaraju dijelu veličine atomskog jezgra. Svaki talas se opisuje jednom od svoje tri fizičke osobine: **talasnom dužinom** -  $\lambda$ , **frekvencijom** -  $f$  ili **energijom fotona** -  $E$ . Opšte je poznato da su talasna dužina i frekvencija obrnuto proporcionalne veličine, dok se zna da je energija fotona direktno proporcionalna frekvenciji talasa. Zbog velikog raspona frekvencija/talasnih dužina i karakteristika elektromagnetskih talasa na tim frekvencijama, elektromagnetski spektar se dijeli na zasebne opsege. Karakteristike elektromagnetskih talasa u svakom od opsega se razlikuju po načinu njihovog stvaranja, interakcije talasa sa materijalima i primjenama. Ograničenje za velike talasne dužine je sam univerzum, dok se smatra da je ograničenje za male talasne dužine u blizini Plankove<sup>5</sup> dužine. Svaki od opsega se dalje može podijeliti u svoje podopsege.

Elektromagnetski spektar se može podijeliti u dva osnovna segmenta, *jonizujuće* (IR) i *nejonizujuće* zračenje (NIR). Granica između ove dvije vrste zračenja je na talasnoj dužini od oko 1 nm u ultraljubičastom području (UV), a osnovna razlika je u činjenici da elektromagnetska zračenja iznad ove granice imaju fotone sa dovoljno energije da mogu izvršiti fizičke promjene na atomu kroz koji prodiru čime ga pretvaraju u naelektrisanu česticu zvanu **jon**. Osnovna karakteristika jonizovanog atoma je da posjeduje različit broj protona i elektrona. Sa druge strane, nejonizujuće zračenje ne posjeduje dovoljno energije fotona da izvrši ovakve promjene, ono samo može da postigne eksitaciju, odnosno prelazak elektrona u više energetske stanje, pri čemu se mogu uočiti različiti biološki efekti kod različitih vrsta nejonizujućeg zračenja. Granica, tj. dovoljna količina energije po kvantu kojom bi se mogla izvršiti jonizacija na nivou fotona je 12,4 eV i ovom energijom se može postići uklanjanje elektrona iz atoma ili molekula.

#### 2.1.1 Jonizujuće zračenje

U jonizujuće zračenje spadaju gama ( $\gamma$ ) zračenje, X-zračenje, dio ultraljubičastog zračenja visoke energije. Gama zračenje je dio elektromagnetskog zračenja koji posjeduje najveću energiju fotona, odnosno najmanju talasnu dužinu. Nastaje radioaktivnim raspadom atomskog jezgra, a otkriven je 1900. godine za vrijeme proučavanja zračenja koje emituje radijum<sup>6</sup>. Njihov raspon energija prilikom radioaktivnog raspada je od nekoliko keV do

<sup>5</sup>Osnovna jedinica u sistemu Plankovih jedinica i iznosi  $1,616252 \cdot 10^{-35}$  m. Definisana je sa:  $l_P = \sqrt{\frac{\hbar G}{c^3}}$  gdje je sa  $\hbar$  označena Plankova konstanta,  $G$  gravitaciona konstanta, a  $c$  brzina svjetlosti u vakuumu.

<sup>6</sup>Otkrio ga je francuski hemičar i fizičar Paul Valard (izvorno: Paul Ulrich Villard) (1860 – 1934).

približno 8 MeV. Veoma visokoenergetski gama zraci (VHEGR) dosežu energije fotona iz raspona od 100 GeV do 100 TeV, što približno odgovara frekvencijama od  $2 \cdot 10^{25}$  Hz do  $2 \cdot 10^{28}$  Hz, odnosno talasnim dužinama između  $10^{-17}$  m i  $10^{-20}$  m. Gama zraci ultra visoke energije (UHEGR) su gama zraci sa energijama fotona većim od 100 TeV čije je postojanje potvrđeno 2019. godine [11]. Imaju frekvenciju veću od  $2,42 \cdot 10^{28}$  Hz, te talasnu dužinu kraću od  $1,24 \cdot 10^{-20}$  m.

X-zračenje predstavlja prodoran oblik visokoenergetskog elektromagnetskog zračenja, a u literaturi je poznato i kao rendgensko zračenje<sup>7</sup>. Većina rendgenskih zraka ima talasnu dužinu u rasponu od 10 pm do 10 nm, što odgovara frekvencijskom području iz opsega ( $3 \cdot 10^{15}$  Hz -  $3 \cdot 10^{19}$  Hz), te energijama iz opsega (124 eV - 124 keV). Rendgenski zraci sa visokim energijama fotona (iznad 5 keV - 10 keV, odnosno ispod 0,2 nm - 0,1 nm) nazivaju se tvrdim X - zracima (HX), dok X - zraci većih talasnih dužina, odnosno manjih energija nazivamo mekim X - zracima (SX) [12]. Zbog svoje prodorne sposobnosti, HX - zraci se koriste za snimanje unutrašnjosti predmeta, pa se široko koriste u medicinskoj dijagnostici (radiografija) ili pri obezbjeđenju aerodroma.

Ekstremno ultravioletno zračenje (EUV) je ultravioletno zračenje koje posjeduje visoke energije fotona od 10 eV<sup>8</sup> do 124 eV i pripada dijelu elektromagnetskog spektra koji se prostire na talasnim dužinama od 124 nm do 10 nm.

Prirodni izvori jonizujućeg zračenja su kosmičko zračenje i zračenje prilikom radioaktivnog raspada prirodnih radionukleida, dok se u vještačke ubrajaju UV lampe, rendgenske cijevi, jonski izvori, akceleratori čestica, te radioaktivni raspad vještačkih radionukleida.

### 2.1.2 Nejonizujuće zračenje

Kao što je već naglašeno, nejonizujuće zračenje posjeduje fotone čija je energija manja od energije potrebne za izvršenje jonizacije, koja na nivou fotona iznosi 12,4 eV. Najveću energiju iz ovog dijela spektra elektromagnetskog zračenja ima ultravioletno zračenje, koje pripada talasnim dužinama od 100 nm do 400 nm. Isti se može podijeliti u podopsege pa razlikujemo:

- ultravioletno A (UVA),
- ultravioletno B (UVB) i

---

<sup>7</sup>Naziv potiče od imena njemačkog naučnika Vilijama Rendgena (izvorno: Wilhelm Conrad Röntgen (1845 - 1923), koji ga je otkrio 8. novembra 1895. godine.

<sup>8</sup>S obzirom da UV zračenje posjeduje energije do 12,4 eV, u literaturi postoji djelimično preklapanje EUV i UV opsega.

- ultravioletno C (UVC) zračenje.

UVA zračenje posjeduje energije fotona od 4,43 eV do 12,4 eV, te talasne dužine od 100 nm do 280 nm. Talasne dužine UVB zračenja su iz opsega 280 nm do 315 nm, sa energijama od 3,94 eV do 4,43 eV. Energija koju posjeduje elektromagnetski zrak iz opsega UVC zračenja se kreće od 3,10 eV do 3,94 eV, a njegove talasne dužine pripadaju opsegu od 315 nm do 400 nm. Obično se još nazivaju i dugi, srednji i kratki UV zraci, respektivno. Sunce je prirodni izvor ultravioletnog zračenja sa talasima iz svih podopsega, pa i onih koji pripadaju EUV zračenju, na granici sa X - zracima, talasnih dužina u blizini 10 nm. Pokazano je da sva ultravioletna zračenja utiču na starenje kože i oštećuju kolagen. UVA i UVB zraci uništavaju vitamin A koji se nalazi u koži što dovodi do dodatne štete [13]. U radu [14] pokazano je da ovo zračenje može prouzrokovati direktna oštećenja na DNK lancu.

Svjetlost ili vidljiva svjetlost (VL) predstavlja dio elektromagnetskog spektra čije zrake može da opazi ljudsko oko [15], te predstavlja najuži dio elektromagnetskog spektra. Ovaj dio elektromagnetskog zračenja pripada talasnim dužinama od 400 nm do 780 nm, između dijela spektra sa infracrvenim (IR) zracima većih talasnih dužina i UV zraka manjih talasnih dužina [16, 17]. Ove talasne dužine pripadaju frekvencijskom opsegu od približno 430 THz do 750 THz. U fizici, termin *light* se često koristi i za druge zrake iz elektromagnetskog spektra bez obzira da li oni pripadaju vidljivoj ili nevidljivoj dijelu elektromagnetskog zračenja [18].

Elektromagnetsko zračenje sa talasnim dužinama većim od onih kod vidljive svjetlosti pripada opsegu infracrvenog zračenja koje je 1800. godine otkrio astronom Vilijam Heršel<sup>9</sup>. Ovaj opseg talasnih dužina je u granicama od 780 nm do 1 mm. Generalno, ljudskom oku su ovi zraci nevidljivi, međutim čovjek ih može uočiti kod impulsnih lasera pod posebnim uslovima [19–22]. Energija koju posjeduju fotoni iz ovog opsega elektromagnetskog zračenja su od 1,7 eV do 1,24 meV, a odgovaraju frekvencijama od 430 THz do 300 GHz [23]. Podopsezi elektromagnetskog zračenja iz IR područja se razlikuju u literaturi. Po preporukama Međunarodne komisije za osvjetljenje<sup>10</sup> (CIE), infracrveni spektar se dijeli na A, B i C podopsege, pa tako IR-A podopseg pripada frekvencijama od 215 THz do 430 THz, IR-B podopseg frekvencijama od 100 THz do 215 THz, a IR-C podopseg frekvencijama od 300 GHz do 100 THz [24]. Po ISO20473 standardu, ova podjela je na blisko IR (NIR), srednje IR (MIR) i daleko IR (FIR) područje, čije su talasne dužine (0,78 - 3)  $\mu\text{m}$ , (3 - 50)  $\mu\text{m}$  i (50 - 1000)  $\mu\text{m}$ , respektivno [25]. U oblasti astronomije vrijede isti nazivi podopsega s tim što se nešto razlikuju talasne dužine kojima isti pripadaju [26]. Još jedna često korištena podjela IR opsega elektromagnetskog zračenja predložena je od strane autora [27] gdje razlikujemo: bliski (NIR), kratki (SWIR), srednji (MWIR),

<sup>9</sup>izvorno: Frederick William Herschel (1738. – 1822.)

<sup>10</sup>International Commission on Illumination

dugi (LWIR) i daleki (FIR) infracrveni opseg. Podjela na osnovu načina odziva različitih detektora predložena je u [28] kada razlikujemo:

- NIR (talasne dužine od 0,7  $\mu\text{m}$  do 1,0  $\mu\text{m}$ ),
- SWIR (talasne dužine od 1,0  $\mu\text{m}$  do 3,0  $\mu\text{m}$ ),
- MWIR (talasne dužine od 3,0  $\mu\text{m}$  do 5,0  $\mu\text{m}$ ),
- LWIR (talasne dužine od 8,0  $\mu\text{m}$  do 12,0  $\mu\text{m}$  ili 7,0  $\mu\text{m}$  do 14,0  $\mu\text{m}$ ),
- veoma dugi IR (VLWIR) (talasne dužine od 12,0  $\mu\text{m}$  do 30,0  $\mu\text{m}$ ).

Kada je riječ o telekomunikacijama, ovdje vrijedi druga podjela IR opsega elektromagnetskog zračenja, te razlikujemo: osnovni (O-band) opseg, prošireni (E-band) opseg, opseg kratkih talasnih dužina (S-band), konvencionalni opseg (C-band), opseg velikih talasnih dužina (L-band), te opseg veoma velikih talasnih dužina (U-band) [29].

Elektromagnetski spektar čiji zraci pripadaju opsegu između infracrvenih i radio talasa (RF) naziva se mikrotalasno područje. Različiti izvori definišu i različite frekvencijske opsege kojima ovi talasi pripadaju. Kako je navedeno u [30–34] mikrotalasni su dio elektromagnetskog zračenja talasnih dužina od oko 1 m do 1 mm, što odgovara frekvencijama od 300 MHz do 300 GHz.

Radio talasi (RF) pripadaju dijelu elektromagnetskog spektra čije su frekvencije iz opsega od 30 Hz do 300 GHz [35], što odgovara talasnim dužinama od 10.000 km do 1 mm. RF talasi su široko primjenljivi u savremenoj tehnologiji, u oblastima fiksnih i mobilnih radiokomunikacija, emitovanju, radio-navigacionim sistemima, radarskim sistemima, bežičnim računarskim mrežama i mnogim drugim oblastima. Karakteristike njihovog širenja u Zemljinoj atmosferi se razlikuju u zavisnosti od frekvencije samog RF talasa. Emitovanje vještački generisanog radio talasa se vrši pomoću predajnika, dok se isti putem antena primaju na strani prijemnika. Zbog široke upotrebe, vještačko generisanje RF talasa je strogo regulisano zakonom<sup>11</sup> u cilju sprečavanja smetnji između korisnika. RF opseg se dijeli na nekoliko podopsega frekvencija kojima talasi pripadaju. Po preporukama ITU-a, ova podjela je izvršena na dvanaest podopsega:

- Ekstremno niske frekvencije (ELF) (frekvencije od 3 Hz do 30 Hz),
- Super niske frekvencije (SLF) (frekvencije od 30 Hz do 300 Hz),
- Ultra niske frekvencije (ULF) (frekvencije od 300 Hz do 3000 Hz),
- Veoma niske frekvencije (VLF) (frekvencije od 3 kHz do 30 kHz),

---

<sup>11</sup>Koordinaciono međunarodno tijelo je Međunarodna unija za telekomunikacije (izvorno: International Telecommunications Union (ITU)).

- Niske frekvencije (LF) (frekvencije od 30 kHz do 300 kHz),
- Srednje frekvencije (MF) (frekvencije od 300 kHz do 3 MHz),
- Visoke frekvencije (HF) (frekvencije od 3 MHz do 30 MHz),
- Veoma visoke frekvencije (VHF) (frekvencije od 30 MHz do 300 MHz),
- Ultra visoke frekvencije (UHF) (frekvencije od 300 MHz do 3 GHz),
- Super visoke frekvencije (SHF) (frekvencije od 3 GHz do 30 GHz),
- Ekstremno visoke frekvencije (EHF) (frekvencije od 30 GHz do 300 GHz),
- Izuzetno visoke frekvencije - Tetraherc (THF - THz) (frekvencije od 300 GHz do 3 THz).

Sa druge strane, po preporukama američkog Instituta inženjera elektrotehnike i elektronike (IEEE)<sup>12</sup> ova podjela je izvršena na: HF (0,003 GHz - 0,03 GHz), VHF (0,03 GHz - 0,3 GHz), UHF (0,3 GHz - 1 GHz), dugi talas (L) (1 GHz - 2 GHz), srednji talas (S) (2 GHz - 4 GHz), C opseg (4 GHz - 8 GHz), X opseg (8 GHz - 12 GHz), K<sub>u</sub> opseg (12 GHz - 18 GHz), K opseg (18 GHz - 27 GHz), K<sub>a</sub> opseg (27 GHz - 40 GHz), V opseg (40 GHz - 75 GHz), W opseg (75 GHz - 110 GHz), G opseg (110 GHz - 300 GHz). Postoji i podjela RF područja koja je preporučena od strane Sjeveroatlanskog saveza (NATO)<sup>13</sup> gdje podopsezi imaju imena po novoj nomenklaturi po slovima engleskog alfabeta od A do M. Granice između opsega, te detalji o staroj nomenklaturi se mogu detaljno videti u [36, 37].

Laser je akronim za pojačanje svjetlosti stimulisanom emisijom zračenja<sup>14</sup>, te kao takav ne postoji u prirodi. Nastaje kada elektroni u posebnim staklima, kristalima ili gasovima apsorbuju energiju koja potiče od električne struje ili drugog lasera, te zbog viška energije prelaze u orbitu većeg energetskog nivoa. Pri povratku u svoje prvobitno (osnovno) stanje, oslobađaju se viška energije, te emituju fotone (svjetlosne čestice). [38]. Osnovna karakteristika laserske svjetlosti je koherentnost (ista talasna dužina), ista faza, te fokusiranost (za razliku od baterijske lampe koja daje difuzno svjetlo). Prvi laser izradio je 1960. godine Teodor Majman<sup>15</sup>, prema ranijim teorijskim saznanjima. Laserski spektar obuhvata talasne dužine od  $10^{-7}$  m do  $10^{-3}$  m, tj. može da sadrži EM zrake iz UV, vidljivog i IR područja.

Nejonizujuća zračenja, obuhvataju i ultrazvuk ili zvuk čija je frekvencija veća od 20 kHz, iako se ne radi o EM zračenju. Gama zraci, rendgenski zraci i visoko ultraljubičasto zračenje klasifikuju se kao jonizujuće zračenje jer njihovi fotoni imaju dovoljno

<sup>12</sup>izvorno: Institute of Electrical and Electronics Engineers

<sup>13</sup>izvorno: North Atlantic Treaty Organization

<sup>14</sup>izvorno: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation - LASER

<sup>15</sup>izvorno: Theodore Harold Maiman (1927 – 2007), američki inženjer i fizičar

energije da jonizuju atome izazivajući hemijske reakcije.

U stambenom prostoru srećemo najrazličitije izvore nejonizujućih zračenja: bežične telefone, kompjutere, televizore, pegle, mikrotalasne pećnice, produžne kablove, električne šporete, frižidere, zamrzivače i sve ostale električne uređaje. Poznato je da ukupna izloženost ljudi ovim uređajima između ostalog zavisi i od vrste uređaja, njegove starosti, udaljenosti osobe koja ga koristi, vremena izloženosti. Međutim, stambena izloženost magnetskim poljima se u mnogome ne razlikuje u svijetu. Srednja vrijednost magnetskog polja u kućama se kreće između  $0,0025 \mu\text{T}$  do  $0,07 \mu\text{T}$  u Evropi, te od  $0,055 \mu\text{T}$  do  $0,11 \mu\text{T}$  u SAD-u. Srednje vrijednosti električnog polja u stambenim objektima su reda nekoliko desetina V/m. U blizini pojedinih kućanskih uređaja, trenutne vrijednosti magnetskog polja mogu biti i nekoliko stotina  $\mu\text{T}$ .

Sa druge strane, tu su i izvori nejonizujućeg zračenja koji potiču iz cijele životne sredine kao što su dalekovodi, trafostanice, saobraćajna prevozna sredstva koja koriste električnu energiju (električni vozovi, tramvaji i trolejbusi), kablovska i satelitska komunikacija, TV i radio repetitori. U blizini dalekovoda, magnetska polja dosežu vrijednost reda  $20 \mu\text{T}$ , dok električna polja imaju vrijednosti i po nekoliko hiljada V/m. Kao rezultat toga postoji interakcija elektromagnetskih polja i bioloških tkiva.

U sklopu sprovedenih biomedicinskih istraživanja, takođe je pokazano da su radnici različitih zanimanja izloženi različitim intenzitetima magnetskog i električnog polja. Zna se da su radnici iz oblasti elektrotehnike, poput operatera mobilnih radarskih stanica, i sl. više izloženi dejstvu magnetskog polja od radnika koji rade kancelarijski posao. Ova izloženost za električare i elektroinstalatore je iz opsega  $0,4 \mu\text{T}$  do  $0,6 \mu\text{T}$ , dok radnici na dalekovodima imaju izloženost magnetskom polju čiji je intenzitet vektora magnetske indukcije reda  $1 \mu\text{T}$ . Jedna od najvećih izloženosti magnetskom polju je kod zavarivača i kreće se i preko  $3 \mu\text{T}$ . Maksimalna izloženost magnetskom polju na radnom mjestu može dostići i  $10 \text{ mT}$ . U industriji snadbijevanja električnom energijom, radnici mogu biti izloženi električnom polju do  $30 \text{ kV/m}$  [39].

Pored epidemiološki utvrđenih štetnih pojava koje elektromagnetska polja mogu izazvati živim bićima koja se nalaze u njihovoj okolini, posljednjih decenija, kroz različite biomedicinske eksperimente, pokazano je da se uticaj ELF polja može iskoristiti za dobrobit ljudi, te se ista mogu vrlo efikasno koristiti u procesima liječenja najtežih oboljenja. Upravo spomenuta činjenica ohrabruje naučnu zajednicu da se bavi istraživanjima iz oblasti primjene elektromagnetskih polja veoma niskih frekvencija u biomedicinske svrhe.

Zbog velike upotrebe nejonizujućeg zračenja u svakodnevnom životu, danas u svijetu postoje pravne regulative o granicama izloženosti nejonizujućem zračenju. U okviru

Evropske unije uspostavljen je jedinstven pravni okvir za sve članice Evropske unije, koji se oslanja na preporuke Evropske komisije. U domenu EM polja i opšte populacije se koristi Preporuka Savjeta 1999/519/EK o ograničavanju izloženosti opšte populacije elektromagnetskim poljima (od 0 Hz do 300 GHz) – 1999/519/EC<sup>16</sup>. Pored regulative Evropske unije primjenjuju se i preporuke Međunarodne komisije za zaštitu od nejonizujućih zračenja<sup>17</sup> (ICNIRP), koja na osnovu naučnih dokaza donosi odgovarajuće preporuke u oblasti ispitivanja i zaštite od EM polja. I u Republici Srbiji se Zakonom o zaštiti od nejonizujućih zračenja („Službeni glasnik RS“, broj 36/09) uređuju uslovi i mjere zaštite zdravlja ljudi i zaštite životne sredine od štetnog dejstva nejonizujućih zračenja u korišćenju izvora nejonizujućih zračenja, odnosno prilikom korišćenja izvora EM polja. U "Službenom glasniku RS", broj 104/09 objavljen je Pravilnik o granicama izlaganja nejonizujućim zračenjima kojim se propisuju granice izlaganja nejonizujućim zračenjima, odnosno bazična ograničenja i referentni granični nivoi izlaganja stanovništva elektromagnetskim poljima različitih frekvencija.

## 2.2 Električno i magnetsko polje unutar tijela

Izloženost spoljašnjem električnom i magnetskom polju na ekstremno niskim frekvencijama rezultuje pojavom električnog polja i struja unutar samog tijela. *Dozimetrija*<sup>18</sup> opisuje vezu između spoljašnjih elektromagnetskih polja i indukovano električnog polja i gustine struje unutar tijela, ili nekih drugih parametara povezanih sa procesom izlaganja tijela spoljašnjem EM polju. Posebno, mikroskopska dozimetrija razdvaja različito indukovana magnetska polja u zavisnosti od vrste organa i tkiva koja se tretiraju što omogućava bolje razumijevanje i predviđanje biofizičkih reakcija. Lokalno indukovano električno polje i gustina struje su od posebnog značaja jer se odnose na stimulaciju ekscitabilnog<sup>19</sup> tkiva kao što su nervi ili mišići. Tijela ljudi i životinja značajno ometaju prostornu distribuciju ELF električnog polja. Na niskim frekvencijama tijelo predstavlja dobar provodnik, što dovodi do promjena u linijama električnog polja i uzrokuje da one izvan tijela postaju skoro normalne na površinu tijela. Oscilirajuća naelektrisanja se indukuju na površini izloženog tijela i indukuju struje unutar samog tijela.

Kao rezultat brojnih istraživanja na polju dozimetrije izdvojile su se njene glavne karakteristike koje se odnose na izlaganje ljudi ELF električnim poljima, a one su [39]:

- Intenzitet vektora jačine električnog polja unutar tijela je obično pet do šest puta manji od spoljašnjeg električnog polja;

<sup>16</sup>Council recommendation of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz)

<sup>17</sup>izovrno: International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection

<sup>18</sup>mjerenje i računanje energije koju zračenje predaje materiji

<sup>19</sup>Tkiva koja generišu i/ili reaguju na električne stimulanse.

- Pravac indukovanog električnog polja u tijelu prati pravac spoljašnjeg magnetskog polja;
- Za dato eksterno električno polje najjače indukovano polje je u slučaju kada je tijelo u savršenom kontaktu (kroz noge) sa zemljom (električno uzemljeno) dok je najslabije indukovano polje u slučaju kada je tijelo izolovano od zemlje (u "slobodnom prostoru"). Ukupna struja koja se uspostavlja kroz tijelo koje je u savršenom dodiru sa zemljom određena je veličinom i oblikom tijela (uključujući i držanje), a ne provodljivošću tkiva;
- Specifična provodnost organa i tkiva određuje distribuciju indukovanih struja u tijelu;
- Postoji i poseban fenomen u kome se struja u tijelu proizvodi kontaktom sa provodnim objektom koji se nalazi u električnom polju.

Za magnetna polja, propusnost <sup>20</sup> tkiva je ista kao i za vazduh, tako da je polje u tkivu isto kao i spoljašnje polje. Tijela ljudi i životinja značajno ne ometaju magnetsko polje. Efekti koje izaziva spoljašnje magnetsko polje u tijelu se može opisati sa:

- Indukovano električno polje i indukovana struja zavise od orijentacije spoljašnjeg magnetskog polja kojem je tijelo izloženo. Za većinu organa i tkiva, indukovana električna polja u cijelom tijelu su najveća kada je spoljašnje magnetsko polje usmjereno od prednjeg prema zadnjem dijelu tijela (normalno na trup/torzo). Takvi su mozak, cerebralna tečnost, krv, srce, mokraćna bešika, oči, kičmena moždina. Izuzetak su neki organi kod kojih je najveće indukovano polje u slučajevima kad je tijelo poravnato od jedne do druge strane (bočno);
- Najslabije magnetsko polje se indukuje pomoću magnetskog polja orijentisanog duž vertikalne ose tijela;
- Za određenu jačinu i orijetanciju magnetskog polja, veća električna polja se indukuju u većim tijelima.
- Indukovane struje u tijelu zavise od specifične provodljivosti različitih organa i tkiva.

### 2.2.1 Procjena izloženosti

Elektromagnetsko polje se može okarakterisati sa više parametara kao što su sadržaj harmonika unutar polja, frekvencija pojedinih harmonika, maksimalna vrijednost polja, efektivna vrijednost, srednja vrijednost. Nije poznato koji od ovih parametara ili koja

---

<sup>20</sup>Fizička veličina koja opisuje svojstvo materijala da propušta električnu struju, obrnuto proporcionalna otpornosti materijala.



njihova kombinacija, ako uopšte postoji, je relevantan za indikaciju zdravstvenih efekata. Kada bi postojao poznati biofizički mehanizam interakcije, mogli bi se precizno verifikovati kritični parametri izloženosti, uključujući i relevantno vrijeme izlaganja tkiva poljima [39]. Međutim, u odsustvu opšteprihvaćenog mehanizma, većina procesa izloženosti u biomedicinskim eksperimentima zasniva se na vremenski ponderisanom prosjeku polja, mjeri koja je donekle povezana sa nekim, ali ne i sa svim karakteristikama elektromagnetskog polja. Neke od karakteristika izloženosti EM poljima koje posebno otežavaju procjenu izloženosti u biomedicinskim eksperimentima koji se izvode su:

- **Rasprostranjenost izlaganja** - Svi u populaciji su u određenoj mjeri izloženi djelovanjima ELF polja iz okruženja, te se proces izloženosti može odvojiti samo na manje izložene pojedince nasuprot onih koji su direktno izloženi EM poljima.
- **Nesposobnost subjekta da identifikuje izloženost** - S obzirom da je izloženost EM poljima sveprisutna, pojedinac koji dobrovoljno pristupa biomedicinskom eksperimentu ili ulazi u sam proces liječenja primjenom ELF polja, ne može sa sigurnošću reći kakva je bila njegova izloženosti istim u prethodnom periodu.
- **Nedostatak jasnog praga između pojma *visoke* ili *niske* ekspozicije** - Razlika između prosječne jačine EM polja kojoj su izloženi pojedinci koji primaju velike doze od onih sa malom izloženošću iz opšte populacije nije velika. Opšte je poznato da su tipična prosječna magnetska polja u kućama reda 0,05  $\mu\text{T}$  do 0,1  $\mu\text{T}$ . Sa druge strane, u radu [40] u svrhu analize dječje leukemije korišteno je magnetsko polje od 0,4  $\mu\text{T}$ , te se uvrstilo u kategoriju velike izloženosti. Čak su i u većini profesionalnih okruženja za koje se smatra da pripadaju *visokoj* izloženosti prosječna izmjerena magnetska polja za samo jedan red veličine veća od magnetskih polja izmjerenih u rezidencijalnim uslovima [41]. Prema tome, potrebna su dodatna istraživanja kako bi se pouzdano razdvojile kategorije *visoke* ili *niske* ekspozicije.
- **Kratkoročna varijabilnost izloženosti tokom vremena** - Poznato je da električna i magnetska polja variraju tokom vremena, te se procjena izloženosti neke osobe prilikom ekspozicije bazira na jednoj zbirnoj vrijednosti za veoma promjenljivu količinu tokom vremena.
- **Dugoročna varijabilnost izloženosti tokom vremena** - Izloženost pojedinca poljima iz okolne sredine će vrlo vjerovatno varirati posmatrano na dugoročnom nivou. Izuzev istorijskih podataka o opterećenjima koja prenose visokonaponski dalekovodi, podaci o takvim varijacijama su rijetki. Stoga, dugoročna izloženost pojedinca EM poljima se mora procjenjivati. Autori [42–44] izvršili su procjenu varijacije tokom vremenski dugoročne izloženosti magnetskim poljima na osnovu dostupnih podataka, kao što je npr. potrošnja električne energije. Ove procjene se odnose na prosjeke populacije na kojoj je izvršeno istraživanje, te je malo vjerovatno da se ista može smatrati tačnom za pojedinca.

- **Varijabilnosti izlaganja u prostoru** - Prilikom kretanja pojedinca u prostoru (npr. između zgrada) njegova izloženost magnetskim poljima varira. Samo uređaji za mjerenje lične izloženosti mogu detektovati i uvrstiti prisustvo ovakvih magnetskih polja u ukupnu izloženost pojedinca.

Ljudi su izloženi djelovanju EM polja u različitim okruženjima, dok putuju, dok su kod kuće, u školi, na otvorenom. Trenutno razumijevanje doprinosa izloženosti u različitim okruženjima koja potiču od različitih izvora je ograničeno [39]. Većina sprovedenih studija vrši procjenu izloženosti samo u jednom okruženju, pa se razlikuje rezidencijalna izloženost i profesionalna izloženost. Samo neke studije objedinjuju više od jedne okolnosti kao što je studija opisana u radu [45]. Prilikom procjene izloženosti populacije/pojedinca EM poljima za pojedina okruženja (npr. stan) razlikuju se metode koje koriste mjerenja i one koje više procjene bez mjerenja na osnovu podataka o rastojanjima i karakteristikama postavljenih elektro instalacija.

### 2.2.2 Modeli za eksperimentalne svrhe

Kako je već ranije naglašeno, u naučnoj zajednici još uvijek postoji velika potreba za dodatnim istraživanjima kako o procjenama same izloženosti EM poljima tokom svakodnevnne aktivnosti pojedinca, tako i o procjenama izloženosti tokom dijagnostike i/ili liječenja najrazličitijih oboljenja primjenom ELF polja. Stoga, jedna grana nauke se bazirala na analizi i razvoj heterogenih ljudskih i životinjskih modela sa realističnom anatomijom i brojnim tkivima, a sve u svrhu omogućavanja daljeg eksperimentisanja u oblasti biomedicine. Većina ovih modela su razvijeni računarskom segmentacijom podataka sa MRI i izdvajanjem odgovarajućih tipova tkiva [46–48]. U svim sprovedenim istraživanjima i realizacijama poseban akcenat se stavlja na anatomsku realističnost generisanih modela, a tipično svaki model sadrži preko 30 različitih organa i tkiva koji su sačinjeni od voksel<sup>21</sup> zadatih karakteristika. Kao takvi, ovi modeli se mogu konkurentno koristiti za potrebe *in vitro* biomedicinskih eksperimenata. Primjer modela ženskog ljudskog tijela je NAOMI [47], dok je poznati muški model ljudskog tijela NORMAN [49], a danas postoje i njihove modifikacije.

### 2.2.3 Stohastički efekti, pragovi i odnosi doze i reakcije

Potreba za dodatnim istraživanjima uticaja ELF polja na ćelije i tkiva postoji i na polju efekata koje ta polja izazivaju, pragovima polja koji dovode do pomenutih efekata, te odnosima odabranih doza i reakcija. Nauci je već poznato da neka druga zračenja iz EM spektra izazivaju trajne promjene kod ljudi. Posmatrano na osnovnom nivou, stohastička interakcija u vidu genotoksičnog oštećenja DNK lanca izazvana je djelovanjem reaktivne vrste kiseonika na DNK lanac. Sa druge strane, prelaskom dozvoljenog praga mogu se

---

<sup>21</sup>Volumetrijski piksel (izvorno: voxel) je trodimenzionalni (3D) ekvivalent piksela i najmanji dio koji se može izdvojiti iz 3D objekta.

izazvati deterministički efekti. Primjer je primjena električnog polja čijim dugim djelovanjem može doći do otvaranja dovoljnog broja natrijumovih jonskih kanala u nervnoj membrani, što dovodi do samoodržive pobude nerva. Postavljeni pragovi obično iskazuju distribuciju osjetljivosti unutar populacije ćelija i ljudi, zbog čega i izazvani efekti variraju kroz populaciju.

Efekti koje izazivaju naizmjenična EM polja mogu se razdvojiti na dvije grupe, pri čemu se u jednu grupu ubrajaju efekti koji ne zavise od smjera polja, već samo od njegovog intenziteta, te su tada izazvani efekti proporcionalni jačini polja. Faktor proporcionalnosti može biti linearan, a postoje i efekti koji su srazmjerni kvadratu jačine polja. U drugu grupu spadaju efekti koji zavise od smjera polja, te se posmatrano u vremenu izazvani efekat u jednoj poluperiodi poništi djelovanjem istog EM polja suprotnog smjera u toku druge poluperiode. Međutim, nelinearnost u mehanizmu interakcije ćelija i tkiva na djelovanje EM polja se ogleda u činjenici da se izazvani efekti u potpunosti ne ponište. Proizvedeni efekti su efekti drugog reda srazmjerni kvadratu EM polja ili njegovom većem stepenu. Gledano matematički, efekti koje ovakvo polje izaziva mogu se razložiti pomoću Tejlorove<sup>22</sup> serije, kada je prvi član Tejlorovog reda u prosjeku jednak nuli, dok ostali članovi reda dovode do proizvedenih efekata [50]. Prilikom primjene ovakvih polja, efekti srazmjerni kvadratu (ili većem stepenu) jačine EM polja kojem se ćelija/tkivo izlaže mogu se postići kratkotrajnim izlaganjem jakom polju, nasuprot dugotrajne ekspozicije ćelije/tkiva slabom polju.

## 2.3 Uticaj ELF polja na ćelije i tkiva

Da bi se što bolje istražilo djelovanje ELF polja na ćelije i tkiva u naučnoj zajednici se izvode eksperimenti na različitim životinjskim modelima, na osnovu čijih rezultata se kasnije može pristupiti i *in vitro* eksperimentima na ljudskim ćelijama i tkivima, te *in vivo* testiranjima na dobrovoljcima. Takođe, pored eksperimentalnih, vrše se i epidemiološka testiranja, te se prati uticaj ovih polja u slučajevima hronične ili akutne izloženosti iz okruženja kroz generacije, te na velikom uzorku određene populacije. Kako ishodi testiranja ćelija i tkiva zavise i od vrste ćelija, istraživanja su se podijelila na primjenu i djelovanje ELF polja na nervni sistem, endokrini sistem, i tako dalje. Zbog navedenog, u nastavku će se pojedinačno govoriti o uticaju ELF polja na pojedine sisteme u organizmu.

### 2.3.1 Nervni sistem

S obzirom na činjenicu da centralni nervni sistem ima centralnu ulogu u kontroli drugih tjelesnih sistema, posebno kardiovaskularnog sistema, te endokrinog sistema, od velikoj je značaja uticaj EM polja veoma niskih frekvencija na funkciju mozga. Kako mozak

<sup>22</sup>izvorno: Brook Taylor (1685 – 1731), engleski matematičar.

i nervni sistem funkcionišu koristeći električne signale, smatraju se posebno osjetljivim na EM polja niskih frekvencija, te indukovana električna polja i struje. Izvedena elektrofiziološka razmatranja obuhvataju direktnu stimulaciju centralnog i perifernog nervnog sistema kroz koja se prati električna aktivnost mozga, te izazvani kognitivni efekti kao što je npr. raspoloženje. Izvedena istraživanja i zamišljene instalacije sa jedne strane koriste razne životinjske modele, dok su druga izvedena *in vitro* na ljudskim ćelijama i tkivima, te *in vivo* na dobrovoljcima. Pored eksperimentalnih, vršena su i epidemiološka ispitivanja koja prate izazvane kognitivne efekte. Prilikom sprovedenih istraživanja, pokazano je da je centralni nervni sistem ima veću osjetljivost na indukovana električna polja i struje niskih frekvencija kada se radi o *in vivo* eksperimentima, za razliku od preparata koji se koriste u okviru *in vitro* eksperimenata [51].

Kada je riječ o tretiraju perifernog nervnog sistema dobrovoljaca ELF poljima, pokazano je da ista izazivaju dobro poznate biološke reakcije, od percepcije do nerviranja, preko efekata površinskog naelektrisanja. Izazvane reakcije zavise od jačine polja, ambijentalnih uslova okoline, te individualne osjetljivosti pojedinca. Pragovi za direktnu percepciju 10 % dobrovoljaca varirali su između 2 kV/m i 20 kV/m, dok je njih 5 % reklo da ne osjećaju dejstvo električnog polja od 15 kV/m do 20 kV/m. Sa druge strane, prag bola za 7 % dobrovoljaca je bio na 5 kV/m. [39]. Ljudi mogu da osjete struje direktno primijenjene na tijelo dodirivanjem, kao što je slučaj npr. kod provodne petlje u kojoj se struja indukuje izlaganjem elektromagnetskim poljima iz okruženja. Postoje jasno definirani pragovi za primjenu ovakvih struja. Prag percepcije za muškarce, na frekvencijama od 50 Hz do 60 Hz, kreće se u rasponu od 0,36 mA kod kontakta prstom do 1,1 mA kod stiska, dok se bol javlja na 1,8 mA (kontakt prstom). Kada je riječ o ženama, utvrđeno je da su ovi pragovi reda 2/3 veličine praga kod muškaraca, dok se za djecu pretpostavljalo da su ovi pragovi reda 1/2 praga utvrđenih kod muškaraca [52]. Međutim, u kasnijim istraživanjima sprovedenim od strane autora [53], potvrđeni su ranije utvrđeni pragovi za žene, dok je za djecu uzrasta od 9 do 16 godina utvrđeno da nemaju tako visoku osjetljivost kao što se ranije pretpostavljalo. potrebno je naglasiti da i ovdje postoji velika raznolikost u sposobnosti pojedinca da detektuje indukovane struje, ali je svakako pokazano da osjetljivost na polje ili struje opada sa porastom frekvencija. U [52] je pokazano da je prag percepcije struja povećan za oko dva reda veličine na višim frekvencijama, tj. 0,36 mA na frekvencijama od 50 Hz do 60 Hz, 4 mA na 10 kHz, te 40 mA na 100 kHz.

Velika, brzopromjenljiva magnetska polja kakva se koriste u raznim specijalizovanim medicinskim aplikacijama kakva je MRI ili transkranijalna magnetska stimulacija (TMS), mogu da indukuju električna polja dovoljne jačine da stimulišu nervno tkivo kod ljudi. Ljudi pokazuju različite nivoe osjetljivosti na ovako indukovana električna polja. Ovo direktno zavisi i od samog stanja/bolesti pacijenta koji je izložen navedenoj dijagnostici. Pokazano je da epileptičke sindrome karakteriše povećana neuronska ekscitabilnost, te

je uočeno da ponovljeni TMS pokreće epileptični napad kod nekih osjetljivih subjekata [54, 55]. U pomenutim eksperimentima je takođe evidentirano kratkoročno i srednjeročno oštećenje pamćenja, te je primijećena mogućnost pojave dugoročnih kognitivnih efekata kao posljedica izmijenjene sinaptičke aktivnosti ili narušene ravnoteže neurotransmitera.

Dobro poznati su i efekti koje izaziva izloženost mrežnjače slabim magnetskim poljima niskih frekvencija. Pouzdano je utvrđeno da izloženost glave magnetskom polju od oko 5 mT na 20 Hz, pa do 15 mT na 50 Hz izaziva slabe trepteće vizuelne senzacije zvane *magnetski fosfeni* [56, 57]. Oni su rezultat interakcije indukovane električne struje sa ćelijama mrežnjače koje pokazuju senzibilnost na električnu pobudu. Procijenjeni pragovi za pojavu ovakvih efekata su oko 10 mA/m<sup>2</sup> na frekvenciji od 20 Hz [58]. Ovo odgovara ekvivalentnom električnom polju od 100 mV/m do 140 mV/m smatrajući da je provodljivost moždanog tkiva 125 S/m [59]. Zbog sličnosti sa neuronima centralnog nervnog sistema, postoje opravdani razlozi da mrežnjaču posmatramo kao odgovarajući model za praćenje efekata izazvanih indukovanim električnim poljem. Poznato je da mrežnjača pokazuje sve procese prisutne u drugim oblastima centralnog nervnog sistema, poput npr. akci-onih potencijala. Kasnije je izvršeno razdvajanje pragova koji dovode do elektrofosfena, odnosno magnetofosfena. U [57] pokazano je da je prag koji dovodi do elektrofosfena oko 100 mV/m, dok je onaj za magnetofosfene manji za red veličine, te na 20 Hz iznosi 10 mV/m. Međutim, u nauci je evidentna neizvjesnost prethodno pomenutih vrijednosti, jer izazvani efekti zavise od mnoštva faktora, kao što su npr. fiziološka svojstva neurona mrežnjače ili kasnija centralna obrada vizuelnog signala. Zbog navedenog, odgovori na aktuelna pitanja u naučnoj zajednici po ovom pitanju mogu se očekivati kroz buduća istraživanja.

Od prvih dokaza da profesionalna izloženost EM poljima izaziva kliničke promjene na elektroencefalogramu (EEG)[60], izvršena su brojna istraživanja koja pokazuju da izlaganje magnetskim poljima može dovesti do pojačane aktivnosti mozga. U okviru istih, korišten je širok spektar eksperimentalnih instalacija, istima su pristupali zdravi dobrovoljci kao i osobe sa utvrđenim neurološkim stanjima, te ih je stoga teško upoređivati. Kao jedan od detektovanih uticaja izloženosti mozga EM polju je poremećaj sna koji se ogleda u dužini spavanja, efikasnosti spavanja, uticaju na dužine pojedinih faza spavanja. Sprovedena istraživanja sa ovog aspekta vršena su na dobrovoljcima primjenom EM polja frekvencije 50 Hz, indukcije 1  $\mu$ T tokom cijele noći, te magnetsko polje indukcije od 28  $\mu$ T na frekvenciji od 60 Hz. Kada je riječ o uticaju ELF EM polja na kognitivne procese, tokom istraživanja je pokazano da ista imaju uticaj na brzinu kao i preciznost prilikom izvođenja pojedinih zadataka, ali postoji i mnoštvo drugih faktora koji mogu uticati na ove pokazatelje, kao što je npr. težina zadatka ili uvježbanost dobrovoljca. Prema tome, i ova oblast zahtijeva dodatna istraživanja.

Nauci su poznata i istraživanja o uticaju ELF polja na raspoloženje, budnost, depresiju, pa i suicid. Jedno od izvedenih epidemioloških studija koje koristi validirane skale za depresiju pokazuje jasnu vezu između blizine dalekovoda i ove bolesti [61], dok sa druge strane novija istraživanja pružaju malo dokaza o ovoj povezanosti [62–64]. Stoga je ICNIRP zaključila da rezultati iz literature nisu dosljedni, te da je teško protumačiti veze između pokazanih simptoma depresije i izloženosti EMF poljima [65]. Epidemiološke studije za procjenu veze između suicida i izloženosti ELF poljima koriste niz različitih pristupa za procjenu izloženosti, pa razlikujemo sirove tehnike poput udaljenosti prebivališta od dalekovoda, naziva radnih mjesta, do sofisticiranih pristupa koji se baziraju na detaljnim informacijama [66–70].

Neophodno je naglasiti da su utvrđeni nivoi ELF EM polja koji mogu da dovedu do njegovog evidentnog uticaja na nervni sistem statističke prirode, te pojedinci mogu imati dosta niže pragove od preporučenih u literaturi. Ova pojava se imenuje kao *hiperosjetljivost*, te može prouzrokovati veoma ozbiljne poremećaje kao što su poremećaj/nedostatak sna, opšti umor, poteškoće u koncentraciji, vrtoglavicu i napor u očima.

### 2.3.2 Neuroendokrini sistem

Pinealna, te hipofizna neuroendokrini žlijezda smještene u mozgu usko su povezane sa nervnim sistemom. Putem hormona koje oslobađaju u krvotok utiču na metabolizam i fiziologiju tijela, posebno tokom razvoja i reprodukcije, te imaju uticaj na druge žlijezde unutar organizma. Prva istraživanja sprovedena 1987. godine [71] ukazuju da EM polja mogu uticati na lučenje melatonina (hormon pinealne žlijezde) čime se povećava rizik od pojave karcinoma dojke. Ovo je otvorilo niz daljih eksperimentalnih procedura koja su poslužila za praćenje nivoa melatonina u cirkulaciji kod ljudi koji su izloženi EM poljima kako u kućnim, tako i u profesionalnim uslovima. Nezavisno, izvršena su mnogobrojna istraživanja o uticaju EM polja na hormone hipofize, gdje je poseban akcenat stavljen na njenu stimulaciju lučenja hormona štitne žlijezde (TSH), adrenokortikotropnog hormona (ACTH), hormona rasta (GH), kortizona, prolaktina i sl. Parametri koji karakterišu korištena ELF EM polja variraju u zavisnosti od hormona koji se prati. Izvedeni testovi su koristili EM polja čije frekvencije variraju od 50 Hz ili 60 Hz, intenzitet vektora magnetske indukcije od 1  $\mu\text{T}$  do 23,3  $\mu\text{T}$ , dok je vrijednost električnog polja u rasponu od 2,8 kV/m do 9 kV/m, a volonteri su izlagani njihovom dejstvu kontinualno ili sa pauzama tokom noći ili u nekoliko intervala. Svi pomenuti testovi govore u prilog činjenici da ELF EM polja nemaju negativan uticaj na zdrav neuroendokrini sistem.

### 2.3.3 Neurodegenerativni poremećaji

Postoje brojne studije u okviru kojih se ispituje uticaj EM polja niskih frekvencija na neurodegenerativne bolesti<sup>23</sup>, poput Parkinsonove bolesti<sup>24</sup>, Alchajmerove bolesti<sup>25</sup>, i sl. Poseban akcenat u toku istraživanja uticaja ovih polja na spomenute poremećaje je dat amiotrofičnoj lateralnoj sklerozi<sup>26</sup> (ALS), te je ista najčešći predmet istraživanja u izvedenim eksperimentima. Takođe, nekoliko eksperimentalnih ispitivanja pratilo je uticaj ELF EM polja na razmjenu kalcijuma u nervnom tkivu, te druge direktne efekte na funkciju nervnog tkiva. Pokazano je da bi produženo izlaganje ELF EM poljima moglo da promjeni nivo  $Ca^{2+}$  u neuronima i tako indukuje oksidativni stres svojim uticajem na metabolizam mitohondrija. Međutim, ne postoje relevantni dokazi da izlaganje ELF poljima ima uticaj na pojavu Parkinsonove bolesti, Alchajmerove bolesti ili multiple skleroze. Jedino je evidentno da se kroz istraživanja sugerije da ljudi koji rade u elektro industriji imaju veći rizik od pojave ALSa. Još uvijek nije poznat biološki mehanizam koji može biti poveznica između pomenutih pojava, ali se pretpostavlja da su isti posljedica električnih udara kojim su radnici izloženi.

### 2.3.4 Kardiovaskularni poremećaji

Pojava hroničnih kardiovaskularnih promjena nastalih uslijed izlaganja ELF poljima potiče još iz perioda šezdesetih i ranih sedamdesetih godina prošlog vijeka kada su se pojavili simptomi kod ruskih radnika i rukovaoca visokonaponskih rasklopnih postrojenja [60]. Ispitivanja sprovedena u Ruskoj Federaciji izvijestila su o raznim funkcionalnim promjenama kardiovaskularnog sistema, poput hipertenzije kod radnika koji rade sa 500 kV, 750 kV i 1150 kV elektroenergetskim instalacijama. Stoga se u naučnoj zajednici nametnula potreba za istraživanjima o uticaju ELF EM polja na kardiovaskularni sistem, bilo da se radi o kratkotrajnim izlaganjima pojedinca ovim poljima ili su oni dugoročno izloženi dejstvu ELF EM polja u okviru svog radnog okruženja. Izvedeni eksperimenti ukazali su na poremećaj srčanog ritma kod ljudi izloženih djelovanju ELF EM polja [39]. Iako postoje zabilježene kardiovaskularne promjene, izazvani efekti su mali. Sa stanovišta epidemioloških istraživanja, sprovedene studije mortaliteta [72, 73] govore o povezanosti profesionalne izloženosti ELF EM poljima i pojave kardiovaskularnih bolesti.

### 2.3.5 Imunološki i hematološki sistem

U nauci su poznata brojna istraživanja i o uticaju ELF EM polja na imunološki sistem, te na krv, kardiovaskularne organe i bolesti krvi kojim se bavi hematologija. Praćenje dejstva

<sup>23</sup>Bolesti koje kao posljedicu imaju odumiranje određenih neurona.

<sup>24</sup>Klinički okarakterisana kao progresivna motorna disfunkcija, uključujući bradikineziju (sporo kretanje i slaba sposobnost pomicanja tijela brzo na zapovijed), poremećaj hoda, krutost i tremor.

<sup>25</sup>Klinički se karakteriše progresivnim gubitkom pamćenja i drugih kognitivnih sposobnosti, npr. pažnja, govor, i sl.

<sup>26</sup>Progresivna motorička disfunkcija, uključujući bezbolno trošenje mišića i spastičnost.

EM polja frekvencija od 50 Hz ili 60 Hz iz opsega 10  $\mu\text{T}$  do 2 mT, kontinualno tokom nekoliko dana ili parcijalno tokom godine na imunološki sistem ne ukazuje na izazvane efekte od strane ELF polja. Istraživanja sprovedena na zdravim ljudima i životinjama o uticaju ELF EM polja na hematološki sistem nisu pokazala značajne poremećaje.

### 2.3.6 Reprodukcijska i razvoj

Efekte izloženosti EM poljima niskih frekvencija na plodnost, reprodukciju, prenatalni i postnatalni rast i razvoj istraživani su epidemiološkim i laboratorijskim ispitivanjima već duži niz godina. Poseban akcenat je stavljen na negativan ishod trudnoće do kojeg potencijalno može dovesti izlaganje ovim poljima. Sveukupno, epidemiološke studije ukazuju da nema ubjedljivih dokaza za negativan uticaj električno grejnih kreveta u trudnoći. Sa druge strane, postoje indikacije da upotreba vodenih kreveta tokom trudnoće povećava rizik od negativnog ishoda iste, dok se ovaj rizik povećava ukoliko se koriste električna čebad, posebno ako su ista velike snage. Izloženost ELF EM poljima u životnom okruženju, u nekim slučajevima povećava rizik od pobačaja, a posebno ako se radi o magnetskim poljima velike maksimalne vrijednosti i varijabilnosti. Kada je riječ o reproduktivnoj sposobnosti muškaraca, dosadašnji rezultati nisu konačni, te je vrlo malo dokaza o uzročno posljedičnoj vezi izlaganja ELF poljima i smanjene reprodukcije.

Uticaj ELF električnih polja do 150 kV/m procjenjivan je kod nekoliko vrsta sisara, uključujući studije sa velikim grupama i izloženosti tokom nekoliko generacija. Sem manjih anomalija skeleta, dokazi dosljedno pokazuju da nema negativnih razvojnih efekata. Nekoliko studija na eksperimentalnim modelima koji nisu sisari pokazali su da izloženost ELF magnetnim poljima reda  $\mu\text{T}$  može dovesti do poremećaja u njihovom ranom razvoju.

### 2.3.7 Karcinom

Mogućnost da izlaganje ELF poljima povećava rizik do razvoja kancerogenih ćelija u organizmu predmet je mnogobrojnih epidemioloških i eksperimentalnih istraživanja izvedenih u protekle dvije decenije, a izvještaji su strogo kontrolisani od strane nacionalnih i međunarodnih ekspertske grupe. Prva povezanost između pojave leukemije kod djece i ELF magnetskih polja identifikovana je u studiji [74], te je pokrenuto mnoštvo relevantnih istraživanja koja su dala klasifikaciju ELF magnetskih polja u oblasti leukemije. Ne postoje evidentni eksperimentalni dokazi da izloženost ELF poljima dovodi do kancerogenih pojava, dok je njihova primjena u liječenju istih evidentna.

Izvedene eksperimentalne studije sa životinjama, koje su uključivale brojne studije tokom života, studije na životinjama predisponiranim za razvoj kancerogenih ćelija, te *in vitro* studije ćelijskih procesa umiješanih u karcinogenezu nisu potvrdile postavljenu hipotezu da ELF magnetska polja mogu da izazovu pojavu karcinoma.



Sumarno, procjena kancerogenosti EM polja od strane Internacionalne agencije za praćenje karcinoma<sup>27</sup> (IARC), bazirana na izvedenim eksperimentalnim istraživanjima, data je kroz sljedeće teze [39]:

- Postoje ograničeni dokazi da izlaganje EM poljima veoma niskih frekvencija može da dovede do pojave leukemije kod djece;
- Dokazi koji ukazuju na povezanost ELF EM polja sa pojavom karcinoma ostalih ćelija kod ljudi su neadekvatni;
- Ne postoje adekvatni dokazi o vezi između pojave karcinoma kod ljudi i statičkog električnog ili magnetskog polja, te ELF električnih polja;
- Ne postoje adekvatni dokazi o vezi između pojave karcinoma kod životinja i ELF magnetskih polja;
- Ne postoje relevantni podaci koji ukazuju na vezu između ELF električnih polja i pojave karcinoma kod životinja;

Kao zaključak navodi se da:

- Magnetska polja veoma niskih frekvencija su *potencijalno kancerogena za ljude*.
- Električna polja veoma niskih frekvencija *nisu okarakterisana kao kancerogena za ljude*.

Nezavisna epidemiološka istraživanja ukazuju da stopa incidencije kod dječje leukemije ima karakterističan starosni obrazac. Tokom prvih nekoliko godina stopa incidencije je veoma velika, dostiže vrhunac od 2. do 3. godine života, nakon čega se stopa smanjuje, da bi se oko 10. godine stabilizovala [75]. Takođe, epidemiološka istraživanja sprovedena u SAD-u dvadesetih i tridesetih godina prošlog vijeka ukazuju da stopa incidencije nije ista kod djece bijele i crne rase, odnosno da ona doseže svoj maksimum znatno ranije kod djece bijele puti [76, 77]. Iako epidemiološka istraživanja sugerišu na vezu između pojave leukemije kod djece i ELF polja, zbog neadekvatnih metoda, grešaka i sigurnosti izvedenih eksperimenata o ovoj vezi se ne može sa sigurnošću govoriti.

Nezavisno su izvedena eksperimentalna istraživanja i sa ljudima, te *in vitro* na ćelijama i tkivima. Ona nisu dovela do promjene prethodno navedene procjene kancerogenosti ELF EM polja koju preporučuje IARC. Sa druge strane, postoje evidentni dokazi koji se navode u aktuelnim istraživanjima datim u sekciji 2.4 koji pokazuju da primjena ELF EM polja u liječenju karcinoma daje bolje rezultate od onih koji se mogu postići samo primjenom medikamenata.

---

<sup>27</sup>izvorno: International Agency for Research on Cancer

### 2.3.8 Procjena zdravstvenog rizika i zaštitne mjere

Kontrola zdravstvenih rizika o izloženosti bilo kojem fizičkom, hemijskom ili biološkom sredstvu izvodi se u naučnom nivou koji kao rezultat daje procjenu pojedinih efekata na pojedinim nivoima izloženosti - *procjenu rizika*. Na osnovu rezultata procjene rizika, te uzimajući u obzir i druge faktore, započinje se proces donošenja odluka koje imaju za cilj eliminisanje ili, ako to nije moguće, smanjenje na najmanju moguću mjeru rizika od agensa/izazivača efekata - *upravljanje rizikom*. Procjena rizika je konceptualni okvir koji pruža mehanizam za strukturiran pregled informacija relevantnih za procjenu zdravstvenih ili ekoloških efekata izloženosti. Sastoji se od četiri različita koraka: *identifikacije opasnosti, procjene izloženosti, procjene odgovora na izloženost, karakterizacija rizika*.

Principi koje je propisala Svjetska zdravstvena organizacija<sup>28</sup> (WHO) o zdravlju životne sredine koji opisuju principe za procjenu rizika na ljudsko zdravlje od izlaganja hemikalijama (WHO, 1999), mogu se primijeniti i u slučaju uticaja ELF električnih i magnetskih polja. Ovdje se evidentirani akutni biološki efekti prilikom izlaganja ELF poljima u frekvencijskom opsegu do 100 kHz, što može dovesti do negativnih posljedica po zdravlje, te se sugeriše poštovanje međunarodnih smjernica radi provođenja zaštite. Kako zaštita nije predmet ove doktorske disertacije, o istoj se neće detaljno govoriti.

## 2.4 Aktuelna istraživanja

U naučnoj zajednici se bilježi sve veće interesovanje za magnetska polja veoma niskih frekvencija i njihov uticaj na život i zdravlje ljudi. Izvedena, aktuelna istraživanja pokazala su da nejonizujuće zračenje utiče na karcinom i imuni sistem i detaljno su opisana u [1, 2, 78]. Evidentan je uticaj ovih polja i na kardiovaskularni sistem [3, 79, 80], kosti [81], centralni nervni sistem [82–85]. Uticaj je vidljiv i na reproduktivnom sistemu što je dokazano kroz istraživanje [86], te na ćelijskom sistemu opisano u [87]. Mehanizmi djelovanja elektromagnetskih polja na žive organizme se posmatraju na makroskopskom nivou, ali je važno i njihovo djelovanje na nivou molekula i elementarnih čestica. Načini djelovanja mogu biti različiti, te imamo djelovanja pomoću magnetske sile i obrtnog momenta, indukovane struje, magnetsko-hidrodinamičke sile i pritiska, interferencije jonskih efekata kroz ćelijsku membranu, elektromagnetska svojstva jonskih molekula i uticaj na brzinu i prinos hemijskih reakcija [68, 88–92].

### 2.4.1 Poznate postavke za generisaje ELF EM polja i njihova primjena u liječenju oboljenja

Kao što je ranije i naglašeno, za izvođenje eksperimenata u literaturi korištene su različite postavke, te su eksperimenti izvođeni *in vivo* sa životinjama i dobrovoljcima, te *in*

<sup>28</sup>izvorno: World Health Organization

*vitro* na tkivima. Stoga, danas postoje već dobro poznati sistemi koji u manjoj ili većoj mjeri obezbjeđuju ujednačenost uslova izvođenja eksperimenata. U radu [1] po prvi put je opisan uticaj VKMP u kombinaciji sa TRAIL<sup>29</sup>-om na ćelije karcinoma dojke, te je predstavljen sistem koji generiše uniformno VKMP sa magnetskom indukcijom od 3,0 mT. Autori [78] koriste sopstveni sistem koji se sastoji od kružnih namotaja unutrašnjeg prečnika  $R = 15$  mm i spoljašnjeg  $R = 75$  mm, koji obezbjeđuje vršnu vrijednost magnetskog polja od 0,25 T. Eksperimenti izvedeni *in vivo* na miševima pokazuju da ponavljajuće magnetske stimulacije sa indukovanim vrtložnim strujama gustine od 0,79 A/m<sup>2</sup> do 1,54 A/m<sup>2</sup> izazivaju smanjenje tumorskih ćelija, dok *in vitro* eksperimenti na izolovanim ćelijama slezine (limfociti) sa vrtložnim strujama 2,36 A/m<sup>2</sup> - 2,90 A/m<sup>2</sup> ukazuju na povećavanje aktivnosti imunoloških funkcija što direktno utiče na smanjenje težine tumora. Sistem oblika solenoida poluprečnika  $R = 4$  cm i dužine  $L = 54,7$  cm koji obezbjeđuje relativno uniformno VKMP oko ose sistema reda 9 mT koriste autori [2] u svrhu analize metaboličkih aktivnosti ćelija. Sistem sastavljen od 8 pravougaonih pretvarača dimenzija 7 cm i 14 cm koji sadrže 69 spiralnih zavojnica prečnika 1 cm, koje emituju magnetsko polje malih intenziteta predstavljen je u [79]. U radu [93] opisan je sistem koji se sastoji od neodijumskog<sup>30</sup> magnetskog diska prečnika  $R = 28,85$  mm i debljine 10 mm. Primjena elektromagnetskog polja za sinusnu magnetsku stimulaciju opisana je u radu [83], gdje se kreirani sistem sastoji od šest Helmholtzovih namotaja postavljenih u tri pravougaona pravca da formiraju prostornu strukturu, koji predstavlja modifikaciju ranije predstavljenog sistema datog u [94]. Primjena para Helmholtzovih zavojaka sa 1000 namotaja žice debljine 0,7 cm koji generiše polje od 0,7 mT opisana je u [85], gdje se eksperiment izvodi na imobilisanim miševima, a prati se uticaj magnetskog polja na citoplazmu i nukleuse. U radu [95] je opisan uticaj 1,5 T MR skenera na viskoznost krvi, gdje se navodi da ovakvo polje može modulirati protok krvi. Autori [96] razvili su programabilan sistem za praćenje prolaznih i perzistentnih uticaja magnetskog polja ekstremno niskih frekvencija na ćelijske kulture. Kako se ovaj sistem koristi u kombinaciji sa mikroskopom, njegova primjena je veoma ograničena. U radu [97] predstavljen je toroidni sistem velike eksperimentalne zapremine namijenjen za izvođenje *in vivo* eksperimenata za praćenje uticaja magnetskog polja elektroenergetskih sistema. Tu je još i sistem tetra zavojnica kružnog oblika predstavljen u [9], dobro poznat Meritov sistem namotaja [10], sistem sa dva para pravougaonih Helmholtzovih zavojnica različitih dimenzija dat u [98], sistem četiri pravougaone zavojnice istih dimenzija sa 26, 11, 26, 11 namotaja redom opisan u [99], komercijalni inkubator sastavljen od dva zaštićena četvorožična sistema namijenjen za *in vitro* eksperimente predstavljen u [100], te još neki drugi sistemi dati u radovima [81, 101–103].

<sup>29</sup>U oblasti ćelijske biologije, TNF - vezani ligand koji indukuje apoptozu (izvorno: TNF-related apoptosis-inducing ligand - TRAIL) je protein koji funkcioniše kao ligand koji indukuje proces smrti ćelije zvan apoptoza.

<sup>30</sup>Hemijski element atomskog broja 60, srebrenasto bijeli metal iz serije lantanida. Takođe poznat kao NdFeB, NIB ili kao Neo magnet, predstavlja najjači tip komercijalno dostupnog stalnog magneta.

U svim navedenim istraživanjima, isključujući korišteni MR skener u [95] i solenoida čiji je unutrašnji poluprečnik manji od 20 - 30 mm [78, 102, 103], korištena su polja kod kojih je intenzitet vektora magnetske indukcije bio manji od 10 mT. Naime, u sistemima za izlaganje opisanim u [1, 2, 96, 100, 101], korištena su magnetska polja sa intenzitetom vektora magnetske indukcije koji se kreće u rasponu od 3,6 mT do 9 mT, dok su u radovima [79, 81, 83, 85, 97–99] ove vrijednosti iz opsega (0,1 – 1) mT. Ukoliko se žele postići polja čiji je intenzitet vektora magnetske indukcije veći od 10 mT, primarni oblik potrebnog sistema koji to može obezbjediti kroz istraživanja usmjeren je na konfiguraciju solenoida. Budući da zavojnice imaju brojne i veoma raznolike primjene [4–6], već postoje mnoga istraživanja koja proučavaju strukturu solenoida, te poboljšavaju i optimizuju njegovu konfiguraciju u svrhu postizanja što boljih performansi [104–107]. Njegova primjena u biomedicinske svrhe zahtjeva bolju homogenizaciju magnetskog polja jer ista unutar tipične konfiguracije solenoida nije dovoljna. Već je spomenuto da poboljšanja u pogledu uniformnosti magnetskog polja unutar solenoida može biti postignuta korištenjem bakarnih ploča i koncentričnih prstenova što je opisano u [7], dok se u [8] u tu svrhu vrši podešavanje dimenzija Helmholtzovih namotaja. Sve opisane modifikacije solenoida vezane su za striktno definisane dimenzije i omjere sistema, te ne predstavljaju jedinstveno rješenje koje može biti primjenljivo za različite eksperimentalne uslove.

#### 2.4.2 Rezime

Sprovedena epidemiološka istraživanja pokazala su da postoji uticaj ELF električnih i magnetskih polja na pojedine organe, te su od strane WHO date smjernice o mjerama zaštite koje se trebaju svakodnevno provoditi. Većina izvedenih epidemioloških ispitivanja nema svoje eksperimentalno uporište. Eksperimentalno, evidentni su uticaji ovih polja na nervni sistem, te postoje dosljedni epidemiološki dokazi koji sugerišu da hronična izloženost ELF magnetskom polju malog intenziteta povećava rizik od pojave leukemije u dječjem uzrastu. Sa druge strane, o uspješnoj primjeni ELF EM polja u liječenju najrazličitijih oboljenja govore brojna istraživanja o kojima je bilo riječ u sekciji 2.4, gdje se kroz izvedene eksperimente ukazuje da primjena ELF magnetskih polja može pospješiti djelovanje medikamenata i time poboljšati proces liječenja.

Iako se u izvedenim biomedicinskim eksperimentima podrazumijeva kritički pristup prilikom njihovih izvođenja, ne posvećuje se velika pažnja karakterizaciji samog procesa izloženosti [108], te se sa sigurnošću ne može govoriti o posljedicama i efektima do kojih izloženost dovodi. Postoji jasna, izražena zabrinutost naučne zajednice za sigurnost u pogledu dozimetrije, a samo neka od istraživanja na tu temu su data u člancima [109–114]. Postavljena su mnogobrojna pitanja, pa se istraživanja sprovode i u pogledu sve veće upotrebe uređaja koji se mogu podvesti pod one koji generišu relativno slaba elektromagnetska polja kakvi su npr. mobilni telefoni ili nadzorne kamere sa jedne strane, te onih

koji predstavljaju jača ELF EM polja kao što je MR skener. Rezultati izvedeni sa MR skenerom u [95], te sa ciklotronom [115, 116], jasno ukazuju na to da snažna magnetska polja izazivaju značajne efekte. Pokazano je da se biomedicinske promjene pokreću kako od homogenih magnetskih polja [115–117], tako i u slučaju kada je ekspozicija izvršena sa nehomogenim poljima [118, 119]. Takođe je pokazano, da različito orijentisana EM polja izazivaju i različite efekte [115, 116, 119].

Pored ranije navedenog, i kretanje samih životinja u nekim izvedenim *in vivo* eksperimentima može izazvati nejasnoće u pogledu uslova izloženosti tkiva uticaju polja, što nameće potrebu za eksperimentalnom postavkom koja obezbjeđuje relativno konstantne uslove izloženosti u cijeloj zapremini. Stoga, naučna zajednica vapi za novim, jednostavnim rješenjima sistema koji generišu ELF polja, a koja su prilagodljiva najrazličitijim eksperimentalnim uslovima, bilo da se radi o *in vivo* ili *in vitro* eksperimentima, ili onima koji zahtjevaju malu ili veliku eksperimentalnu zapreminu. Upravo pomenuto, bilo je ideja i motiv za istraživanje koje je sprovedeno u sklopu ove doktorske disertacije. Projektovan je solenoid sa optimizovanim dimenzijama koji se može koristiti kao početni model u dizajniranju eksperimentalnih postavki za niz željenih eksperimenata, tj. za različite vrijednosti željenih intenziteta vektora magnetske indukcije i veličina eksperimentalnih zapremina. Pored navedenih mogućnosti, isti obezbjeđuje homogenizaciju magnetskog polja kako na osi, tako i unutar cijele eksperimentalne zapremine.

## 3 TEORIJSKI MODELI I METODE

### 3.1 Vremenski konstantno magnetsko polje

Kada se naelektrisanja makroskopski kreću u odnosu na posmatrača, fizičko stanje u njihovoj okolini je drugačije nego kada su ta naelektrisanja nepokretna [120]. To izmijenjeno fizičko stanje naziva se *magnetskim poljem*, a njegovo osnovno svojstvo je da preko *magnetske sile* djeluje na svako naelektrisano tijelo koje se kreće u njemu. Osnovna razlika između električnog i magnetskog polja je što električne sile djeluju i na nepokretna naelektrisanja, dok magnetske sile djeluju isključivo na naelektrisanja u pokretu.

Najvažnija pokretna naelektrisanja su ona koja formiraju struje u provodnicima, svaka struja je praćena magnetskim poljem, a na svaki provodnik sa strujom djeluje magnetska sila. Shodno tome, i jedinica za jačinu struje (*amper* - A) definiše se na osnovu magnetske sile koja djeluje na dugačak, prav provodnik sa strujom kada se nalazi u vakuumu u magnetskom polju drugog, paralelno postavljenog provodnika sa strujom. Magnetsko polje mogu stvoriti i elektroni koji se kreću u vakuumu, ali je dejstvo takvog polja obično zanemarljivo u poređenju sa jakim električnim poljem. Međutim, ako se elektroni kreću u magnetskom polju (npr. magnetskom polju namotaja sa strujom) na njih djeluju magnetske sile sa vidljivim efektima djelovanja. Još uvijek se ponegdje mogu sresti monitori ili televizijski prijemnici u kojima se skretanje elektronskog mlaza u katodnim cijevima postiže magnetskim poljem.

Ukoliko je struja vremenski nepromjenljiva, tada ona stvara vremenski konstantno magnetsko polje i obrnuto, vremenski promjenljive struje generišu i vremenski promjenljivo magnetsko polje koje je u vezi sa pojavom elektromagnetske indukcije. Sa druge strane, elektromagnetska indukcija nastaje i kada se posmatrač kreće u odnosu na izvor magnetskog polja, kada razlikujemo statičku, tj. dinamičku indukciju. Ova činjenica ukazuje na relativnost samog kretanja i činjenicu da električno i magnetsko polje moramo posmatrati kao segmente jedinstvenog elektromagnetskog polja. O njegovom značaju govori i činjenica da se ubraja u četiri osnovne sile prema shvatanjima savremene fizike<sup>31</sup>.

Nakon što se u elektrostatici analizirao uticaj naelektrisanja u stanju mirovanja i uveo pojam elektrostatičkog polja Kulonovim eksperimentom<sup>32</sup>, eksperimentalno se analiziralo šta se dešava kada se naelektrisanja kreću. Pokazano je da, ukoliko se tačkasto naelektrisanje  $Q$  kreće, električno polje, čije su linije do sada bile radijalne u odnosu na naelektrisanje sada deformišu. Ukoliko se to tačkasto naelektrisanje kreće konstantnom brzinom,

<sup>31</sup>Pored elektromagnetske sile, tu se ubrajaju još: jaka nuklearna sila, slaba nuklearna sila i gravitaciona sila.

<sup>32</sup>Šarl-Ogisten de Kulon(izvorno: *Charles-Augustin de Coulomb* (1736—1806), francuski fizičar po kojem je i jedinica za količinu naelektrisanja u SI dobila ime C.

informacija o promjeni linija električnog polja se raširila, tako da se i električno polje „kreće“ zajedno sa naelektrisanjem [120]. Međutim, uvođenje pojma magnetskog polja je moguće posmatrati dva tačkasta naelektrisanja  $Q_1$  i  $Q_2$  na međusobnom rastojanju  $r$  kao u Kulonovom zakonu, s tim da se sada ta naelektrisanja kreću u odnosu na posmatrača konstantnim brzinama  $\mathbf{v}_1$  i  $\mathbf{v}_2$ . Primjenom Lorencovih transformacija na Kulonov zakon i smatrajući da je naelektrisanje invarijantno dolazi se do izraza za silu koja djeluje na tačkasto naelektrisanje  $Q_2$ :

$$\mathbf{F}_2 = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{Q_1 Q_2}{r^2} \mathbf{i}_{r_{012}} + \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{Q_2 \mathbf{v}_2 \times (Q_1 \mathbf{v}_1 \times \mathbf{i}_{r_{012}})}{r^2} = \mathbf{F}_{e2} + \mathbf{F}_{m2}. \quad (1)$$

Lako se uočava da prvi član u izrazu (1) odgovara Kulonovoj sili koja djeluje na naelektrisanje  $Q_2$ , dok je drugi član magnetska sila koja djeluje na ovo naelektrisanje, gdje je član  $\frac{\mu_0}{4\pi} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0 c_0^2}$ , a  $\mu_0$  predstavlja permeabilnost vakuuma<sup>33</sup>. Kako se obično električna sila zapisuje preko električnog polja u obliku  $\mathbf{F}_{e2} = Q_2 \mathbf{E}_1$ , gdje je  $\mathbf{E}_1$  vektor jačine električnog polja koje potiče od tačkastog naelektrisanja  $Q_1$  na rastojanju  $r$ , tj. na mjestu naelektrisanja  $Q_2$ , analogno će se uvesti pojam magnetskog polja. Odnosno, drugi član u izrazu (1) se može zapisati u obliku  $\mathbf{F}_{m2} = Q_2 \mathbf{v}_2 \times \mathbf{B}_1$ , gdje je  $\mathbf{B}_1$  vektor magnetske indukcije tačkastog naelektrisanja  $Q_1$  koje se kreće brzinom  $\mathbf{v}_1$  na mjestu naelektrisanja  $Q_2$ :

$$\mathbf{B}_1 = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{Q_1 \mathbf{v}_1 \times \mathbf{r}_{012}}{r^2} = \frac{\mathbf{v}_1}{c_0^2} \times \mathbf{E}_1. \quad (2)$$

Na ovaj način je vektor magnetske indukcije definisan na osnovu magnetske sile i uopštenjem izraz (2) se može zapisati i bez indeksa. Jedinica za magnetsku indukciju je *tesla* T<sup>34</sup>. Magnetska indukcija Zemlje je oko 50  $\mu\text{T}$ , u okolini energetskih provodnika sa strujom jačina vektora magnetske indukcije je reda 1 mT, u gvožđu ona dostiže i 2 T, dok jaki, superprovodni magneti daju magnetsku indukciju reda veličine 10 T [120]. Važno je napomenuti da, za razliku od električne sile, zakon akcije i reakcije kod magnetskih sila u opštem slučaju ne važi, tj.  $\mathbf{F}_{m1} \neq -\mathbf{F}_{m2}$ . Magnetske sile mogu biti istog intenziteta i suprotnog smjera samo u specijalnim slučajevima, tj. kada su vektori brzina paralelni ( $\mathbf{v}_1 \parallel \mathbf{v}_2$ ) i kada su im intenziteti isti ( $|\mathbf{v}_1| = |\mathbf{v}_2|$ ), što se lako dobije iz izraza (2) i same definicije vektorskog proizvoda. Takođe, jasno je da ukoliko naelektrisanje uđe (kreće se) u strano magnetsko polje paralelno njegovim linijama polja na njega neće djelovati magnetska sila. Magnetska sila postoji samo ako se oba tačkasta naelektrisanja kreću u odnosu na posmatrača, za razliku od električne sile koja postoji bez obzira na kretanje.

<sup>33</sup>Brzina svjetlosti u vakuumu je  $c_0 = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}}$ .

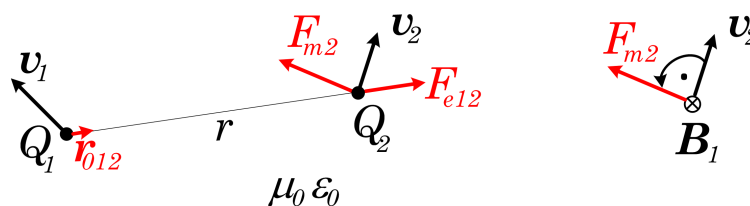
<sup>34</sup>Dobila ime po Nikoli Tesli (1856–1943), srpskom naučniku i pronalazaču, koji se smatra jednim od najbrilijantnijih umova čovječanstva. Poznat kao čovjek koji je "izumio dvadeseti vijek". Autor je preko 700 patenata, a njegovi najvažniji pronalasci su: polifazni sistem, obrtno magnetsko polje, asinhroni motor, sinhroni motor, Teslin transformator, sistem naizmjeničnih struja, itd.

Vektor magnetske indukcije  $\mathbf{B}$  normalan je na vektor brzine  $\mathbf{v}$  i jedinični vektor  $\mathbf{r}_0$  (jedinčni vektor je uvijek usmjeren od izvora EM polja ka tački u kojoj se polje računa), dok  $Q\mathbf{v}$  opisuje tačkasto naelektrisanje u pokretu. Konačno, izraz (2) uz izostavljene indekse predstavlja Bio-Savarov<sup>35</sup> zakon za jedno tačkasto naelektrisanje u pokretu, dok je magnetska sila na tačkasto naelektrisanje koje se kreće brzinom  $\mathbf{v}$  u odnosu na posmatrača u tom magnetskom polju data sa:

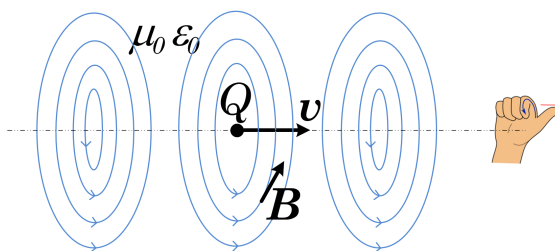
$$\mathbf{F} = Q\mathbf{v} \times \mathbf{B}. \quad (3)$$

Ilustracija dva tačkasta naelektrisanja  $Q_1$  i  $Q_2$  na međusobnom rastojanju  $r$  koja se kreću konstantnim brzinama  $\mathbf{v}_1$  i  $\mathbf{v}_2$ , sa naznačenim smjerovima Kulonove i magnetske sile na drugo tačkasto naelektrisanje u pokretu, te vektora magnetske indukcije koji potiče od prvog naelektrisanja u pokretu data je na Slici 1.

Analizirajući izraz (2) jasno se vidi da su linije vektora magnetske indukcije usamljenog tačkastog naelektrisanja  $\mathbf{B}$  kružnice, čiji je centar na pravoj koju definiše vektor brzine  $\mathbf{v}$ , što je ilustrovano na Slici 2. Orijehtacija ovih linija u direktnoj je vezi sa referentnim smjerom vektora brzine  $\mathbf{v}$  preko pravila desne zavojnice.



Slika 1: Dva tačkasta naelektrisanja koja se kreću konstantnim brzinama u vakuumu.



Slika 2: Linije vektora magnetske indukcije tačkastog naelektrisanja koje se kreće konstantnom brzinom u vakuumu.

Eksperimentalno je pokazano da za vektor magnetske indukcije u vakuumu vrijedi princip superpozicije, pa se magnetska indukcija koju daju tačkasta naelektrisanja u pokretu dobija vektorskim sabiranjem magnetskih indukcija koje potiču od svakog tačkastog

<sup>35</sup>Žan Batist Biot (izvorno: *Jean-Baptiste Biot*) (1774 – 1862), francuski fizičar, astronom i matematičar, i Feliks Savart (izvorno: *Félix Savart*) (1791 – 1841), francuski fizičar i matematičar.



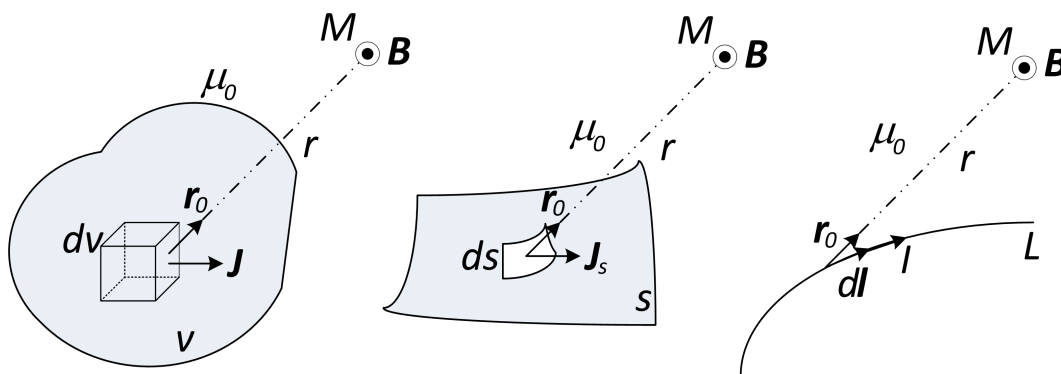
naelektrisanja kada ih posmatramo pojedinačno. Shodno tome, za sistem od  $N$  tačkastih naelektrisanja  $(Q_1, Q_2, Q_3, \dots, Q_N)$  vektor magnetske indukcije u proizvoljnoj tački  $M$  prostora dat je sa:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \sum_{i=1}^N \frac{Q_i \mathbf{v}_i \times \mathbf{r}_{0i}}{r_i^2}, \quad (4)$$

gdje su sa  $r_i$  označena odstojanja tačke  $M$  od  $i$ -tog tačkastog naelektrisanja,  $\mathbf{r}_{0i}$  su odgovarajući jedinični vektori usmjereni od  $i$ -tog tačkastog naelektrisanja do tačke  $M$ , dok su sa  $\mathbf{v}_i$  označene brzine pomenutih naelektrisanja.

### 3.1.1 Strujni element

Bazirani na rezultatima eksperimenata, analiza magnetskog polja i magnetskih sila dovela je do Bio-Savarovog zakona koji je definisan 1820. godine. Da bi se isti mogao definisati, uvodi se pojam *strujnog elementa* koji se razlikuje od tačkastog naelektrisanja u pokretu opisanog sa  $Q\mathbf{v}$ , gdje je  $Q$  njegova količina naelektrisanja, a  $\mathbf{v}$  brzina. Strujni element predstavlja skup svih naelektrisanja u pokretu u fizički malom geometrijskom elementu strujnog polja, a makroskopski se može smatrati lokalizovanim u jednoj tački. Strujni element zapreminskih struja čine sva pokretna naelektrisanja u elementarnoj zapremini  $dv$ , a karakteriše se proizvodom  $\mathbf{J}dv$ , gdje je  $\mathbf{J}$  vektor gustine zapreminske struje. Slično, strujni element površinskih struja čine pokretna naelektrisanja na elementarnoj površi  $dS$ , dok je strujni element linijskih struja (u praksi aproksimiraju tanke linijske provodnike sa strujom) čine sva pokretna naelektrisanja na elementarnoj dužini  $dl$ . Analogno, površinski strujni element je okarakterisan proizvodom  $\mathbf{J}_s dS$ , gdje je  $\mathbf{J}_s$  vektor gustine površinske struje, dok je  $I dl$  linijski strujni element. Svi oni predstavljaju zbir svih tačkastih naelektrisanja u/na posmatranoj zapremini/površi/liniji. Pogledati Sliku 3.



Slika 3: Zapreminski, površinski i linijski strujni element, respektivno.

### 3.1.2 Bio-Savarov zakon

S obzirom da većina materijala svojim prisustvom veoma malo utiče na magnetsko polje, svi izrazi za ovakve materijale se mogu poistovjetiti sa izrazima za magnetsko polje

u vakuumu. Ovakvi materijali se nazivaju *nemagnetskim (neferomagnetskim)* materijalima. Sa druge strane, materijali čije prisustvo značajno utiče na magnetsko polje zovemo *feromagnetskim* materijalima i njihov uticaj se analizira posebno.

Magnetska indukcija jednog strujnog elementa dobija se vektorskim sabiranjem magnetskih indukcija naelektrisanih čestica u pokretu koje pripadaju tom elementu, dok se magnetska indukcija cjelokupne strujne raspodjele dobija integracijom (sabiranjem) pojedinačnih magnetskih indukcija svih strujnih elemenata. Prema oznakama definisanim na Slici 3 magnetska indukcija strujnog elementa  $\mathbf{J}d\mathbf{v}$  zapreminskih struja u tački  $M$  u vakuumu je:

$$d\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{\mathbf{J}d\mathbf{v} \times \mathbf{r}_0}{r^2}, \quad (5)$$

gdje je  $r$  rastojanje od tačke  $M$  u kojoj se određuje magnetska indukcija, dok je  $\mathbf{r}_0$  jedinični vektor orijentisan od strujnog elementa ka tački u kojoj se određuje magnetska indukcija.  $\mu_0$  je permeabilnost vakuuma ili praznog prostora<sup>36</sup>. Rezultantni vektor magnetske indukcije koji potiče od svih strujnih elemenata je:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_v \frac{\mathbf{J}d\mathbf{v} \times \mathbf{r}_0}{r^2}, \quad (6)$$

što predstavlja *Bio-Savarov zakon za zapreminske struje*. Analogno, vektor magnetkse indukcije koji potiče od cijelog plašta površinskih struja,  $\mathbf{J}_s$ , se računa:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_S \frac{\mathbf{J}_s d\mathbf{S} \times \mathbf{r}_0}{r^2}, \quad (7)$$

dok je konačno magnetska indukcija cijelog provodnika dužine  $L$  kojeg sačinjavaju linijski strujni elementi data sa:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_L \frac{I d\mathbf{l} \times \mathbf{r}_0}{r^2}. \quad (8)$$

Smjer vektora magnetske indukcije u svim slučajevima određen je vektorskim proizvodom dva vektora, tj. vezan je pravilom desne zavojnice sa smjerom u kome treba rotirati strujni element da bi se najkraćim putem poklopio po pravcu i smjeru sa jediničnim vektorom  $\mathbf{r}_0$ .

### 3.1.3 Magnetski fluks

Kao što se računa fluks bilo koje vektorske veličine, i fluks vektora magnetske indukcije  $\mathbf{B}$ , *magnetski fluks*, kroz površ  $S$  definiše se kao:

$$\Phi = \int_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S}, \quad (9)$$

<sup>36</sup>iznosi  $4\pi \cdot 10^{-7} \text{ N A}^{-2} \approx 12,566370614 \cdot 10^{-7} \text{ H m}^{-1}$  u SI sistemu ili  $\text{T} \cdot \text{m/A}$ . Predstavlja vrijednost permeabilnosti za vakuum.

gdje je sa  $S$  označena usmjerena, tj. orijentisana površ, čije je usmjerenje određeno definisanom normalom  $\mathbf{n}$ . Ako je površ zatvorena, onda se po dogovoru za tu površ definiše spoljašnja normala. Magnetski fluks ima veliki tehnički značaj. Takođe, isti je od velike teorijske važnosti prilikom proučavanja elektromagnetske indukcije. Jedinica u kojoj se izražava magnetski fluks je *veber* ( $\text{Wb} = \text{Tm}^2$ ). Ukoliko se manipuliše sa zatvorenim površinama, od velike važnosti je *Zakon o konzervaciji magnetskog fluksa*. Isti se u okviru ovog istraživanja neće posebno dokazivati, ali je važno da se zna da vrijedi da je izlazni fluks vektora magnetske indukcije kroz zatvorenu površ jednak 0, što se može zapisati sa:

$$\oint_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} = 0. \quad (10)$$

Ova jednačina predstavlja jednu od osnovne dvije integralne jednačine stacionarnog magnetskog polja u vakuumu. Zakon o konzervaciji magnetskog fluksa iskazuje princip neprekidnosti linija vektora magnetske indukcije. Ove linije se zatvaraju same u sebe, pa se ne može definisati njihov kraj ili početak. Shodno tome, vektor  $\mathbf{B}$  je bezizvoran, odnosno, u prirodi ne postoje magnetske mase (opterećenja). Zbog navedenog, jednačina (10) važi ne samo za stacionarno magnetsko polje, već i za magnetsko polje u feromagnetskim materijalima. Takođe, ista se može primijeniti i na promjenljiva EM polja, te ujedno predstavlja i četvrtu Maksvelovu<sup>37</sup> jednačinu u integralnom obliku.

## 3.2 Vektor magnetske indukcije kružne konture

Kao što se može primijetiti iz obrađene teorije, Bio-Savarov zakon se može iskoristiti za računanje vektora magnetske indukcije koja potiče od bilo kako raspoređenih pokretnih naelektrisanja unutar proizvoljne zapremine (po površini ili dužini). Kako se u ovom radu govori o vektoru magnetske indukcije solenoida, u nastavku će se detaljno govoriti o vektoru magnetske indukcije kružne konture, te solenoida, kako na osi tako i van nje.

### 3.2.1 Magnetsko polje na osi kružne konture

Posmatrajmo kružnu konturu (zavojak) kroz koji je uspostavljena struja jačine  $I$ , prikazanu na Slici 4, gdje je sa  $a$  označen poluprečnik konture. Kontura se nalazi u vakuumu u  $(xOy)$ -ravni Dekartovog<sup>38</sup> koordinatnog sistema (DKS). Odredimo vektor magnetske indukcije u proizvoljnoj tački  $M$  na visini  $z$  na osi konture (prolazi kroz centar konture i

<sup>37</sup>Četiri osnovne jednačine elektromagnetizma. Ime dobile po škotskom fizičaru Džejsmu Maksvelu (1831—1879) (izvorno: *James Clerk Maxwell*)

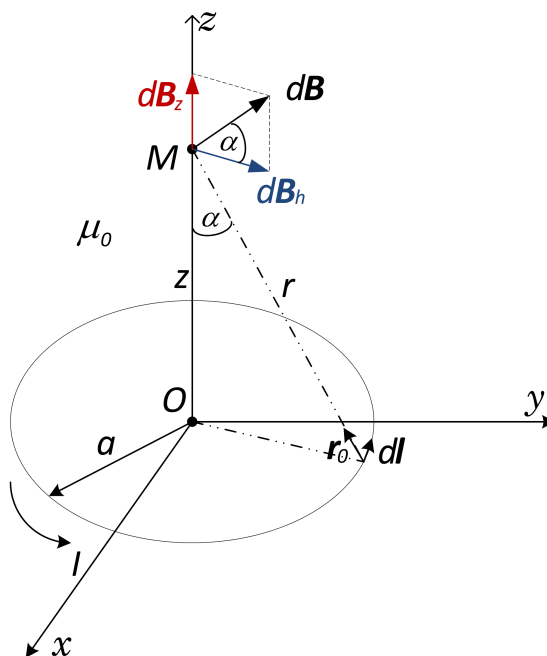
<sup>38</sup>René Descartes (1596 – 1650), francuski matematičar i filozof. Drugi naziv ovog koordinatnog sistema je i Kartezijev koordinatni sistem, kako ga je nazvao sam naučnik po latinskom značenju imena *Cartesius* u “*La Geometrie*”, u odjeljku objavljenom 1637. godine. Poznat je po svom citatu “*Mislím, dakle postojím.*”.

normalne je na ravan konture, tj. na  $z$ -osi). Dijeleći konturu na niz vektorskih elemenata čija je orijentacija određena smjerom struje, vektor magnetske indukcije jednog strujnog elementa može se izračunati korištenjem Bio-Savarovog zakona za jedan linijski strujni element (izraz (8)), sa smjerom prikazanim na Slici 4. Svi vektori magnetske indukcije pojedinačnih strujnih elemenata  $d\mathbf{B}$  mogu se razložiti na dvije komponente i to po  $z$ -osi i na komponentu u ravni koja je paralelna  $(xOy)$ -ravni, pa ih možemo označiti sa  $d\mathbf{B}_z$  i  $d\mathbf{B}_h$ , respektivno. Tada su:

$$dB_z = dB \sin \alpha, \quad (11)$$

$$dB_h = dB \cos \alpha, \quad (12)$$

gdje je sa  $\alpha$  označen ugao koji zaklapa vektor  $d\mathbf{B}$  sa ravni koja je paralelna  $(xOy)$ -ravni, a od iste je udaljena za visinu  $z$ .



Slika 4: Vektor magnetske indukcije na osi kružne konture sa vremenski konstantnom strujom jačine  $I$ .

Sumirajući uticaj svih strujnih elemenata integraljenjem po cijeloj kružnoj konturi komponente vektora magnetske indukcije  $d\mathbf{B}_h$  će se poništiti, pa je sabiranje (integraljenje) neophodno samo za  $z$  - koordinatu. Kao dokaz, mogu se uočiti dva naspramna strujna elementa u odnosu na centar konture. Kada se njihovi pojedinačni vektori magnetske indukcije razlože na komponente unutar koordinatnog sistema (u ravni paralelnoj  $(xOy)$ -ravni), očigledno je da će one biti istog intenziteta, a suprotnog smjera, te će se poništiti. Kako svaki strujni elementi ima svoj naspramni par, zbog simetrije, komponente  $d\mathbf{B}_h$  se u zbiru potiru. Da bismo izračunali vektor magnetske indukcije na osi konture bazirajući

se samo na njenu  $z$ -koordinatu uočimo prvo da su  $\sin \alpha = \frac{a}{r}$  i  $r = \sqrt{a^2 + z^2}$ . Tada je:

$$\begin{aligned} \mathbf{B} &= B \mathbf{i}_z = \mathbf{B}_z = \int_L d\mathbf{B}_z = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_L \frac{Idl a}{r^2 r} \mathbf{i}_z = \\ &= \frac{\mu_0 I a}{4\pi r^3} \mathbf{i}_z \int_L dl = \frac{\mu_0 I a^2}{2r^3} \mathbf{i}_z = \frac{\mu_0 I a^2}{2(a^2 + z^2)^{\frac{3}{2}}} \mathbf{i}_z, \end{aligned} \quad (13)$$

gdje je sa  $L$  označen posmatrani kružni zavojak, a sa  $\int_L dl = 2\pi a$  njegov obim, dok se smjer vektora poklapa sa smjerom jediničnog vektora  $\mathbf{i}_z$  DKS. Iz rezultata se može zaključiti da su referentni smjer strujne konture i referentni smjer resultantnog vektora magnetske indukcije vezani pravilom desne zavojnice.

Intenzitet vektora magnetske indukcije dat sa (13) se može zapisati i preko ugla  $\alpha$ , tj.:

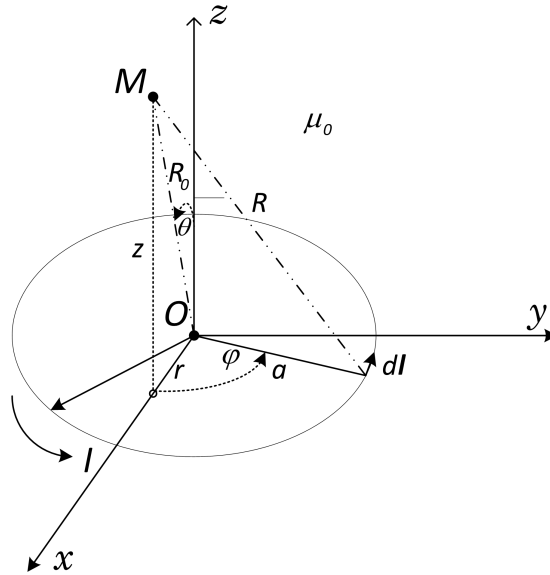
$$B = \frac{\mu_0 I \sin^3 \alpha}{2 a}. \quad (14)$$

Ukoliko bi se vektor magnetske indukcije u proizvoljnoj tački na osi konture normalne na ravan konture trebao predstaviti u cilindričnom koordinatnom sistemu (CKS), poznavajući veze između koordinatnih sistema, lako se zaključuje da takođe vrijedi:

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_z = \frac{\mu_0 I a^2}{2(a^2 + z^2)^{\frac{3}{2}}} \mathbf{i}_z. \quad (15)$$

### 3.2.2 Magnetsko polje u proizvoljnoj tački prostora

Izračunavanje vektora magnetske indukcije u proizvoljnoj tački prostora predstavlja znatno složeniji problem koji se uglavnom rješava preko magnetskog vektor-potencijala  $\mathbf{A}$ . Posmatrajući Sliku 5 izračunajmo magnetski vektor-potencijal u proizvoljnoj tački  $M$  sa koordinatama  $(x, y, z)$  Dekartovog koordinatnog sistema. Zbog simetrije samog problema, ako bi se sve posmatralo u cilindričnom koordinatnom sistemu, očigledno je da intenzitet magnetskog vektor-potencijala ne zavisi od koordinate  $\varphi$  posmatrane tačke  $M(r, \varphi, z)$ . Zbog toga ćemo, radi jednostavnijeg računa, tačku  $M$  izabrati u  $(xOy)$ -ravni, u kojoj je  $\varphi = 0$ . S obzirom da je magnetski vektor-potencijal koji potiče od strujnog elementa  $Idl$  paralelan ovom elementu, zbog simetrije se takođe može zaključiti da će vektor  $\mathbf{A}$  imati samo  $\varphi$ -komponentu.



Slika 5: Vektor magnetske indukcije kružne konture sa vremenski konstantnom strujom jačine  $I$  u proizvoljnoj tački prostora u njenoj okolini.

Predstavimo li sa  $dl_\varphi = a \cos \varphi d\varphi$  projekciju elementa  $dl$  na pravac orta  $di_\varphi$  u tački  $M$ , onda je:

$$A_\varphi = \frac{\mu_0}{4\pi} I \oint \frac{dl_\varphi}{R} = \frac{\mu_0}{2\pi} I \int_0^\pi \frac{a \cos \varphi d\varphi}{\sqrt{a^2 + r^2 + z^2 - 2ar \cos \varphi}}. \quad (16)$$

Ako se usvoji da je udaljenost tačke  $M$  od centra konture mnogo veća od njenog poluprečnika, tj.  $R_0 = \sqrt{r^2 + z^2} \gg a$ , izraz za magnetski vektor-potencijal se može aproksimativno pisati:

$$A_\varphi = \frac{\mu_0}{2\pi} I \int_0^\pi \frac{a \cos \varphi}{R_0} \left(1 + \frac{ar \cos \varphi}{R_0^2}\right) d\varphi = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{a^2 \pi I r}{R_0^3} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{a^2 \pi I}{R_0^2} \sin \theta, \quad (17)$$

gdje je  $\theta$  ugao koji poteg  $\mathbf{R}_0$  zaklapa sa osom  $z$ .

Kada ne važi pomenuta aproksimacija, tj. kada je  $R_0 \gg a$ , računanje magnetskog vektor potencijal se vrši svodenjem izraza na eliptičke integrale.

Usvojimo li da je:

$$\varphi = \pi + 2a, \quad d\varphi = 2da, \quad \cos \varphi = 2 \sin^2 a - 1, \quad (18)$$

tada možemo pisati:

$$A_\varphi = \frac{\mu_0 a I}{\pi} \int_0^{\pi/2} \frac{(2 \sin^2 a - 1) da}{\sqrt{(a+r)^2 + z^2 - 4ar \sin^2 a}}. \quad (19)$$

Ako se dodatno uvede još jedna promjenljiva:

$$k = \frac{4ar}{(a+r)^2 + z^2}, \quad (20)$$

te ako se vodi računa o identitetu:

$$\frac{(2 \sin^2 a - 1)}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2 a}} = \frac{1}{k^2} \left( \frac{2 - k^2}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2 a}} - 2\sqrt{1 - k^2 \sin^2 a} \right), \quad (21)$$

dobija se:

$$A_\varphi = \frac{k\mu_0 I}{2\pi} \sqrt{\frac{a}{r}} \left[ \left( \frac{2}{k^2} - 1 \right) \int_0^{\pi/2} \frac{da}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2 a}} - \frac{2}{k^2} \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - k^2 \sin^2 a} da \right]. \quad (22)$$

Izraz (22) sadrži potpune eliptičke integrale prve i druge vrste, respektivno, tj.:

$$K = \int_0^{\pi/2} \frac{da}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2 a}} \quad i \quad E = \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - k^2 \sin^2 a} da. \quad (23)$$

Ako se isti izraze u vidu reda po argumentu  $k$ , ovi integrali poprimaju oblik:

$$K = \frac{\pi}{2} \left[ 1 + \left( \frac{1}{2} \right)^2 k^2 + \left( \frac{1 \cdot 3}{2 \cdot 4} \right)^2 k^4 + \left( \frac{1 \cdot 3 \cdot 5}{2 \cdot 4 \cdot 6} \right)^2 k^6 + \dots \right], \quad (24)$$

$$E = \frac{\pi}{2} \left[ 1 - \left( \frac{1}{2} \right)^2 \frac{k^2}{1} - \left( \frac{1 \cdot 3}{2 \cdot 4} \right)^2 \frac{k^4}{3} - \left( \frac{1 \cdot 3 \cdot 5}{2 \cdot 4 \cdot 6} \right)^2 \frac{k^6}{5} - \dots \right]. \quad (25)$$

Prema tome, izraz za magnetski vektor-potencijal se može pisati u obliku:

$$A_\varphi = \frac{\mu_0 I}{k\pi} \sqrt{\frac{a}{r}} \left[ \left( 1 - \frac{k^2}{2} \right) K - E \right]. \quad (26)$$

Kada znamo izraz za magnetski vektor-potencijal, vratimo se na vektor magnetske indukcije čije su komponente u cilindričnom koordinatnom sistemu jednake odgovarajućim komponentama rotora vektor-potencijala, odnosno:

$$B_r = -\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial z} (rA_\varphi) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \varphi} (rA_z) = -\frac{\partial A_\varphi}{\partial z}, \quad (27)$$

$$B_\varphi = \frac{\partial}{\partial z} (A_r) - \frac{\partial}{\partial r} (A_z) = 0 \quad (28)$$

$$B_z = -\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \varphi} (A_r) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rA_\varphi) = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r, A_\varphi). \quad (29)$$

S obzirom da je:

$$\frac{\partial K}{\partial k} = \frac{E}{k(1 - k^2)} - \frac{K}{k} \quad i \quad \frac{\partial E}{\partial k} = \frac{E}{k} - \frac{K}{k}$$

a na osnovu (20) imamo:

$$\frac{\partial k}{\partial z} = -\frac{zk^3}{4ar} \frac{\partial k}{\partial r} = \frac{k}{2r} - \frac{k^3}{4r} - \frac{k^3}{4a}.$$

Nakon diferenciranja i zamijenivši  $k$  nalazimo:

$$B_r = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{z}{r\sqrt{(a+r)^2 + z^2}} \left[ -K + \frac{a^2 + r^2 + z^2}{(a-r)^2 + z^2} E \right], \quad (30)$$

$$B_z = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{1}{r\sqrt{(a+r)^2 + z^2}} \left[ K + \frac{a^2 - r^2 - z^2}{(a-r)^2 + z^2} E \right], \quad (31)$$

dok je projekcija vektora magnetske indukcije na treću koordinatu CKS jednaka nuli, tj. vrijedi:  $B_\varphi = 0$ .

Tada se konačno vektor magnetske indukcije može zapisati preko njegovih projekcija na pojedine koordinate unutar CKS na sljedeći način:

$$\mathbf{B} = B_r \mathbf{i}_r + B_z \mathbf{i}_z + B_\varphi \mathbf{i}_\varphi. \quad (32)$$

Znajući izraze (30 - 31) moguće je izračunati vektor magnetske indukcije za bilo koju tačku u prostoru, tj. za bilo koje vrijednosti koordinata  $r$ ,  $z$  i  $\varphi$  cilindričnog koordinatnog sistema. Vrijednosti eliptičkih integrala za različite vrijednosti parametra  $k$  mogu se računati pomoću razvoja u red datih sa (24 - 25) ili se mogu uzeti gotove vrijednosti iz tablica eliptičkih integrala.

Konačno, ako se traži vrijednost vektora magnetske indukcije samo na osi konture normalne na ravan konture (osa se poklapa sa  $z$ -osom cilindričnog ili Dekartovog koordinatnog sistema), tj. ukoliko za tačke od interesa vrijedi da je  $r = 0$  izraz (31) se svodi na prethodno izveden izraz (13), dok za (30) vrijedi da je  $B_r = 0$ . Preciznije, ako se u izraz (20) uvrsti da je  $r = 0$  dobije se  $k = 0$ , što implicira da je i  $K = \pi/2$ , te  $E = \pi/2$ . U tom slučaju, korištenjem Lopitalovog<sup>39</sup> pravila dobija se da je  $B_r = 0$ .

Kako bi se izbjeglo mnogostruko korištenje indeksa u jednačinama iz prethodnog izvođenja izraza za intenzitet vektora magnetske indukcije u proizvoljnoj tački prostora kružne konture (30) - (31), uvedena je oznaka za poluprečnik konture  $a$ . Veoma često, u literaturi se za ovu oznaku koristi  $r$ . Međutim, da bi se isti razlikovao od radijalne koordinate cilindričnog koordinatnog sistema, u nastavku ovog istraživanja će se za poluprečnik kružne konture (a kasnije i solenoida) koristiti oznaka  $R$ .

Ukoliko je potrebno dobijeni vektor magnetske indukcije predstaviti unutar nekog drugog koordinatnog sistema, ovako dobijeni izrazi ((30) i (31)) u kombinaciji sa izrazima koji daju vezu između koordinata dva koordinatna sistema, dobije se jednoznačni zapis vektora magnetske indukcije sa traženim koordinatama. Ako je potrebno vektor magnetske indukcije predstaviti u Dekartovom koordinatnom sistemu, isti se može lako dobiti

<sup>39</sup>izvorno: *L'Hospital's Rule* - Pravilo koje se istorijski prvi put sreće u Lopitalovoj disertaciji, prvoj pisanoj knjizi o diferencijalnom računu. Tu se autor zahvaljuje braći Bernuli (izvorno: *Jacob (1654-1705)* i *Johann Bernoulli (1667-1748)*) na njihovoj pomoći i otkriću.



koristeći jednačine koje daju vezu između koordinata ova dva sistema:

$$\begin{aligned} x &= r \cos \varphi, & r &= \sqrt{x^2 + y^2}, \\ y &= r \sin \varphi, & \varphi &= \arctan\left(\frac{y}{x}\right), \\ z &= z. & z &= z, \end{aligned} \tag{33}$$

gdje su sa  $x, y, z$  označene koordinate DKS, a sa  $r, \varphi, z$  koordinate CKS.

### 3.3 Homogena magnetska polja

O primjeni elektromagnetskog polja u mnogim oblastima bilo je riječi u Poglavlju 2. Primjena vektora magnetske indukcije u medicini zahtijeva posebnu pažnju, jer je potrebno obezbijediti vremenski konstantno, što homogenije magnetsko polje u svim tačkama eksperimentalne zapremine kako bi se eksperiment mogao što efikasnije pratiti, te kako bi rezultati dobijeni izvedenim eksperimentom bili što relevantniji. Posebno, ukoliko se eksperimenti obavljaju *in vivo* na glodarima, u tom slučaju homogenizacija magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine obezbjeđuje da se uticaj tog polja efikasno prati bez obzira na eventualna kretanja tokom eksperimenta.

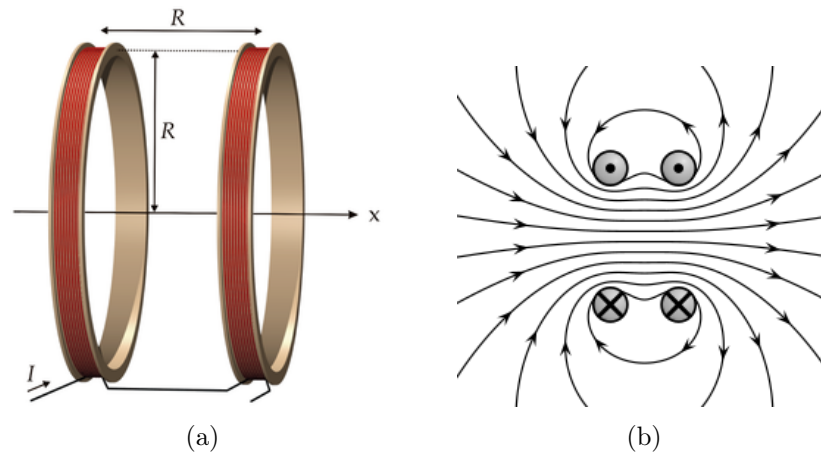
Upravo radi navedenih potreba postoje već dobro poznati sistemi čija je uloga da obezbijede što homogenije magnetsko polje [9], a neki od njih su Helmholtcov, Meritov, Maksvelov, Rubensov sistem namotaja koji će biti opisani u nastavku. Upravo pomenuti sistemi su korišteni kao referentni u svrhu verifikacije kvaliteta projektovanog rješenja do kojeg se došlo istraživanjem kroz ovu doktorsku disertaciju, a detaljna analiza rezultata data je u Poglavlju 5.2.

Pod pojmom homogenizacija vektora magnetske indukcije podrazumijevamo odstupanje intenziteta vektora  $\mathbf{B}$  u proizvoljnoj tački ravni ili zapremine od njenog intenziteta u referentnoj tački ( $B_0$ ). Obično je referentna tačka vezana za središte sistema, odnosno, ukoliko na raspolaganju imamo samo jednu kružnu konturu (prethodno opisanu i datu na Slici 5 - jedan namotaj), onda se referentna tačka nalazi u centru konture (kružnice) zadatog poluprečnika  $a$ , što se na Slici 5 poklapa sa središtem Dekartovog koordinatnog sistema.

#### 3.3.1 Vektor magnetske indukcije Helmholtcovog sistema namotaja

Primarno, Helmholtcov sistem namotaja je sačinjen od dva identična, kružna magnetska namotaja (dvije zavojnice istog poluprečnika  $R$ ) postavljene simetrično duž iste, zajedničke ose, na međusobnom rastojanju  $h = R$  i strujom jednakog intenziteta  $I$  istog smjera u oba namotaja, a uloga mu je da postigne što homogenije polje u području između postavljenih namotaja. Takođe, imaju ulogu da poništi i uticaj spoljašnjih magnetskih polja na područje u kojem djeluju, gdje ima višestruku upotrebu. Primjer Helmholtcovog

sistema sa dvije zavojnice je dat na Slici 6 a), dok su linije vektora magnetske indukcije u ravni koja sječe osu Helmholtcovog sistema date na Slici 6 b) [121].



Slika 6: a) Helmholtcov namotaj sa dvije zavojnice poluprečnika  $R$  na međusobnom rastojanju  $h = R$ ; b) Linije polja vektora magnetkse indukcije Helmholtcovog namotaja sa dvije kružne zavojnice [122].

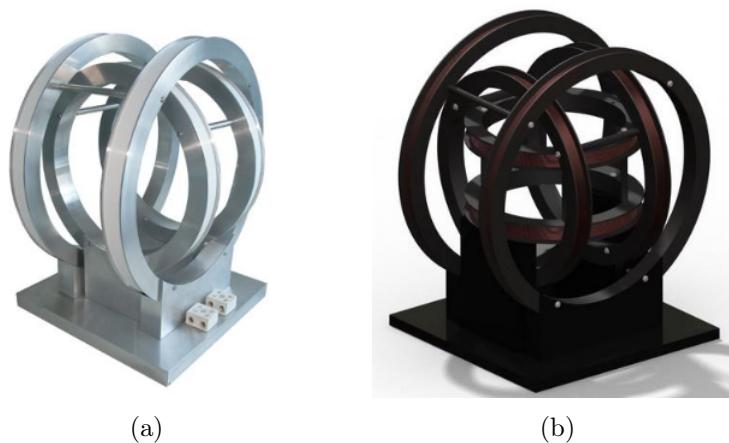
Intenzitet vektora magnetske indukcije u centru Helmholtcovog sistema sa dva namotaja poluprečnika  $R$ , sa  $N$  ravnomjerno i gusto motanih zavojaka žice kroz koji prolazi struja jačine  $I$  je<sup>40</sup>:

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_0 N I}{R}. \quad (34)$$

Pored osnovnog Helmholtcovog sistema namotaja sa dvije zavojnice, danas su u upotrebi Helmholtcovi namotaji sa četiri, odnosno šest zavojnica. Pri tome, svaki par zavojnica je postavljen tako da je njihova osa normalna na ose ostala dva para zavojnica. Takođe, dimenzije poluprečnika zavojnica u svakom od parova, kao i vrijednost struje u njima se razlikuju. Ovim se obezbjeđuje da se homogenizacija EM polja ostvari ne samo na osi jednog para namotaja, već u 3D prostoru, odnosno po sve tri ose. Primjer Helmholtcovih namotaja sa četiri, tj. šest zavojnica su dati na Slici 7.

U novije vrijeme postoje i rješenja koja umjesto kružnih, koriste kvadratne zavojnice. Prednost ovakvog rješenja je u većoj zapremini unutar koje je izvršena homogenizacija polja, na uštrb manjeg intenziteta vektora magnetske indukcije u centru sistema. Ako je od interesa veći intenzitet polja, onda je Helmholtcov sistem namotaja kružnog oblika prihvatljiviji.

<sup>40</sup>U ovom istraživanju se navedeni izraz neće posebno izvoditi.

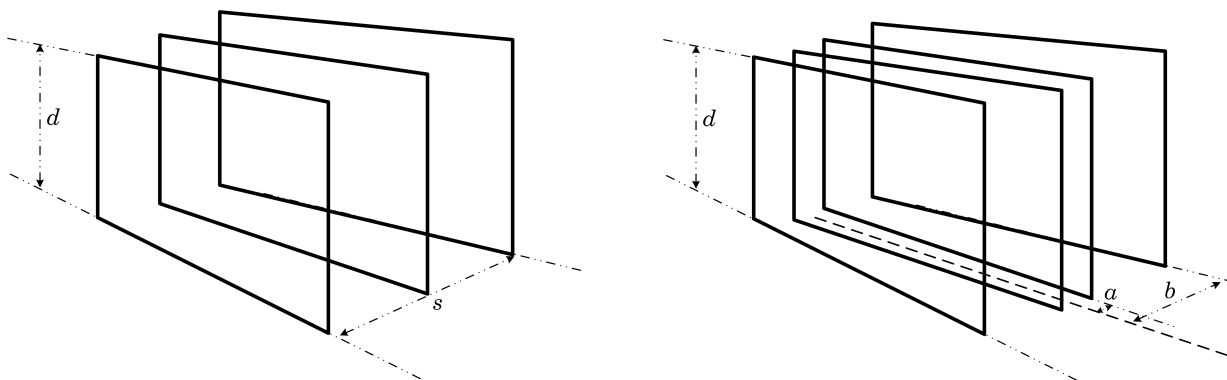


Slika 7: a) Helmholtcov namotaj sa četiri zavojnice; [123]; b) Helmholtcov namotaj sa šest zavojnica [124].

### 3.3.2 Vektor magnetske indukcije Meritovog sistema namotaja

Meritov sistem namotaja sačinjavaju tri ili četiri kvadratna namotaja, a osnovni zadatak mu je da se postigne veća zapremina unutar koje je ostvarena zahtijevana homogenizacija magnetskog polja. Poništavanje prostornih derivacija višeg reda je obezbjeđeno korištenjem više od dva namotaja, a kao posljedica je generisano homogenije magnetsko polje u većoj zapremini u poređenju sa ranije uobičajenim kružnim namotajima [10]. Upravo pomenuto je glavna prednost Meritovog sistema namotaja u poređenju sa Helmholtcovim sistemom namotaja istih dimenzija. Sa druge strane, sama hardverska realizacija Meritovog sistema je dosta zahtijevnija, pa se na uštrb veće zapremine uvijek bira Helmholtcov sistem ako se i sa njim mogu zadovoljiti specifikacije. Primjer Meritovog sistema namotaja sa tri i četiri namotaja je dat na Slici 8, gdje je sa  $d$  označena dužina stranice svakog od namotaja, sa  $s$  udaljenost spoljašnjih namotaja kod sistema sa tri zavojnice, dok su kod sistema sa četiri zavojnice sa  $a$  i  $b$  označene udaljenosti unutrašnje, odnosno spoljašnje zavojnice od centra sistema, respektivno. Kao što se može primijetiti sa Slike 8, udaljenost između zavojnica je ista kod sistema sa tri namotaja, dok to nije slučaj kod sistema sa četiri namotaja.

Kod Meritovnog sistema sa tri namotaja vrijedi da je  $s/d = 0,821116$ , dok je omjer namotaja između unutrašnje i spoljašnje zavojnice dat sa:  $N_u/N_v = 0,512797$  [10]. Kada je riječ o sistemu sa četiri zavojnice, u tom slučaju vrijede sljedeći odnosi:  $a/d = 0,128103$  i  $b/a = 0,505490$ . U ovom slučaju odnos namotaja između unutrašnjeg i spoljašnjeg para zavojnica dat je sa:  $N_u/N_v = 0,423514$ .



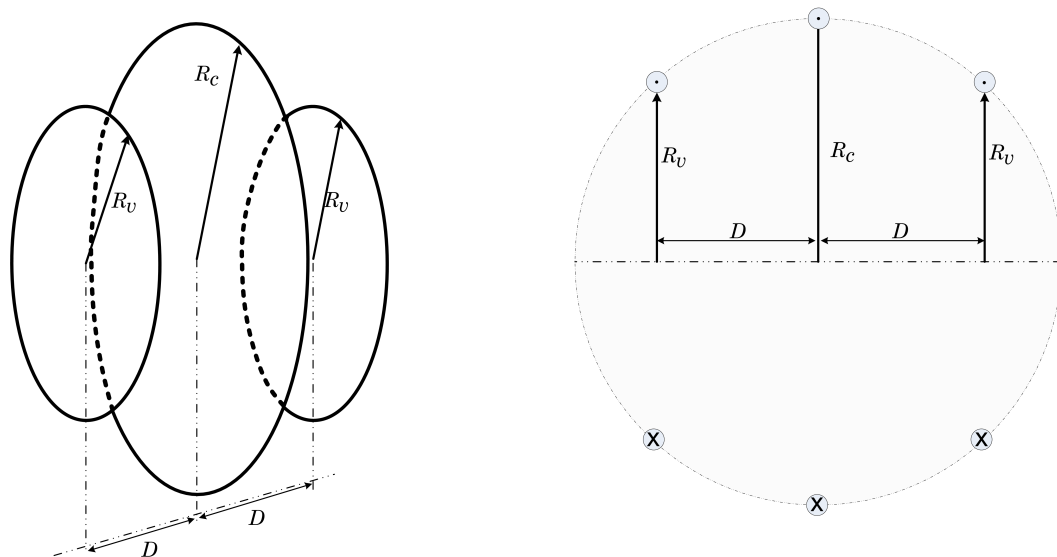
Slika 8: Meritov sistem namotaja sa tri i četiri kvadratne zavojnice.

U svrhu testiranja i poređenja postignutih rezultata u pogledu homogenizacije magnetskog polja korištena su oba rješenja, tj. Meritovi sistemi namotaja sa tri i četiri kvadratne zavojnice. Broj korištenih namotaja koji zadovoljava prethodno opisane odnose su:  $N_u = 20$ ,  $N_v = 39$  za sistem sa tri zavojnice, odnosno  $N_u = 11$ ,  $N_v = 26$  za sistem sa četiri zavojnice, kako je predloženo u radu [125].

### 3.3.3 Vektor magnetske indukcije Maksvelovog sistema namotaja

Maksvelov sistem namotaja se smatra unapređenjem Helmholtcovog sistema sa dva namotaja i u svojoj konfiguraciji ima tri kružna namotaja različitih poluprečnika postavljenih na zamišljenu kružnicu kao što je prikazano na Slici 9. Pri tome, ako se sa  $R_c$  označi poluprečnik centralnog namotaja (koji ujedno odgovara i poluprečniku zamišljene kružnice), tada su poluprečnici spoljašnjih namotaja  $R_v = R_c \sqrt{\frac{4}{7}}$ , dok je njihovo rastojanje od centra zamišljene kružnice, tj. od centralnog namotaja  $D = R_c \sqrt{\frac{3}{7}}$ . Broj namotaja spoljašnjih zavojnica je uvijek  $N_v = N_c \frac{2}{\sqrt{7}}$ , gdje je sa  $N_c$  označen broj namotaja centralnog zavojka [126]. Broj namotaja predstavljen u poznatom Maksvelovom radu je  $N_v = 49$  i  $N_c = 64$ , gdje su svi namotaji priključeni na jedan izvor, što je  $\approx 101,28\%$  od odnosa  $\frac{2}{\sqrt{7}}$ . Drugi, precizniji, sistem namotaja ima  $N_v = 65$  i  $N_c = 86$ , što daje  $\approx 100,15\%$  od odnosa  $\frac{2}{\sqrt{7}}$ . Konačno, najekonomičnija varijanta je sa  $N_v = 37$  i  $N_c = 49$  ( $\approx 100,1095\%$  odnosa  $\frac{2}{\sqrt{7}}$ ).

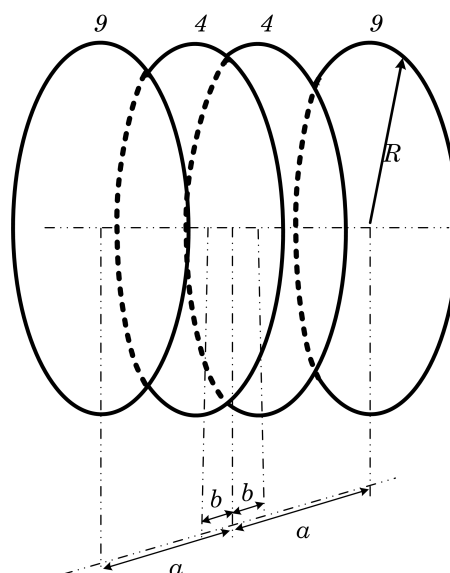
Ovakvim dizajnom se postiže bolja homogenizacija magnetskog polja u eksperimentalnoj zapremini u poređenju sa standardnim, Helmholtcovim sistemom namotaja. Sa druge strane, zbog veće složenosti i sama hardverska realizacija Maksvelovog sistema namotaja je dosta zahtjevnija i skuplja. Zbog navedenog, prije same hardverske realizacije potrebno je izvršiti procjenu zahtijevanih performansi sistema. U praksi, Maksvelov sistem namotaja se rijetko koristi, te je isti češće u upotrebi unutar naučne zajednice radi daljih istraživanja iz oblasti primjene.



Slika 9: Maksvelov sistem namotaja sa tri kružne zavojnice.

### 3.3.4 Vektor magnetske indukcije Li-Vitingovog sistema namotaja

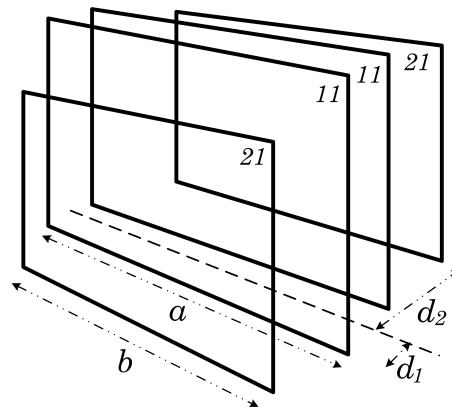
Li-Vitingov sistem namotaja sastoji se od četiri kružne zavojnice sa zajedničkom osom i istog poluprečnika  $R$  [127]. Svaki par zavojnica (unutrašnji i spoljašnji) postavljen je simetrično u odnosu na centar sistema, pa su udaljenosti spoljašnjih namotaja od centra  $a = \pm 0,4704R$ , dok je udaljenost unutrašnjih namotaja od centra sistema  $b = \pm 0,1216R$ . Broj namotaja na spoljašnjim zavojnicama je  $N_v = 9$ , a na unutrašnjim  $N_u = 4$ . Pomenuti sistem se nametnuo kao jedan od referentnih kada su u pitanju sistemi koji generišu homogena magnetska polja, a ilustracija istog je data na Slici 10.



Slika 10: Li-Vitingov sistem namotaja.

### 3.3.5 Vektor magnetske indukcije Aldred-Skolarovog sistema namotaja

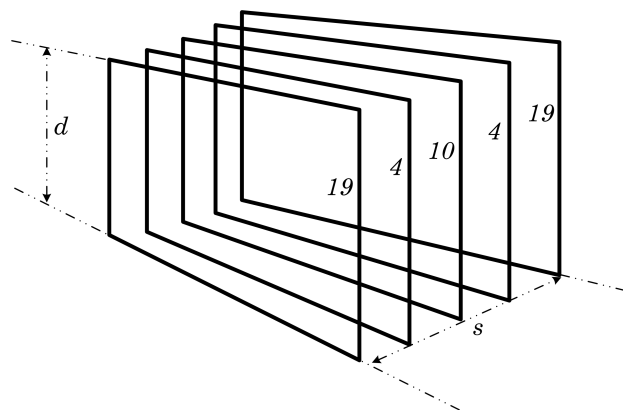
Još jedan sistem koji se koristi prilikom poređenja postignutih performansi projektovanih sistema za homogenizaciju magnetskog polja predložen je od strane autora [128]. Ovaj sistem se sastoji od četiri pravougaona namotaja postavljenih simetrično duž jedne ose. Pri tome, broj namotaja na spoljašnjim segmentima iznosi  $N_v = 21$ , dok je taj broj na unutrašnjim segmentima  $N_u = 11$ . Dužine stranica pravougaonih segmenata su iste za sve i iznose  $a$  i  $b = 0,95552a$ , dok je rastojanje unutrašnjih zavojnica od centra sistema  $d_1 = \pm 0,1410a$ , a spoljašnjih  $d_2 = \pm 0,5254a$ . Primjer Aldred-Skolarovog sistema namotaja je dat na Slici 11.



Slika 11: Aldred-Skolarov sistem namotaja.

### 3.3.6 Vektor magnetske indukcije Rubensovog sistema namotaja

Rubensov sistem namotaja je sličan Meritovom sistemu sa tri namotaja, sa razlikom da se u ovom slučaju koristi set od pet kvadratnih namotaja na istom međusobnom rastojanju. Kao i ranije, sa  $d$  je označena dužina stranice kvadratnog namotaja, dok je sa  $s$  označeno rastojanje između dva spoljašnja namotaja. S obzirom da su isti postavljeni na jednakom odstojanju jedan od drugog, razmak između dva susjedna namotaja je  $d/4$ . Ovaj sistem karakteriše različit broj namotaja po pojedinim zavojnica sistema, pa su one redom: 19, 4, 10, 4, 19, kao što je prikazano na Slici 12.



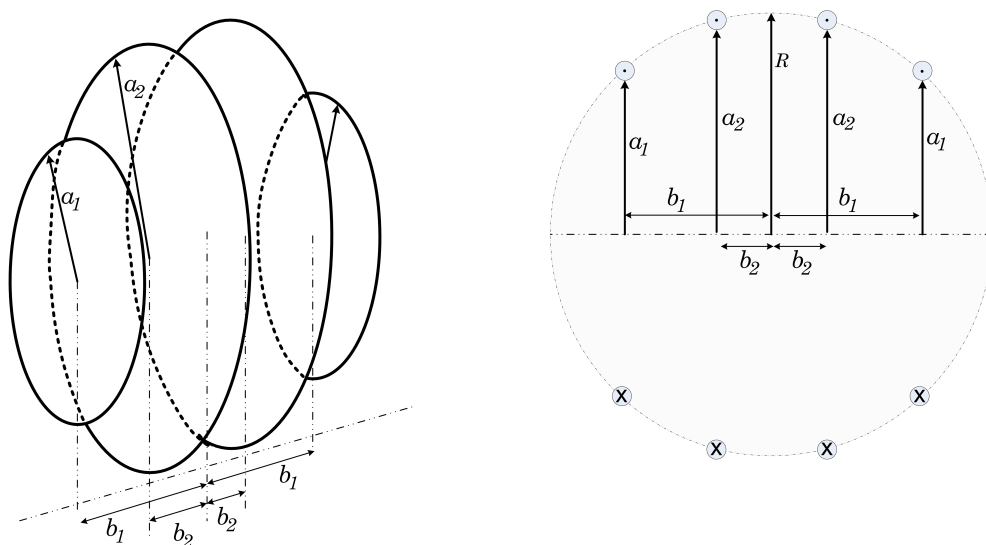
Slika 12: Rubensov sistem namotaja sa pet kvadratnih zavojnica.

U poređenju sa Meritovim sistemima namotaja, Rubensov sistem namotaja postiže bolju homogenizaciju magnetskog polja nego Meritov sistem namotaja sa tri zavojka, dok je njegova homogenizacija i dalje lošija u poređenju sa Meritovim sistemom sa četiri zavojka [10]. Sa druge strane, složenost hardverske realizacije ide u korist Rubensovog sistema namotaja, te ako isti zadovoljava tražene specifikacije, jeftiniji je i jednostavniji za implementaciju od Meritovog sistema sa četiri namotaja.

### 3.3.7 Sistem tetra zavojnica

Sistem tetra zavojnica predložen je od strane autora [9], a sastoji se od četiri kružna zasebna zavojka. Najslbliži je Maksvelovom sistemu namotaja, s tim što su kod ovog sistema unutrašnji namotaji poluprečnika  $a_2$ , a spoljašnji poluprečnika  $a_1$ , te su simetrično postavljene u odnosu na centar zamišljene kružnice kao što je prikazano na Slici 13. Rastojanja od centra zamišljene kružnice poluprečnika  $R$  su označena sa  $b_1$  i  $b_2$ . Da bi projektovani sistem tetra zavojnica dao najbolju homogenizaciju magnetskog polja u radu [9] pokazano je da je potrebno zadovoljiti sljedeće uslove:  $b_1/a_1 = 1,1880$ ,  $b_2/a_2 = 0,2975$ ,  $q = a_1/a_2 = 0,6718$  i  $i = 0,6822$ , gdje vrijedi:

- $i = I_1/I_2$ , a sa  $I_1$  i  $I_2$  su označene jačine struja kroz svaki par namotaja iz sistema;
- $q = a_1/a_2$  daje odnos poluprečnika unutrašnjih i spoljašnjih namotaja;
- $\beta_1 = b_1/a_1$  je odnos udaljenosti spoljašnjih namotaja od centra sistema i poluprečnika tih namotaja;
- $\beta_2 = b_2/a_2$  je odnos udaljenosti unutrašnjih namotaja od centra sistema i poluprečnika tih namotaja.



Slika 13: Sistem tetra zavojnica.

### 3.4 Gradijentna magnetska polja

Pored homogenih magnetskih polja, i gradijentna magnetska polja imaju zapaženu primjenu u medicini. Namotaji sa transverzalnim gradijentnim magnetskim poljem našla su primjenu npr. za snimanje sa magnetskom rezonansom što je opisano i patentirano u radu [129], jer se sam skener pored stalnog magneta koji generiše homogeno magnetsko polje po  $z$ -osi, sadrži<sup>41</sup> i gradijentne kalemove koji obezbjeđuju gradijentno polje po sve tri ose DKS [130].

Neka od gradijentnih magnetskih polja su Anti-Helmholcov sistem namotaja, koji se za razliku od standardnog Helmholcovog sistema razlikuje po tome što je smjer struja u dva namotaja suprotan. Ovim je obezbjeđeno da se magnetska polja u središtu sistema međusobno ponište, pa je ukupan intenzitet magnetskog polja u centru približno jednak nuli ( $B_0 \approx 0$ ). Takođe, postoje rješenja koja sadržavaju dva namotaja sa suprotnim smjerovima struja, ali je za razliku od Helmholcovih namotaja rastojanje između namotaja  $D = \sqrt{3}R$ , gdje je sa  $R$  označen poluprečnik zavojnica [131]. Poredeći ovaj sa prethodno opisanim Maksvelovim sistemom namotaja lako se uočava da se isti može dobiti ako se u Maksvelovom sistemu izbacni centralni namotaj, te se kroz spoljašnje namotaje pusti struja suprotnog smjera.

Još jedan od načina za generisanje gradijentnog magnetskog polja je tzv. *sedlasti namotaj*<sup>42</sup>, od kojih je najpoznatiji Golajev<sup>43</sup> sistem namotaja koji se ujedno smatra i začetnikom ovakvog načina generisanja gradijentnih magnetskih polja [132]. U suštini, u svom izvornom obliku sačinjen je od dvije sedlaste zavojnice, međusobno pomaknute za ugao od  $90^\circ$ . Prva poboljšanja u dizajnu su se postigla kada se sa sistema zavojnica prešlo na dizajn poligona<sup>44</sup>, gdje se linearni provodnici povezuju dio po dio, dok se u novije vrijeme prešlo na tzv. dizajn *otisak prsta*<sup>45</sup> [133]. Danas postoje i mnoga druga rješenja bazirana na pomenutom dizajnu. Primjena ovakvih sistema namotaja je isključivo u MRI sistemima, gdje se za generisanje glavnog magnetskog polja najčešće koriste Maksvelovi i Helmholcovi sistemi namotaja.

---

<sup>41</sup>Osnovne komponente MRI sistema su: glavni magnet, RF impulsni predajnik, RF prijemnik, gradijentni kalemovi, sistem za prikupljanje podataka, napajanje i sistem za rashlađivanje.

<sup>42</sup>izvorno: eng. saddle coil

<sup>43</sup>izvorno: *Marcel Jules Edouard Golay*, (1092-1989), švajcarski matematičar, fizičar i teoretičar informacija.

<sup>44</sup>izvorno: eng. polygon design

<sup>45</sup>izvorno: eng. finger-print design



## 4 PROJEKTOVANJE I OPTIMIZACIJA NOVOG MODELA SOLENOIDA

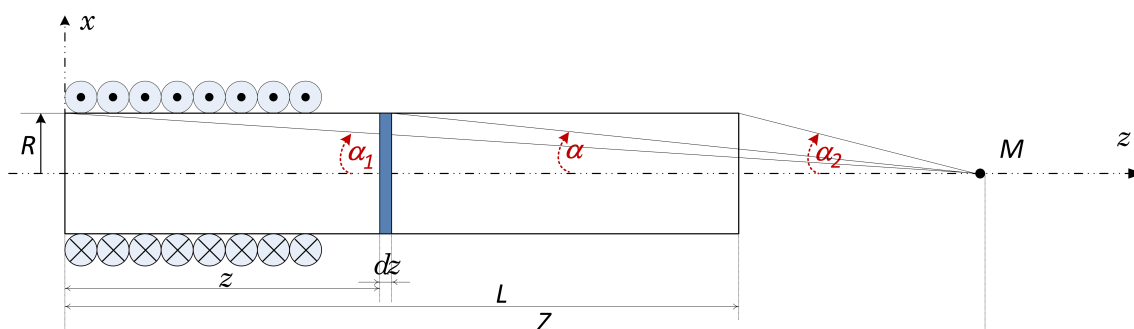
### 4.1 Vektor magnetske indukcije solenoida

Ukoliko se veoma tanak provodnik ravnomjerno i gusto namota oko cilindra poluprečnika  $R$  i dužine  $L$ , dobije se *tanak (jednoslojni) solenoid* kojeg čini  $N$  zavojaka. Ako se ovo motanje ponavlja u više slojeva, gdje svaki naredni sloj sačinjavaju namotaji čiji je poluprečnik veći od poluprečnika  $R$  za debljinu tanke žice, onda se dobija *(višeslojni) solenoid* dužine  $L$  i debljine  $D$ . S obzirom da poluprečnici kontura od kojih je solenoid načinjen utiču na intenzitet vektora magnetske indukcije unutar solenoida, potrebno je voditi računa da li se radi o tankom solenoidu ili solenoidu zadate debljine  $D$ , jer se u konačnom izrazu moraju uzeti u obzir uticaji svih namotaja sa različitim  $R$ .

Sa druge strane, solenoide možemo podijeliti i prema njihovoj dužini  $L$ , te se tada razlikuje *neograničen solenoid* čija dužina  $L \rightarrow \infty$ , od solenoida konačne dužine (*ograničen solenoid*). Ukoliko se drugačije ne naglasi, u daljem tekstu pod pojmom solenoida će se podrazumijevati ograničen solenoid, zadate dužine  $L$ .

#### 4.1.1 Magnetsko polje na osi solenoida

Posmatrajmo tanak solenoid prikazan na Slici 14. Ako se izdvoji njegova elementarna dužina  $dz$ , onda je broj zavojaka koji se nalazi na toj elementarnoj dužini  $Ndz/L$ . Ako je  $I$  jačina struje koja je uspostavljena kroz tanak provodnik, grupa zavojaka obuhvaćena jednom elementarnom dužinom  $dz$  se može smatrati dovoljno tankom i tretirati kao jedna kružna strujna kontura kroz koju je uspostavljena struja jačine  $NI dz/L$ , koja se često naziva i gustom struje. Tada se cijeli solenoid može smatrati kao niz ekvidistantnih kružnih strujnih kontura na međusobnom rastojanju  $dz$ .



Slika 14: Poprečni presjek tankog solenoida.

Kako u tačkama na osi solenoida pojedinačne vrijednosti vektora magnetske indukcije imaju samo aksijalnu ( $z$ ) komponentu, možemo ih algebarski sabrati, pa je prema (14) ukupna magnetska indukcija u tački  $M$  na osi tankog solenoida sa Slike 14:

$$B = \int_L dB = \mu_0 \frac{NI}{2L} \int \frac{\sin^3 \alpha}{R} dz. \quad (35)$$

Ako sa  $z$  označimo udaljenost posmatrane elementarne strujne konture od lijevog kraja solenoida, a sa  $Z$  udaljenost tačke  $M$ , onda je:

$$Z - z = R \cotg(\alpha) \quad i \quad dz = \frac{R}{\sin^2 \alpha} d\alpha,$$

pa je

$$B = \mu_0 \frac{NI}{2L} \int_{\alpha_1}^{\alpha_2} \sin \alpha d\alpha = \mu_0 \frac{NI}{2L} (\cos \alpha_1 - \cos \alpha_2). \quad (36)$$

Ako se tačka  $M$  nalazi u centru solenoida, tj. ako je  $\alpha_2 = \pi - \alpha_1$ , onda je:

$$B = \mu_0 \frac{NI}{L} \cos \alpha_1 = \mu_0 \frac{NI}{L} \frac{1}{\sqrt{1 + (2R/L)^2}}. \quad (37)$$

Kada je dužina solenoida velika u odnosu na njegov poluprečnik, intenzitet vektora magnetske indukcije u centru solenoida je približno:

$$B = \mu_0 \frac{NI}{L} \cos \alpha_1 = \mu_0 \frac{NI}{L}, \quad (38)$$

što znači da je indukcija ovakvog solenoida ista kao i u slučaju neograničenog solenoida.

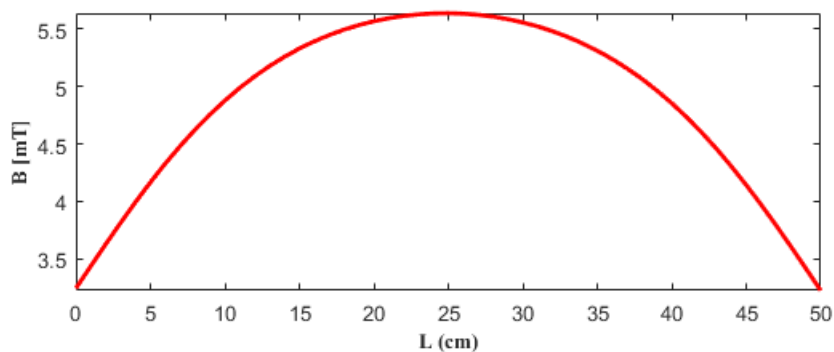
Još jedna od karakterističnih tačaka za vrijednost vektora magnetske indukcije na osi solenoida je sam kraj ograničenog solenoida, tj. kada je  $\alpha_2 = \pi/2$ , pa je na osnovu (36):

$$B = \mu_0 \frac{NI}{2L} \cos \alpha_1 = \mu_0 \frac{NI}{2L} \frac{1}{\sqrt{1 + (2R/L)^2}}. \quad (39)$$

Kada je dužina tankog ograničenog solenoida dosta veća od njegovog poluprečnika, dobija se:

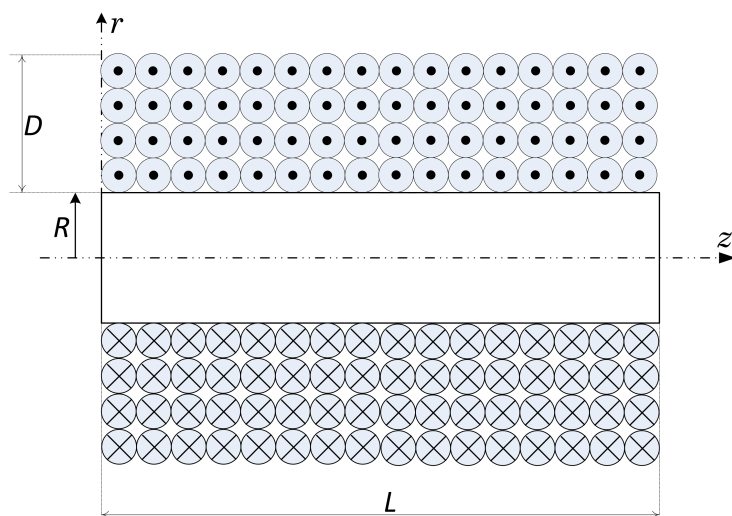
$$B = \mu_0 \frac{NI}{2L}, \quad (40)$$

Poređenjem jednačina (38) i (40) može se zaključiti da je intenzitet vektora magnetske indukcije za veoma tanak, ograničen solenoid (dužine  $L$ ) čiji je poluprečnik  $R$  dosta manji od njegove dužine, duplo manja na njegovim krajevima od vrijednosti vektora magnetske indukcije u centru ovakvog solenoida. Radi ilustracije, na Slici 15 prikazan je intenzitet vektora magnetske indukcije na osi solenoida dužine  $L = 50$  cm, poluprečnika  $R = 17$  cm, sa strujom  $I = 2,72$  A koja je uspostavljena kroz  $N = 1000$  namotaja.



Slika 15: Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi tankog solenoida dužine  $L = 50$  cm, poluprečnika  $R = 17$  cm, sa strujom jačine  $I = 2,72$  A i  $N = 1000$  namotaja.

Kao što je ranije naglašeno, ako se radi o solenoidu čija se debljina ne može zanemariti, onda se u izrazima za računanje vektora magnetske indukcije mora uzeti u obzir i uticaj namotaja sa različitim poluprečnicima kontura od kojih je solenoid načinjen. Sve bi se moglo posmatrati kao više tankih solenoida, postavljenih oko ose istog koordinatnog sistema, čiji se poluprečnici mijenjaju od najmanjeg (unutrašnjeg) poluprečnika  $R$ , pa sve do najvećeg (spoljašnjeg) poluprečnika  $R + D$ . Svaki naredni poluprečnik treba biti veći od prethodnog za debljinu žice od koje je solenoid načinjen. Primjer poprečnog presjeka solenoida čija se debljina  $D$  ne može zanemariti dat je na Slici 16.



Slika 16: Poprečni presjek solenoida debljine  $D$  i dužine  $L$ .

Shodno pomenutom, ukoliko se radi o solenoidu zadate debljine  $D$ , ukupan intenzitet vektora magnetske indukcije u proizvoljnoj tački na osi solenoida dobija se integraljenjem izraza (36) od poluprečnika  $R$  do poluprečnika  $R + D$ , te izraz ima oblik:

$$B = \mu_0 \frac{NI}{2L} \int_{\alpha_1}^{\alpha_2} \int_{\beta_1}^{\beta_2} \sin \alpha d\alpha d\beta, \quad (41)$$

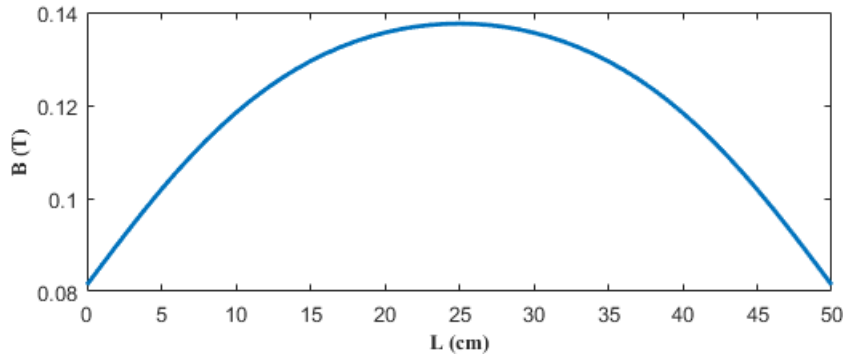
gdje je sa  $d\beta$  označen priraštaj ugla  $\beta$  čijim će se pomjeranjem obuhvatiti ukupna debljina solenoida (od  $R$  do  $R + D$ ).

Kao i ranije, umjesto promjenljivog ugla, kao promjenljiva može se koristiti  $r$  komponenta CKS, te u slučaju solenoida debljine  $D$  intenzitet vektora magnetske indukcije na osnovu izraza (15) postaje:

$$B = \int_{z_1}^{z_2} \int_R^{R+D} \frac{\mu_0 I r^2}{2(r^2 + z^2)^{\frac{3}{2}}} dz dr, \quad (42)$$

gdje je sa  $z_1$  i  $z_2$  određena dužina solenoida.

Na Slici 17 prikazan je intenzitet vektora magnetske indukcije na osi solenoida zadate debljine  $D = 5$  cm, sa dužinom  $L = 50$  cm i poluprečnikom  $R = 17$  cm, koji ima  $N = 1000$  namotaja kroz koje je uspostavljena struja jačine  $I = 2,72$  A.



Slika 17: Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi solenoida debljine  $D = 5$  cm dužine  $L = 50$  cm, poluprečnika  $R = 17$  cm, jačinom struje  $I = 2,72$  A i  $N = 1000$  namotaja.

#### 4.1.2 Magnetsko polje u proizvoljnoj tački zapremine solenoida

Ukoliko se želi odrediti magnetsko polje u bilo kojoj tački zapremine tankog solenoida (kada tačka  $M$  ne pripada osi solenoida), neophodno se vratiti primjeni eliptičkih integrala prve i druge vrste, odnosno proračunu vrijednosti vektora magnetske indukcije koja potiče od kružne konture za bilo koju tačku u prostoru u kojem se nalazi ta kružna kontura (izrazi (30) - (31)). Dodatno, kako bi se uzeo u obzir uticaj svakog pojedinačnog namotaja debljine  $dz$ , potrebno je integraliti po  $z$ -osi tankog solenoida, tj. za  $dz \in [0, L]$  (Slika 18.b), pa imamo:

$$B_r = \int_0^L \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{z}{r \sqrt{(R+r)^2 + z^2}} \left[ -K + \frac{R^2 + r^2 + z^2}{(R-r)^2 + z^2} E \right] dz, \quad (43)$$

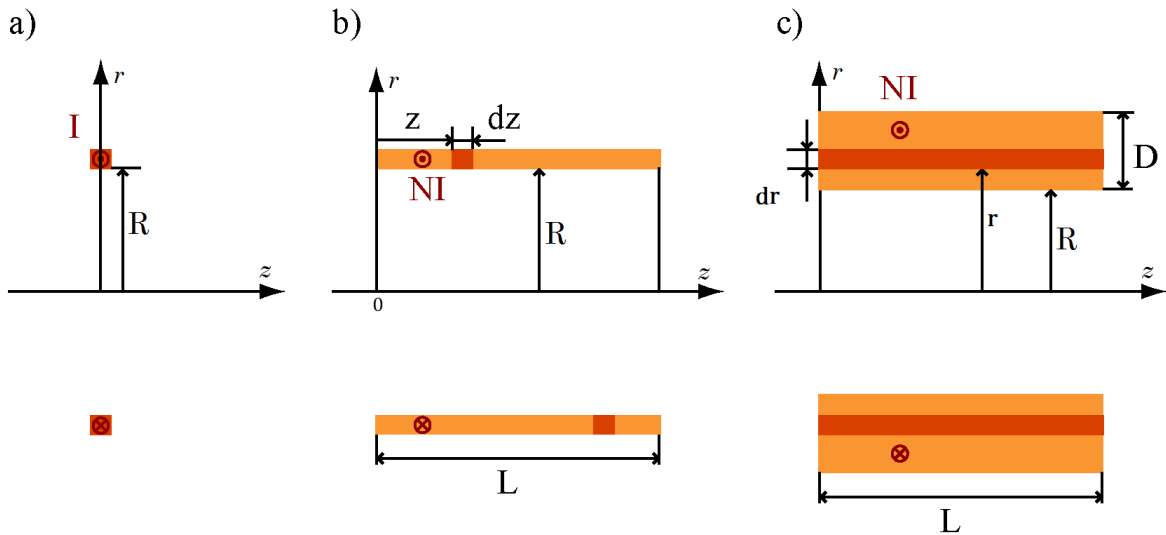
$$B_z = \int_0^L \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{1}{r \sqrt{(R+r)^2 + z^2}} \left[ K + \frac{R^2 - r^2 - z^2}{(R-r)^2 + z^2} E \right] dz, \quad (44)$$

gdje su  $B_r$  i  $B_z$  komponente vektora magnetske indukcije u proizvoljnoj tački  $(r, 0, z)$  cilindričnog koordinatnog sistema, tj. tačka  $M$  je odabrana u  $(rOz)$ -ravni, u kojoj je  $\varphi = 0$ . Kako je ranije objašnjeno, ovo ne umanjuje opštost rješenja, jer zbog simetrije izrazi vrijede za bilo koje  $\varphi \in [0, 2\pi]$ .

Dodatno, ukoliko se debljina solenoida ne može zanemariti, tj. ukoliko je solenoid sa više slojeva zavojaka, vektor magnetske indukcije unutar solenoida se računa uzimajući u obzir njegovu debljinu  $D$  (Slika 16). U tom slučaju postupak integracije se ponavlja i po  $r$  koordinati CKS koja se mijenja od unutrašnjeg poluprečnika solenoida  $R$ , pa do poluprečnika spoljašnjeg namotaja solenoida  $R + D$ , Slika 18.c. U tom slučaju, izrazi za računanje vrijednosti pojedinačnih komponenti vektora magnetske indukcije u bilo kojoj tački prostora cilindričnog koordinatnog sistema postaju:

$$B_r = \int_0^L \int_R^{R+D} \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{z}{r\sqrt{(R+r)^2 + z^2}} \left[ -K + \frac{R^2 + r^2 + z^2}{(R-r)^2 + z^2} E \right] dr dz, \quad (45)$$

$$B_z = \int_0^L \int_R^{R+D} \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{1}{r\sqrt{(R+r)^2 + z^2}} \left[ K + \frac{R^2 - r^2 - z^2}{(R-r)^2 + z^2} E \right] dr dz. \quad (46)$$



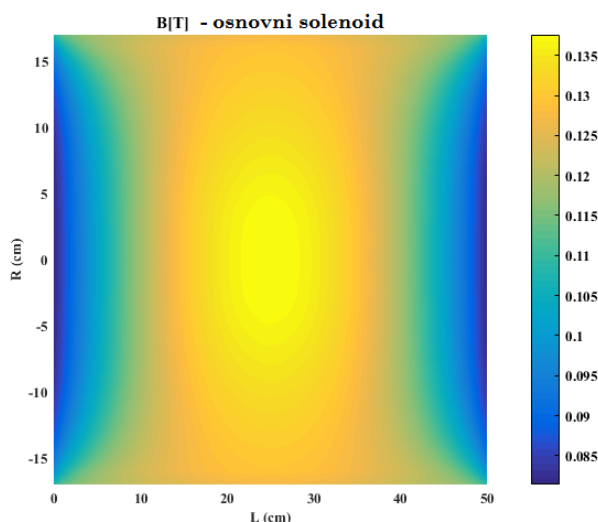
Slika 18: Poprečni presjek a) Kružne konture poluprečnika  $R$ , b) tankog solenoida poluprečnika  $R$  i dužine  $L$ , c) solenoida debljine  $D$ , dužine  $L$  i poluprečnika  $R$ .

Kako se u ovom istraživanju vrši homogenizacija magnetskog polja solenoida zadate debljine  $D$ , ne samo na osi solenoida, već u cijeloj njegovoj unutrašnjosti, izrazi (45) i (46) će se umnogome koristiti u daljim proračunima, te predstavljaju osnovni koncept (ilustrovan na Slici 18) u toku daljih ispitivanja.

Pored intenziteta vektora magnetske indukcije na osi solenoida, u ovom istraživanju od velikog interesa je njegov intenzitet i u drugim tačkama zapremine solenoida, jer će se isti koristiti prilikom *in vivo* eksperimenata sa glodarima, kako bi se ustanovilo djelovanje magnetskog polja na tkiva. Stoga je u okviru ovog istraživanja potrebno analizirati magnetsko polje osnovnog solenoida zadate debljine  $D$  u svim tačkama zapremine kako bi se došlo do ideje za modifikaciju solenoida u svrhu postizanja što bolje homogenizacije

magnetskog polja u cijeloj zapremini.

2D reprezentacija intenziteta vektora magnetske indukcije po poprečnom presjeku solenoida dužine  $L = 50$  cm, poluprečnika  $R = 17$  cm, debljine  $D = 5$  cm, i gustine struje  $J = 2,72$  A/mm<sup>2</sup>, sa  $N = 25000$  navojaka postavljenih u 50 redova u  $(rOz)$ -ravni cilindričnog koordinatnog sistema prikazana je na Slici 19. Prikaz intenziteta vektora magnetske indukcije samo u 2D ravni ne narušava opštost analize, jer je zbog simetrije intenzitet ovog vektora isti za svako  $\varphi \in [0, 2\pi]$ , odnosno magnetsko polje solenoida zadovoljava cilindričnu simetriju. Kako se može primijetiti sa Slike 19, intenzitet vektora magnetske indukcije opada na krajevima solenoida, te se zbog navedenog zahtjeva novo rješenje koje će ovaj intenzitet povećati u pomenutim tačkama, a da se pri tome izbjegne preveliki uticaj na intenzitet vektora magnetske indukcije u centru eksperimentalne zapremine.



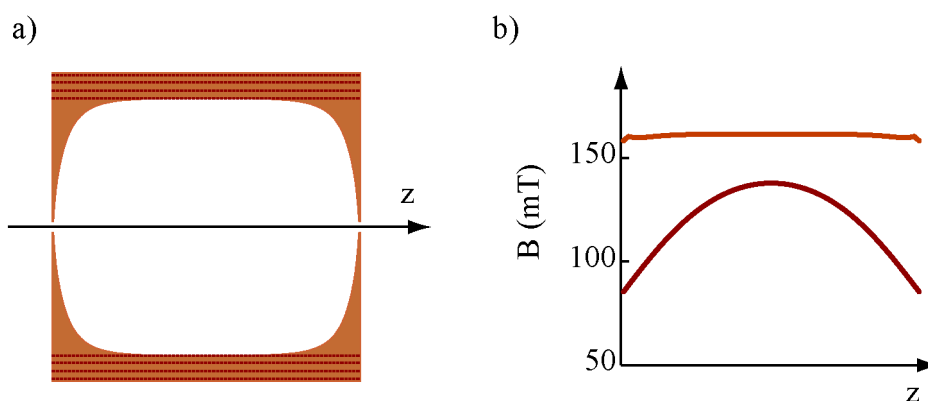
Slika 19: Intenzitet vektora magnetske indukcije po površi u  $(rOz)$ -ravni unutar osnovnog solenoida dimenzija  $L = 50$  cm,  $R = 17$  cm,  $D = 5$  cm,  $J = 2,72$  A/mm<sup>2</sup>,  $N = 25000$  navojaka postavljenih u 50 redova.

## 4.2 Homogenizacija magnetskog polja solenoida

Da bi se izvršila homogenizacija magnetskog polja solenoida potrebno je, dodavanjem dodatnih izvora, postići povećanje intenziteta vektora magnetske indukcije pri krajevima solenoida, a da se istovremeno što manje utiče na njenu vrijednost u centru solenoida. Kao što je ranije naglašeno, kroz literaturu se sreću različita rješenja koja podrazumijevaju projektovanje složenih sistema koja u sebi, pored samog solenoida, imaju i druge segmente koji stvaraju magnetsko polje, kao što je npr. pravolinijski ili kružni strujni provodnici.

Koristeći teorijska saznanja koja su data u Poglavlju 4, da bi se izbjegla složena struktura sistema, u ovom istraživačkom radu se načinom motanja pokušava postići zahtijevana

homogenizacija magnetskog polja kako na osi tako i u cijeloj zapremini solenoida. Ideja je da se na krajeve osnovnog solenoida debljine  $D$  i dužine  $L$  namotaju dodatni zavojci čime se postiže da se intenzitet vektora magnetske indukcije na krajevima solenoida približava intenzitetu u njegovom centru. Kroz primjer, simulacijom se došlo do najboljeg rješenja, te je izgled poprečnog presjeka kreiranog solenoida za dimenzije osnovnog solenoida  $L = 60$  cm,  $D = 6$  cm,  $R = 25$  cm, te gustinom struje od  $J = 2,5$  A/mm<sup>2</sup> ( $N = 36000$ ) dat na Slici 20.a. Radi ilustracije postignutih rezultata i verifikacije homogenizacije intenziteta vektora magnetske indukcije na osi solenoida na Slici 20.b prikazani su intenzitet vektora magnetske indukcije sa osnovnom konfiguracijom solenoida (tamnija kriva), te intenzitet iste nakon dodavanja dodatnih namotaja, tj. sa novokreiranom konfiguracijom (svjetlija kriva), čime se jasno pokazuje da se dodavanjem dodatnih namotaja na krajeve solenoida može postići zahtijevana homogenizacija.

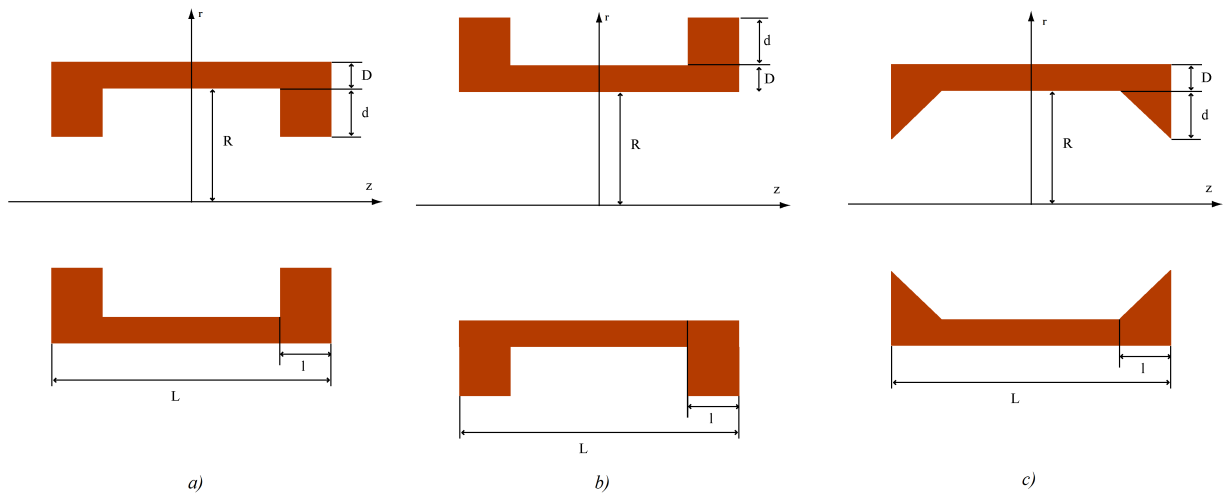


Slika 20: Homogenizacija magnetskog polja duž ose solenoida. a) Oblik poprečnog presjeka osnovnog solenoida dimenzija  $L = 60$  cm,  $D = 6$  cm,  $R = 25$  cm sa dodatnim namotajima i strujom gustine  $J = 2,5$  A/mm<sup>2</sup>; b) Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi osnovnog solenoida (tamnija kriva), te njen intenzitet nakon dodavanja namotaja (svjetlija kriva).

Sa druge strane, prilikom definisanja konačnog rješenja neophodno je pored simulacija i numeričkih analiza koje daju najbolje rješenje, voditi računa i o složenosti samog dizajna, tj. o kasnijoj hardverskoj realizaciji projektovanog solenoida. Nepravilan oblik poprečnog presjeka dodatnih namotaja u prikazanom primjeru, tj. komplikovan i zahtijevan način motanja koji daje ovakav poprečni presjek, umnogome komplikuje hardversku realizaciju, pa je neophodno razmotriti neka druga, realizaciono manje zahtjevnija rješenja. Stoga, u sklopu ovog istraživačkog rada analizirana su tri različita namjenski projektovana solenoida sa jednostavnijim poprečnim presjecima dodatnih namotaja prikazani na Slici 21 i to:

- Unutrašnji pravougaoni dodatni namotaji stranica  $d$  i  $l$ ,
- spoljašnji pravougaoni dodatni namotaji stranica  $d$  i  $l$ ,

- Unutrašnji trougaoni (pravougaoni) dodatni namotaji kateta  $d$  i  $l$ .



Slika 21: Tri prijedloga projektovanog solenoida. a) Unutrašnji pravougaoni dodatni namotaji stranica  $d$  i  $l$ , b) spoljašnji pravougaoni dodatni namotaji stranica  $d$  i  $l$ , c) Unutrašnji trougaoni (pravougaoni) dodatni namotaji kateta  $d$  i  $l$ .

Detaljna analiza predloženih rješenja koja treba da obezbjede homogenizaciju magnetskog polja unutar solenoida ne samo na njegovoj osi, već i u cijeloj zapremini detaljno se opisuje u Poglavlju 5 primjenom numeričke i simulacione analize. Potom se pristupa projektovanju hardverskog rješenja u cilju potvrde prethodnih simulacija i proračuna.

### 4.3 Rezime

U ovom poglavlju data je detaljna analiza osnovne konfiguracije tankog, ograničenog solenoida, te solenoida zadate debljine  $D$  i proizvoljnog poluprečnika. Analizom generisanih Slika 15 i 17 i izvedenih analitičkih izraza (38) i (40) može se primijetiti da intenzitet vektora magnetske indukcije na osi solenoida opada pri njegovim krajevima bez obzira da li se radi o tankom solenoidu ili solenoidu zadate debljine  $D$ . Takođe, do sličnih zaključaka se može doći i ako se analizira intenzitet vektora magnetske indukcije u cijeloj eksperimentalnoj zapremini solenoida, tj. posmatrajući prikaz  $|\mathbf{B}|$  u 2D ravni CKS dat na Slici 19. Zbog navedenog, pristupilo se projektovanju novog modela solenoida koji će u sebi sadržavati dodatne izvore magnetskog polja koji treba da obezbjede povećanje njegovog intenziteta pri krajevima osnovnog solenoida, a da pri tome umnogome ne naruše intenzitet vektora magnetske indukcije u centru solenoida. Na osnovu prethodno sprovedene analize kroz Odjeljak 4.1, u ovom radu predlažu se tri moguća dizajna novog solenoida koja treba da obezbjede željena poboljšanja, tj. korekciju nivoa intenziteta magnetskog polja pri krajevima solenoida. Osnovni koncept pri projektovanju rješenja je da se na što jednostavniji način, bez dodatnih segmenata sistema, obezbjedi što bolja homogenizacija polja. Isti je zasnovan na ideji da se načinom motanja, tj. dodavanjem dodatnih namotaja



na krajeve solenoida može obezbjediti bolja homogenizacija polja. Stoga, predložena su tri rješenja, a njihova efikasnost, te složenost detaljno će se analizirati u Poglavlju 5.

## 5 METROLOŠKA ANALIZA NOVOG MODELA

### 5.1 Numerička analiza novog modela

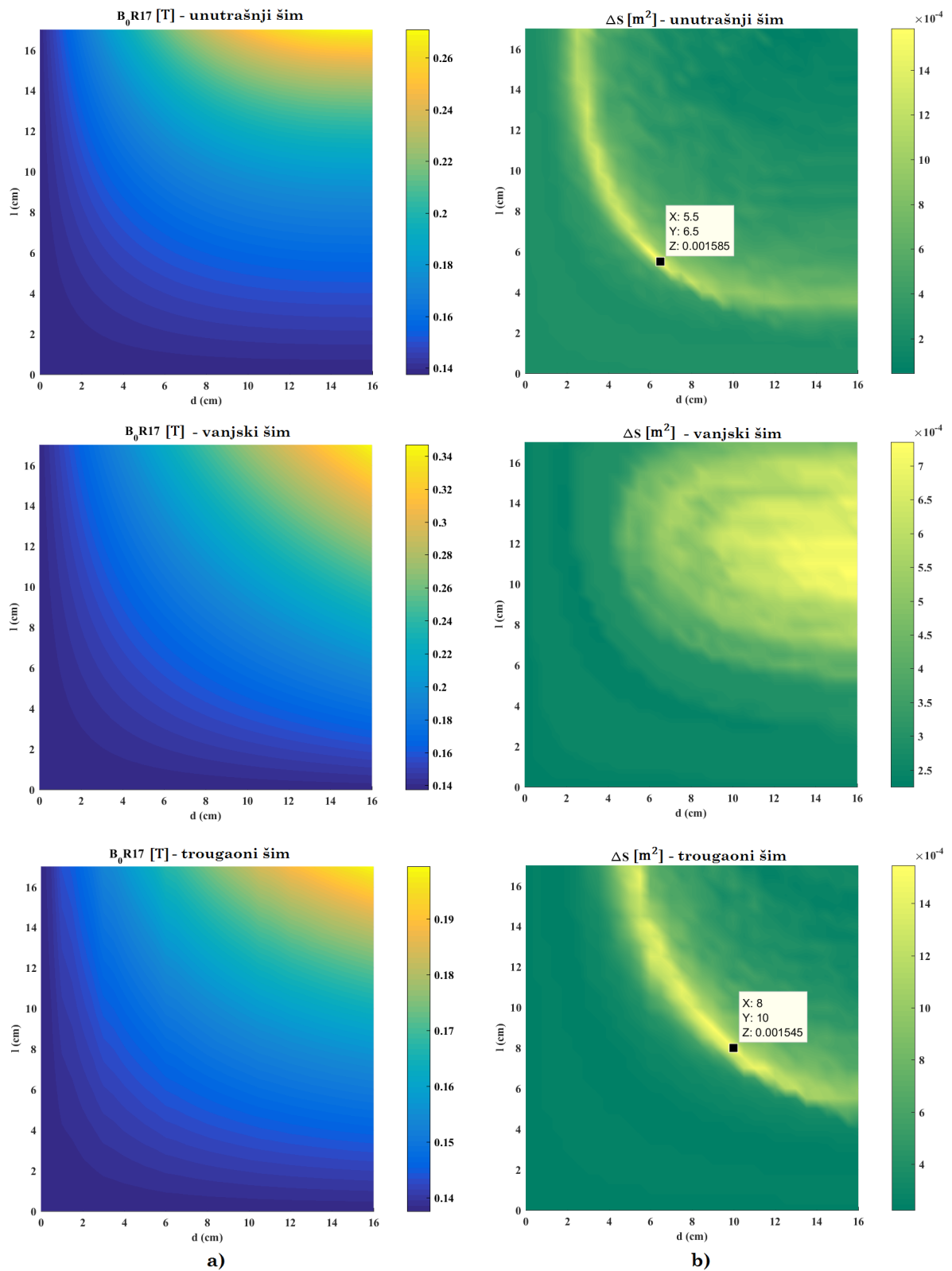
Nakon definisanja predloženih rješenja potrebno je analizirati kvalitet postignutih rezultata u zavisnosti od odabranog projektovanog tipa, a isto tako i u zavisnosti od dimenzija dodatnih namotaja u samom redizajniranom solenoidu kao bi se došlo do konačnog, najoptimalnijeg rješenja. Zbog navedenog, u okviru programskog paketa MATLAB analizirano je za koje se uređene parove  $(d, l)$  dobija maksimalna homogenizacija magnetskog polja kako na osi, tako i u zapremini solenoida. Kao rezultat, dobija se zavisnost nivoa polja,  $B_0$ , na koordinatama  $r = 0$ ,  $z = 0$  od dimenzija korištenog dodatnog namotaja, kao i nivo homogenizacije polja,  $\Delta S$ , u  $(rOz)$ -ravni, što je direktno proporcionalno i nivou njegove homogenizacije u cijeloj zapremini projektovanog solenoida sa faktorom proporcionalnosti  $\varphi = 2\pi$ .  $\Delta S$  predstavlja površ  $S$  (sumu svih tačaka) u  $(rOz)$ -ravni unutar koje intenzitet vektora magnetske indukcije ne odstupa više od 0,5% od njegove vrijednosti u centru solenoida  $B_0$ , tj.  $\Delta B/B_0 < 0,5\%$ . Rezultati simulacione analize koji odgovaraju dimenzijama osnovnog solenoida  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm,  $R = 17$  cm i gustinom struje  $J = 2,72$  A/mm<sup>2</sup> dati su na Slici 22 za sva tri predložena rješenja i to:

- *prvi red*: Unutrašnji pravougaoni dodatni namotaj,
- *drugi red*: spoljašnji pravougaoni dodatni namotaj,
- *treći red*: Unutrašnji trougaoni dodatni namotaj.

Gustina struje od  $J = 2,72$  A/mm<sup>2</sup> odgovara maksimalnoj gustini struje od 3 A/mm<sup>2</sup> i faktorom namotavanja<sup>46</sup> žice od  $K = 0,907$  čime se postiže maksimalno moguće polje unutar solenoida. Ukoliko se želi postići slabije polje, ovu struju treba adekvatno smanjiti. Za numerički proračun u MATLAB-u prilikom izračunavanja eliptičkih integrala prve i druge vrste korišteno je po  $n = 3$  članova njihovih razvoja u red. O uticaju korištenog broja članova razvoja u red na preciznost numeričkog izračunavanja biće diskutovano kasnije u Odjeljku 5.1.1.

Interpretacijom grafika sa Slike 22.a može se vidjeti da je intenzitet vektora magnetske indukcije  $B_0$  direktno proporcionalan dimenzijama dodatnog namotaja  $d$  i  $l$  bez obzira o kojoj vrsti istog se radi. Homogenizacija magnetskog polja koju ilustruje  $\Delta S$  takođe veoma zavisi od vrijednosti ovih dimenzija, a na graficima sa Slike 22.b se mogu uočiti parovi  $(d, l)$  za koje je postignuta značajnija homogenizacija u poređenju sa ostalim parovima za svaki od predložena tri dizajna (vršne vrijednost). Takođe se može zaključiti da dizajn sa spoljašnjim dodatnim namotajem ne obezbjeđuje dovoljno dobru homogenizaciju polja, tj. broj tačaka u kojima polje po unutrašnjoj površi solenoida ne odstupa više od 0,5% od centralne vrijednosti je približno duplo manja od broja tačaka za ostala dva dizajna.

<sup>46</sup>K - faktor koji zavisi od omjera dužine i promjera žice i direktno utiče na induktivnost zavojnice.

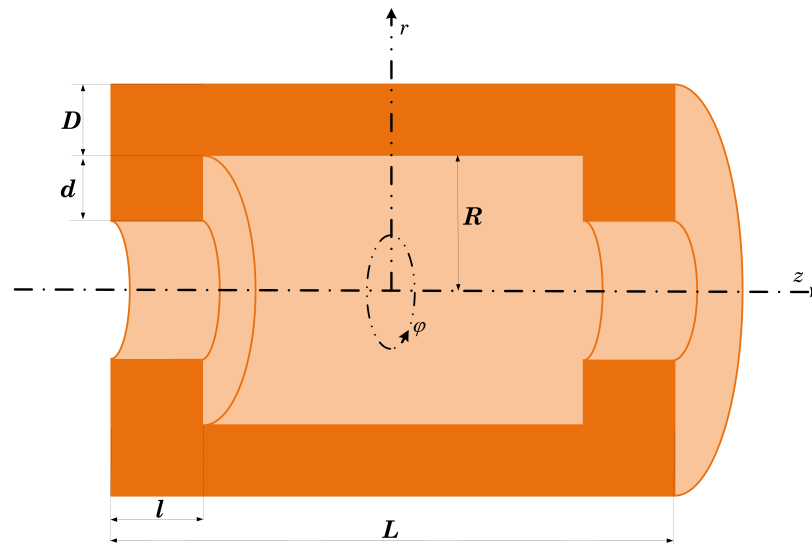


Slika 22: Zavisnost intenziteta vektora magnetske indukcije i postignute homogenizacije od dimenzija dodatnih namotaja  $d$  i  $l$  za svaki od projektovanih solenoida u slučaju dimenzija osnovnog solenoida:  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm,  $R = 17$  cm i gustinom struje  $J = 2,72$  A/mm<sup>2</sup>. a) Intenzitet vektora magnetske indukcije na koordinatama  $r = 0$  i  $z = 0$  u zavisnosti od dimenzija dodatnih namotaja za svaki projektovani solenoid, b)  $\Delta S$  - Vrijednost površi  $S$  u  $(rOz)$ -ravni unutar koje intenzitet vektora magnetske indukcije ne odstupa više od 0,5% od njegove vrijednosti u centru solenoida  $B_0$  ( $\Delta B/B_0 < 0,5\%$ ) u zavisnosti od dimenzija dodatnih namotaja  $d$  i  $l$  za svaki projektovani solenoid.

Takođe, može se vidjeti da se u slučaju unutrašnjeg, pravougaonog dodatnog namotaja koji ima dimenzije  $d = 6,5$  cm,  $l = 5,5$  cm postiže maksimalna homogenizacija magnetskog polja po površi od  $\Delta S = 15,85$  cm<sup>2</sup>, dok je u slučaju trougaonog dodatnog namotaja najbolja homogenizacija postignuta za katete  $d = 10$  cm,  $l = 8$  cm. U ovom slučaju, postignuta homogenizacija je  $\Delta S = 15,45$  cm<sup>2</sup>. S obzirom da u solenoidu postoji cilindrična simetrija, ukoliko se poredi broj tačaka zapremine ovako projektovanih solenoida u kojima intenzitet vektora magnetske indukcije ne odstupa više od 0,5% od njihove centralne vrijednosti, ove zapremine su srazmjerne dobijenim vrijednostima površina sa faktorom proporcionalnosti  $2\pi$ . Zbog navedenog, množenjem se dobijaju vrijednosti od 99,59 cm<sup>3</sup> i 97,07 cm<sup>3</sup> za pravougaoni dodatni namotaji i trougaoni dodatni namotaj, respektivno. Razlika između ova dva najbolja  $(d, l)$  para za pravougaoni i trougaoni dodatni namotaj je od 0,40 cm<sup>2</sup> unutrašnje površine u  $(rOz)$ -ravni, odnosno 2,52 cm<sup>3</sup> zapremine solenoida u korist rješenja sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem.

Poređenja radi, osnovna konfiguracija solenoida bez dodatnih namotaja, tj. u slučaju kada je  $d = 0$  cm,  $l = 0$  cm, površina u  $(rOz)$ -ravni na kojoj je postignuta homogenizacija sa faktorom odstupanja od 0,5% je 2,25 cm<sup>2</sup>, što je oko 7 puta manje od vrijednosti postignute homogenizacije sa namjenski projektovanim solenoidom. Ova površina odgovara zapremini solenoida od 14,14 cm<sup>3</sup>, što još jednom potvrđuje opravdanost novog rješenja.

Prije definitivne odluke o tome koji od dva dobijena rješenja odabrati, treba voditi računa o primjeni budućeg rješenja kao i o samoj složenosti hardverske realizacije. S obzirom da je solenoid namjenski projektovan za primjenu u biomedicinskim istraživanjima, zahtijeva se da uslovi pri izvođenju eksperimenta budu što je moguće više ujednačeni, što ide u korist solenoida sa pravougaonim dodatnim namotajem. Takođe, pored dobre homogenizacije magnetskog polja koja se postiže ovakvim projektovanjem, u korist istog rješenja ide i činjenica o kasnijoj jednostavnijoj hardverskoj realizaciji u poređenju sa prethodno pomenutim rješenjem koji ima unutrašnji, trougaoni dodatni namotaj. Stoga, sva dalja testiranja vršena su za namjenski projektovan solenoid sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem, čija je 3D vizuelizacija data na Slici 23.



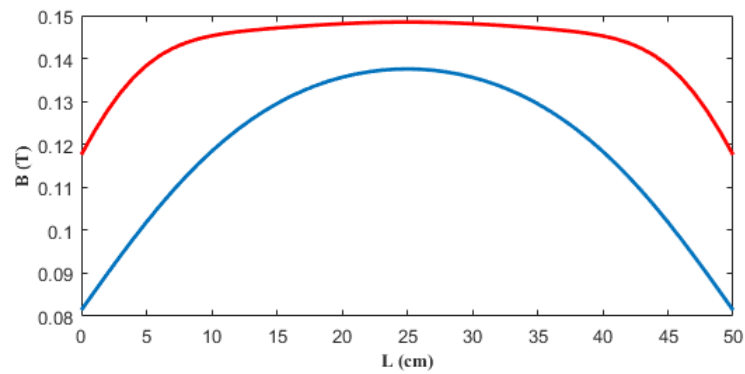
Slika 23: Trodimenzionalni prikaz predloženog dizajna solenoida dimenzija  $D$ ,  $L$  i  $R$  sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem dimenzija  $d$  i  $l$  u cilindričnom koordinatnom sistemu.

Još jedna dodatna evaluacija postignute homogenizacije magnetskog polja projektovanog solenoida je izvršena poređenjem standardne devijacije i varijanse intenziteta vektora magnetske indukcije po površi u  $(rOz)$ -ravni u slučaju osnovnog solenoida i projektovanog solenoida čime je potvrđeno prethodno zapažanje, a rezultati su dati Tablicom 1.

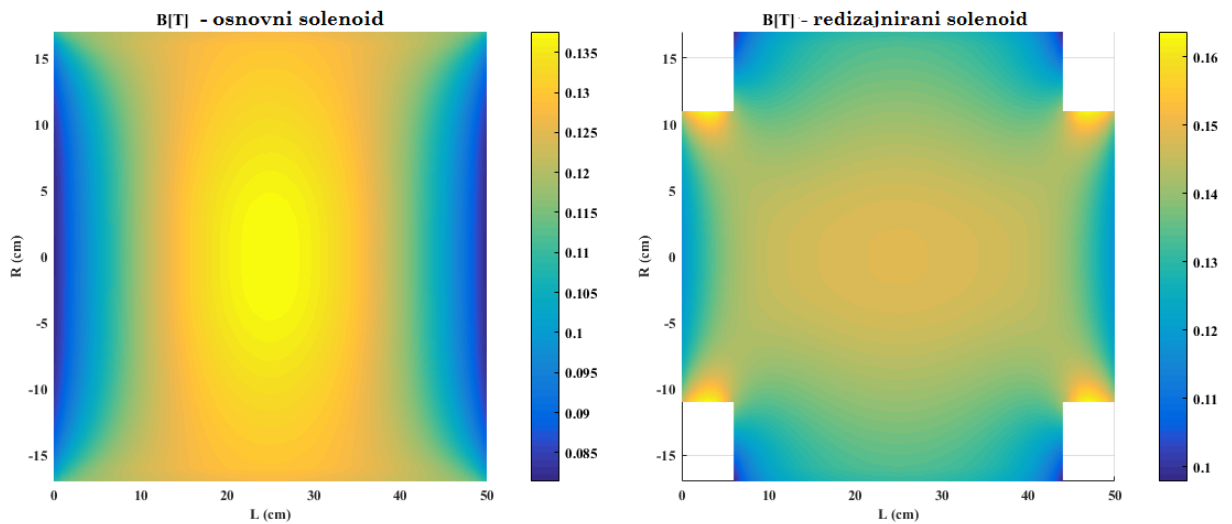
Tablica 1: Standardna devijacija i varijansa kroz  $(rOz)$ -ravan u slučaju osnovnog solenoida i redizajniranog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija  $d = 6,5$  cm,  $l = 5,5$  cm.

Vrsta solenoida	Standardna devijacija	Varijansa
$d = 0$ cm i $l = 0$ cm	0,0036773	8,1998e-09
$d = 6,5$ cm i $l = 5,5$ cm	0,0021959	6,5419e-10

Ilustracija polja, tj. prikaz intenziteta vektora magnetske indukcije na osi solenoida, te u tačkama na površi u  $(rOz)$ -ravni, za slučaj osnovnog solenoida ( $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm,  $R = 17$  cm,  $d = 0$  cm,  $l = 0$  cm) i u slučaju projektovanog solenoida ( $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm i  $R = 17$  cm) sa dodatnim pravougaonim, unutrašnjim namotajem dimenzija  $d = 6,5$  cm,  $l = 5,5$  cm date su na Slikama 24 i 25, čime su simulacijom potvrđena prethodna teorijska razmatranja (pogledati Sliku 20.b).

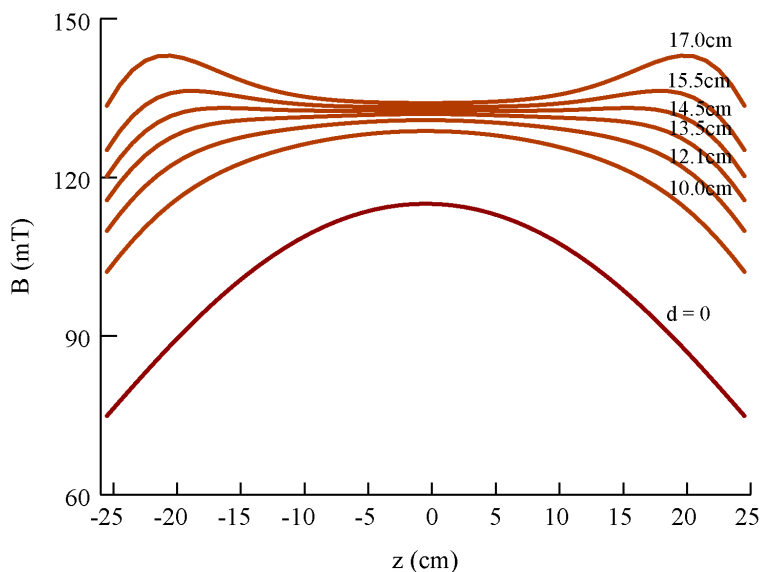


Slika 24: Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi osnovnog solenoida dimenzija  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm i  $R = 17$  cm (plava kriva), te projektovanog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija  $d = 6,5$  cm,  $l = 5,5$  cm (crvena kriva).



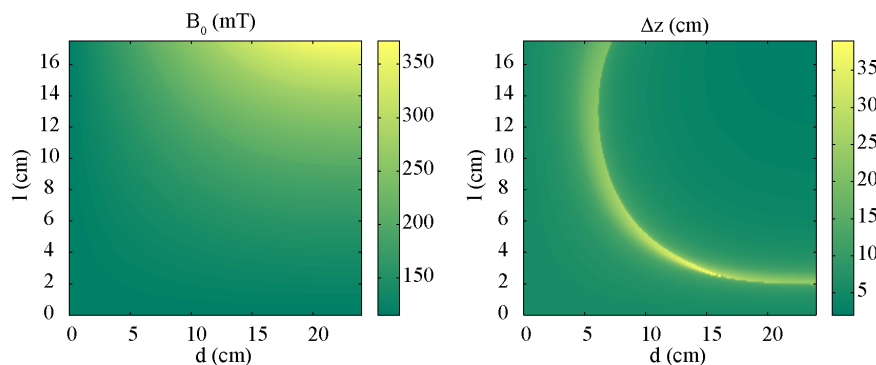
Slika 25: Intenzitet vektora magnetske indukcije po površi u  $(rOz)$ -ravni unutar osnovnog solenoida dimenzija  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm i  $R = 17$  cm (lijevo), te projektovanog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija  $d = 6,5$  cm,  $l = 5,5$  cm (desno).

Kako se u *in vivo* biomedicinskim eksperimentima koji se izvode sa glodarima koriste solenoidi sa  $R = 17$  cm i  $R = 25$  cm, na Slici 26 prikazana je efikasnost homogenizacije magnetskog polja solenoida na njegovoj osi sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem dimenzija  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm,  $R = 25$  cm,  $l = 3$  cm u zavisnosti od dimenzije  $d$ , čime se još jednom pokazuje uspješnost homogenizacije u poređenju sa osnovnim solenoidom, te opravdavaju dalja razmatranja. U ovom slučaju, maksimalna homogenizacija magnetskog polja na osi solenoida postignuta je za  $d = 14,5$  cm, dok se intenzitet vektora magnetske indukcije  $B_0 = B(z = 0)$  povećava sa povećanjem  $d$ . Takođe, do istih zaključaka se može doći i u slučaju testiranja zavisnosti intenziteta vektora magnetske indukcije na osi solenoida od parametra  $l$  (pogledati Sliku 22).



Slika 26: Intenzitet vektora magnetske indukcije na osi projektovanog solenoida sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem dimenzija  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm,  $R = 25$  cm,  $l = 3$  cm u zavisnosti od dimenzije  $d$ .

Kao što je ranije naglašeno, u okviru biomedicinskih eksperimenata na glodarima, najčešće korišteni poluprečnici solenoida su  $R = 17$  cm i  $R = 25$  cm. Da bi se pokazala efikasnost predloženog rješenja i za poluprečnik solenoida od  $R = 25$  cm (za poluprečnik  $R = 17$  cm rezultati dati na Slici 22), dodatno je analizirano kako intenzitet vektora magnetske indukcije u centru solenoida zavisi od dimenzija dodatnog, pravougaonog namotaja, gdje su njegova debljina  $D = 5$  cm i dužina  $L = 50$  cm. Radi uštede računarskih resursa, uspješnost homogenizacije magnetskog polja praćena je samo po osi solenoida, tako da je sa  $\Delta z$  označena dužina na  $z$ -osi (suma svih tačaka) na kojoj intenzitet vektora magnetske indukcije ne odstupa više od 0,5% od njenog intenziteta u centru solenoida  $B_0$  ( $\Delta B/B_0 < 0,5\%$ ). Rezultat pomenute analize dat je na Slici 27 sa koje se može zaključiti da postoji set parova  $d$  i  $l$  sa kojima se postiže željena homogenizacija polja. Maksimalna vrijednost  $\Delta z = 39,6$  cm se dobija za uređeni par  $(d, l) = (16$  cm,  $2,5$  cm), dok je u tom slučaju intenzitet vektora magnetske indukcije u centru solenoida  $B_0 = 130,2$  mT.



Slika 27: Zavisnost intenziteta vektora magnetske indukcije i postignute homogenizacije po osi solenoida od dimenzija dodatnog, pravougaonog namotaja  $d$  i  $l$  za osnovni solenoid dimenzija  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm,  $R = 25$  cm i gustom struje  $J = 2,72$  A/mm<sup>2</sup>.

### 5.1.1 Uticaj aproksimacije polinoma $n$ -tog stepena razvoja eliptičkih integrala prve i druge vrste

Kroz izvedeno istraživanje u sklopu ove doktorske disertacije, numerička analiza vršena je u programskom paketu MATLAB. U svrhu generisanja traženih rezultata, tj. poređenja intenziteta vektora magnetske indukcije kako na osi solenoida, tako i u cijeloj njegovoj zapremini za različita predložena rješenja, za računanje ovog vektora koristili su se izrazi (45) i (46) iz teorijskih razmatranja. Podsjetimo se da promjenljive  $K$  i  $E$  u ovim izrazima predstavljaju eliptičke integrale prvog i drugog reda, te da se isti mogu računati na osnovu njihovog razvoja u red (jednačine (24) i (25)). Preciznost dobijenih rezultata direktno zavisi od korištene aproksimacije polinoma  $n$ -tog stepena kojim su oni predstavljeni, odnosno proporcionalna je stepenu  $n$ , dok sa druge strane povećanje ovog broja direktno utiče na vrijeme izvršavanja i zahtijeva dodatne računarske resurse.

Radi evaluacije postignute preciznosti u zavisnosti od korištene aproksimacije polinoma  $n$ -tog stepena, vršeno je poređenje dobijenih rezultata u slučaju kada se za izračunavanje intenziteta vektora magnetske indukcije izrazi (24) i (25) aproksimiraju polinomima  $n = 3, 4, 5$  stepena. Testiranje je vršeno za prethodno definisano najbolje rješenje, tj. za projektovani solenoid parametara:  $D = 5$  cm,  $L = 50$  cm,  $R = 17$  cm,  $d = 6,5$  cm,  $l = 5,5$  cm na računaru Intel Core i7-3820, sa procesorom od 3,60 GHz i 64 GB RAM-a. Poređeno je zahtijevano vrijeme izvršavanja programa koji kao rezultat daje vrijednost intenziteta vektora magnetske indukcije unutar solenoida u tačkama koje pripadaju  $(rOz)$ -ravni, te razlika u vrijednostima dobijenih rezultata u zavisnosti od stepena  $n$ , što direktno ukazuje na grešku prilikom proračuna do koje se dolazi sa manjim  $n$ . U svrhu vremenske evaluacije korištena je MATLAB-ova funkcija. `cputime.m`, a postignuta vremena su data u Tablici 2.

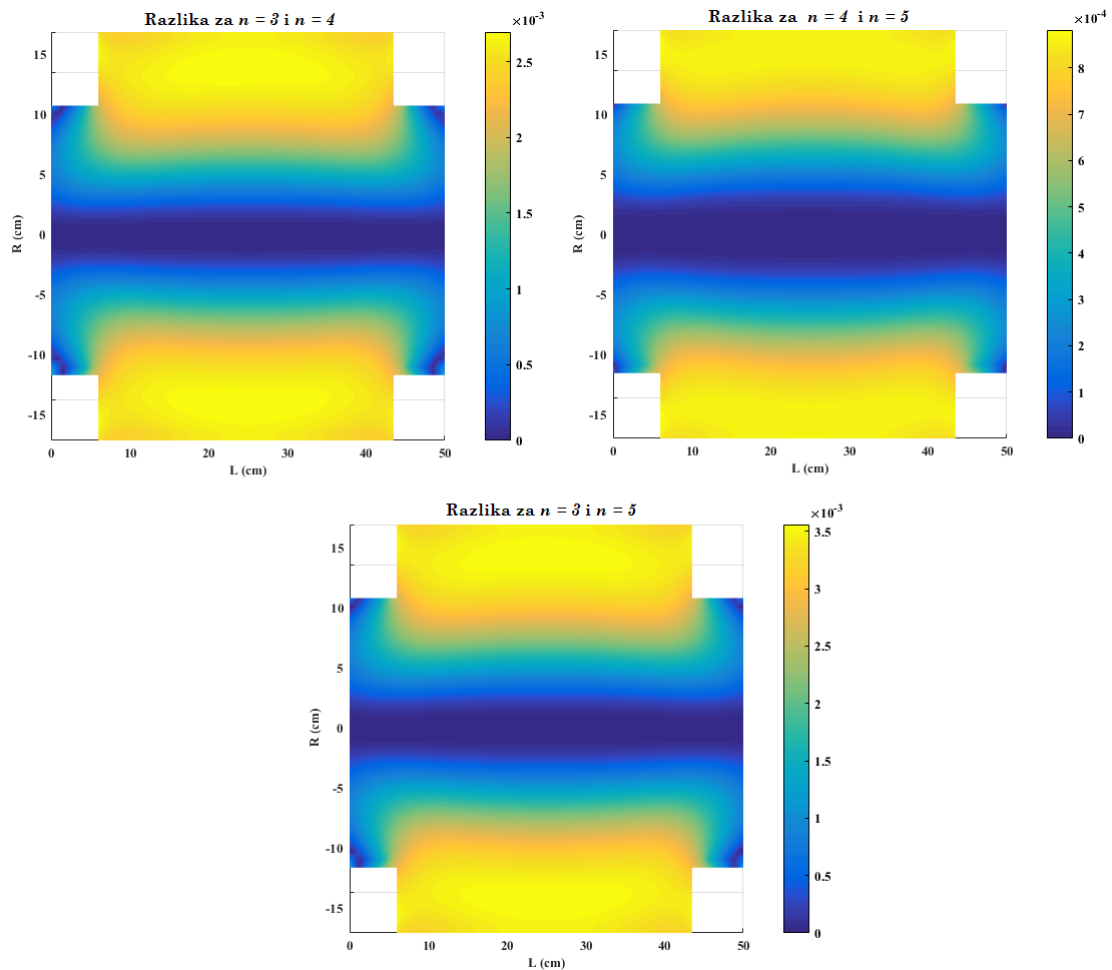


Tablica 2: Vrijeme izvršavanja MATLAB-ovog programa koji kao rezultat daje intenzitet vektora magnetske indukcije unutar solenoida u tačkama na  $(rOz)$ -ravan u slučaju osnovnog solenoida i projektovanog solenoida sa pravougaonim, unutrašnjim dodatnim namotajem dimenzija  $d = 6,5$  cm,  $l = 5,5$  cm, za slučajeve kada se u proračunu koriste aproksimacije polinoma eliptičkih integrala prvog i drugog reda sa stepenom aproksimacije  $n = 3, 4, 5$ .

Vrijeme izvršavanja [s]			
Vrsta solenoida	n = 3	n = 4	n = 5
$d = 0$ cm i $l = 0$ cm	125,33	391.47	467,58
$d = 6,5$ cm i $l = 5,5$ cm	15207	50004	60742

Kako se može zaključiti analizom dobijenih rezultata, vrijeme izvršavanja značajno raste kako  $n$  raste, pa na primjer, u slučaju osnovnog solenoida ( $d = 0$  cm i  $l = 0$  cm) za stepen aproksimacije polinoma  $n = 4$  procesoru treba oko 3,1 puta više vremena nego u slučaju kada je  $n = 3$ , dok je za slučaj korištenih pet razvoja u red ( $n = 5$ ) u poređenju sa  $n = 3$  ovo vrijeme oko 3,7 puta veće. Ako se analiza izvrši za projektovani solenoid sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem dimenzija koje obezbjeđuju maksimalnu homogenizaciju magnetskog polja unutar solenoida ( $d = 6,5$  cm i  $l = 5,5$  cm), ova vremena su oko 3,3 odnosno 4 puta veća, respektivno.

Sa druge strane, preciznost numeričkih izračunavanja u MATLAB-u beznačajno opada sa smanjenjem broja korištenih razvoja u red eliptičkih integrala prve i druge vrste (24) i (25), što se moglo i očekivati na osnovu matematičkih znanja iz oblasti redova. Analizom se pokaže da vrijednost parametra  $n$  ne utiče na tačnost izračunavanja intenziteta vektora magnetske indukcije u centru solenoida ( $r = 0, z = 0$ ) što je bilo i očekivano, jer se tada izrazi za računanje komponenti vektora magnetske indukcije na osi kružne konture normalne na ravan konture ((30) i 31)) koje se koriste i za solenoid svode na one specijalizovane samo za osu kružne konture (13). Samim tim, broj razvoja u red  $n$  ne figuriše u izrazu. Iz istih razloga, greška duž ose solenoida je takođe zanemariva. Sa druge strane, porastom poluprečnika  $r$ , tj. u slučaju kada se tačke od interesa udaljavaju od ose solenoida ( $r = 0$ ), uticaj broja korištenih razvoja u red ( $n$ ) značajno utiče na preciznost dobijenih rezultata. Radi ilustracije pomenutog, na Slici 28 data je razlika između proračuna intenziteta vektora magnetske indukcije  $\mathbf{B}$  datog u mT sa  $n = 3$  i  $n = 4$ , tj.  $n = 4$  i  $n = 5$  i konačno  $n = 3$  i  $n = 5$ . Zbog simetrije, ovi rezultati su isti za svako  $\varphi \in [0, 2\pi]$ . Maksimalne razlike su reda  $10^3$  mT i  $10^4$  mT i date su Tablicom 3.



Slika 28: Razlika u intenzitetu vektora magnetske indukcije prilikom proračuna za različiti stepen,  $n$ , aproksimacije polinoma eliptičkih integrala prvog i drugog reda koji se koriste u proračunima za projektovani solenoid dimenzija  $d = 6,5$  cm i  $l = 5,5$  cm, a koji daje najbolju homogenizaciju magnetskog polja unutar solenoida i to za  $n = 3$  i  $n = 4$ ,  $n = 4$  i  $n = 5$ ,  $n = 3$  i  $n = 5$ .

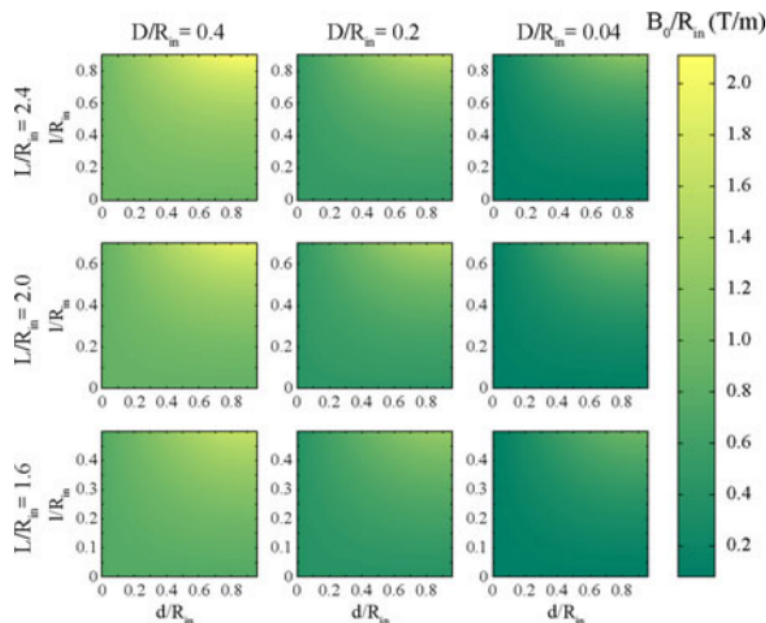
Tablica 3: Maksimalna razlika u intenzitetu vektora magnetske indukcije prilikom proračuna za različiti stepen  $n$  aproksimacije polinoma eliptičkih integrala prve i druge vrste koji se koriste u proračunima za projektovani solenoid dimenzija  $d = 6,5$  cm i  $l = 5,5$  cm koji daje najbolju homogenizaciju magnetskog polja unutar solenoida.

<b>Razlike između:</b>	$n = 3$ i $n = 4$	$n = 4$ i $n = 5$	$n = 3$ i $n = 5$
$\Delta B$ [mT]	$2,7 \cdot 10^{-3}$	$8,81 \cdot 10^{-4}$	$3,6 \cdot 10^{-3}$

### 5.1.2 Uvođenje relativnih odnosa dimenzija solenoida

Prethodno navedeni primjeri solenoida korišteni za numeričku analizu postignutih performansi predloženog rješenja sa zadatim dimenzijama, pa i poluprečnicima ( $R = 25$  cm i  $R = 17$  cm) namjenski su projektovani za *in vivo* biomedicinske eksperimente koji se izvode na glodarima. Kako bi se obezbjedilo da se predloženo rješenje može koristiti i u slučajevima solenoida čiji se poluprečnici razlikuju od prethodno testiranih, dobijeni rezultati se skaliraju do željene veličine eksperimentalne zapremine, gdje je faktor skaliranja poluprečnik  $R$ . Ovim se primjena projektovanog solenoida proširuje i u druge svrhe jednostavnim skaliranjem do postizanja željene eksperimentalne zapremine.

Skaliranjem svih parametara solenoida sa  $R$ , projektovani solenoidi se mogu svrstati u devet klasa. Uticaj dimenzija dodatnog, pravougaonog namotaja na nivo magnetskog polja za devet podklasa definisanih sa po tri fiksna odnosa  $L/R = 2, 4; 2, 0; 1, 6$ ;  $D/R = 0, 4; 0, 2; 0, 04$  dati su na Slici 29. Kao što se može primijetiti, intenzitet vektora magnetske indukcije u centru solenoida,  $B_0/R$  raste sa porastom  $L/R$ ,  $D/R$ ,  $d/R$  i  $l/R$  u svih devet slučajeva. Uticaj parametra  $D/R$  je najizraženiji, dok je uticaj ostalih parametara veoma slab.

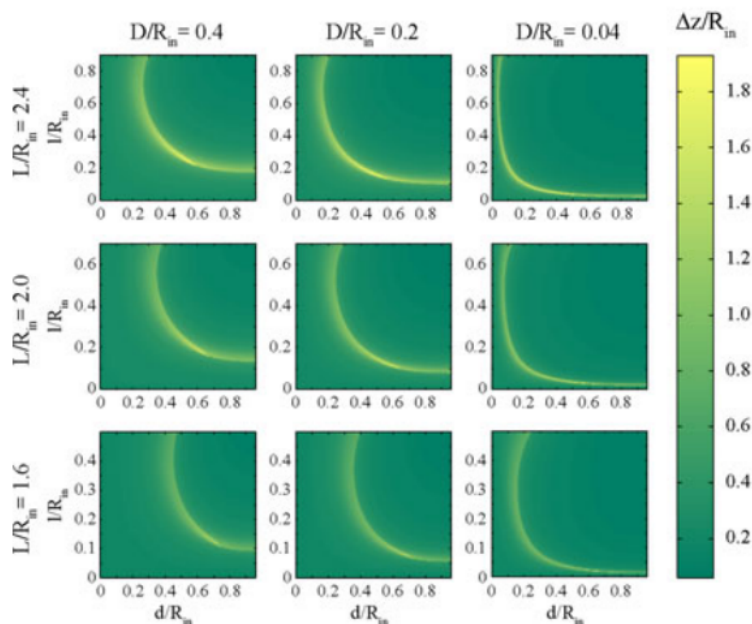


Slika 29: Zavisnost intenziteta vektora magnetske indukcije od dimenzija solenoida. Grafovi u istom redu odgovaraju solenoidima sa istim odnosom  $L/R$ , dok za grafove unutar iste kolone vrijedi isti odnos za  $D/R$ . Jačina polja, tj. magnetska indukcija u centru solenoida raste sa porastom relativnih odnosa, a najsenzitivnija je na parametar  $D/R$ .

Dalje, potrebno je posmatrati i odstupanje intenziteta vektora magnetske indukcije unutar eksperimentalne zapremine, odnosno postignutu homogenizaciju polja. Kao što je ranije objašnjeno, zbog simetrije, moguće je posmatrati samo 2D segment unutar CKS za bilo koje  $\varphi \in [0, 2\pi]$ . Kako ovo i dalje zahtjeva velike računarske resurse, analiza će

se vršiti samo po osi solenoida. Naknadno, kroz Odjeljak 5.1.3 će se detaljnije govoriti o pogodnom odabiru kriterijuma za testiranje uspješnosti homogenizacije.

Ako se sa  $\Delta z$  označi segment na osi solenoida unutar kojeg intenzitet vektora magnetske indukcije ne odstupa više od 0,5% od njegove vrijednosti u centru solenoida  $B_0$  (za  $z = 0$ ), te isti skaliramo sa poluprečnikom  $R$ , dobijamo zavisnost  $\Delta z/R$  od prethodno definisanih odnosa. Kao što se može vidjeti sa Slike 30, ovaj odnos jako zavisi od parametara  $d/R$  i  $l/R$ , a njihove velike vrijednosti su ograničene na uzak set parova  $(d/R, l/R)$  koji je na graficima istaknut svijetlim oblastima. Za parove  $(d/R, l/R)$  iz pomenutog seta se postiže najveća homogenizacija polja. Grafici i dalje odgovaraju izdvojenim klasama sa po tri fiksna odnosa za  $L/R$  i  $D/R$ . Sa njih se takođe može zaključiti da na odnos  $\Delta z/R$  veći uticaj ima  $D/R$ , iako to sada nije ekstremno izraženo.

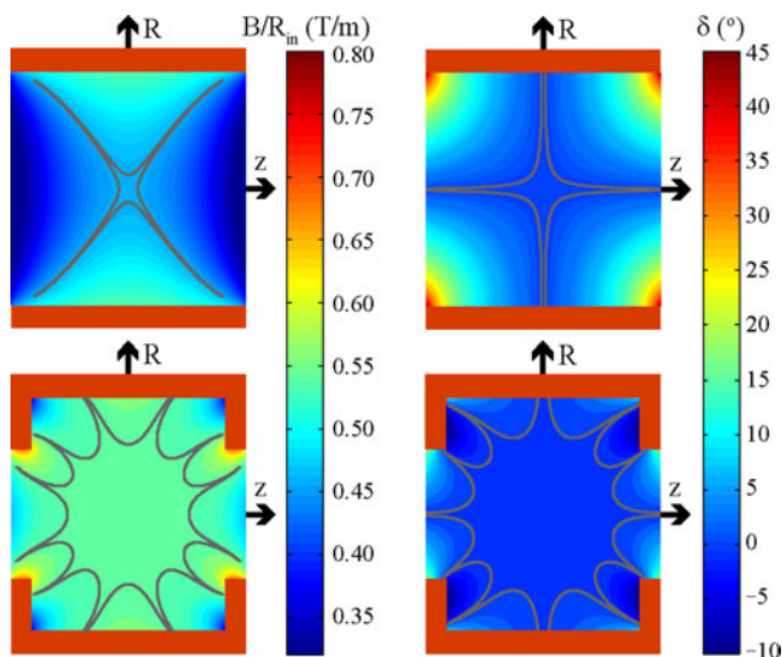


Slika 30: Zavisnost postignute homogenizacije magnetskog polja na osi solenoida od dimenzija solenoida. Grafovi u istom redu odgovaraju solenoidima sa istim odnosom  $L/R$ , dok za grafove unutar iste kolone vrijedi isti odnos za  $D/R$ . Odnos  $\Delta z/R$  jako zavisi od parametara  $d/R$  i  $l/R$ , a za uzak set parova  $(d/R, l/R)$  prikazanih svijetlim oblastima postignuta je najveća homogenizacija duž ose.

Analizom prikazanih rezultata sa Slike 30 može se primijetiti da je  $\Delta z$  manje od dužine solenoida  $L$ . Međutim, potrebno je naglasiti da je  $\Delta z$  izraženo u procentima dužine solenoida  $L$ , a ne kao udio u stvarnoj dužini po  $z$  koordinati CKS eksperimentalne zapremine koja ostaje na raspolaganju nakon modifikacije solenoida. Ova dužina eksperimentalne zapremine je manja od dužine samog solenoida  $L$  i iznosi  $L - 2l$ , gdje je  $l$  ranije definisana dužina dodatnog namotaja. Iako umanjenje eksperimentalne zapremine nije uzeto u obzir prilikom proračuna, analizom rezultata se može vidjeti da primjenom modifikovanog solenoida,  $\Delta z$  može da se poveća i do 7,5 puta za  $L/R = 2,0$  i  $D/R = 0,04$  ili 6,4 puta za

$L/R = 1,6$  i  $D/R = 0,4$  u poređenju sa solenoidom osnovne konfiguracije bez dodatnih namotaja.

Proračun uspješne homogenizacije i u tačkama koje ne pripadaju osi solenoida, tj. u cijeloj eksperimentalnoj zapremini, zbog uštede računarskih resursa urađeno je samo za modifikovani solenoid sa relativnim odnosima  $L/R = 2$  i  $D/R = 0,2$ . Isti je poređen sa rezultatima koji se dobiju za osnovni solenoid bez dodatnih namotaja. Analiziran je intenzitet vektora magnetske indukcije u tačkama iz eksperimentalne zapremine koje pripadaju  $(rOz)$ -ravni, što se zbog simetrije može proširiti i na cijelu eksperimentalnu zapremninu bez dodatnih proračuna. Ako se vektor magnetske indukcije predstavi u CKS korištenjem (32), to omogućava i poređenje njegovih komponenti po  $z$  i  $r$  osi ((30)-(31)), tj.  $\delta = \arctan(B_r/B_z)$ . Rezultati su prikazani na Slici 31, gdje su sa sivim linijama označeni regioni unutar kojih polje ne odstupa više od 0,5% od vrijednosti u centru solenoida. Primjena modifikovanog solenoida povećava označena područja za 10,6 i 6,1 puta za  $B/R$  i  $\delta$ , respektivno.



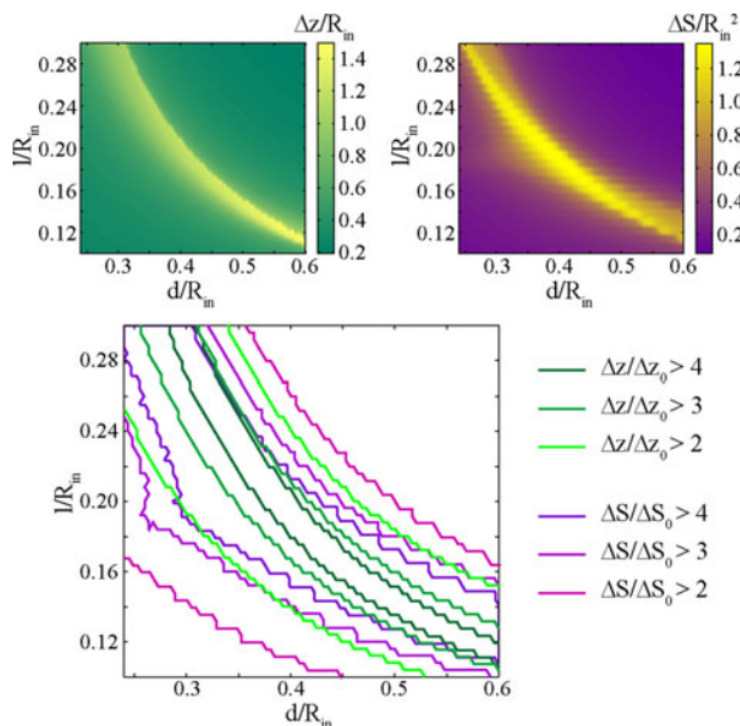
Slika 31: Homogenizacija magnetskog polja u  $(rOz)$ -ravni. Poređeni parametri  $B/R$  i  $\delta$  dati su za osnovni solenoid i modifikovani solenoid sa relativnim odnosima iz klase  $L/R = 2$  i  $D/R = 0,2$ .

### 5.1.3 Odabir kriterijuma homogenizacije - $\Delta S$ ili $\Delta z$

Iako je u Odjeljku 5.1.1 pokazano da je prilikom numeričkih proračuna za izračunavanje intenziteta vektora magnetske indukcije u svim tačkama zapremine dovoljno koristiti samo 3 razvoja u red eliptičkih integrala 1. i 2. vrste (jednačine (25) i (24)), potrebni računarski resursi su i dalje jako robusni. Simetrijom same eksperimentalne zapremine, broj tačaka u kojima se računa polje je svedeno na nivo ravni. Ovim se u mnogome

smanjilo vrijeme izvršavanja analize, međutim ono je i dalje veoma dugotrajno, a brzina je direktno zavisna od raspoloživih računarskih resursa.

Vidjevši kroz primjere date na Slikama 26 i 27 da praćenje homogenizacije vektora magnetske indukcije samo na osi solenoida daje slične rezultate kao kada se homogenizacija poredi u  $(r0z)$ -ravni (Slika 22.b), ova dva kriterijuma će se uporediti na istom primjeru. Rezultati pomenutog poređenja su dati na Slici 32 za relativne odnose dimenzija projektovanog solenoida iz klase  $L/R = 2$  i  $D/R = 0,2$ . Ova klasa je ranije predstavljena sa centralnim grafovima na Slikama 29 i 30. U ovom slučaju, raspon dimenzija dodatnih namotaja je duplo manji nego ranije, ali je korišten duplo veći broj tačaka u kojima se vrši proračun. Lijevi grafik na Slici 32 prikazuje zavisnost postignute homogenizacije po osi solenoida od dimenzija dodatnog namotaja, tj. dužinu po osi na kojoj intenzitet vektora magnetske indukcije ne odstupa više od 0,5% od intenziteta u centru solenoida. Desni grafik prikazuje pomenutu homogenizaciju u  $(r0z)$ -ravni, odnosno daje  $\Delta S/R^2$ . Vrijeme izvršavanja proračuna za dobijanje desnog grafika na Slici 32 je 1850 puta veće od onog potrebnog za dobijanje grafika lijevo na računaru Intel Core i7-2670QM 2,20 GHz procesorom sa 8 GB RAM memorije. Donji grafik sa Slike 32 pokazuje da je kriterijum  $\Delta z$  strožiji od kriterijuma  $\Delta S$ , te ovo opravdava korištenje  $\Delta z$  u prethodnoj, ali i budućoj analizi postignutih performansi.



Slika 32: Poređenje  $\Delta S$  i  $\Delta z$  pristupa. Rezultat odgovara modifikovanom solenoidu relativnih dimenzija iz klase  $L/R = 2$  i  $D/R = 0,2$ .

#### 5.1.4 Omski gubici

Da bi se elektromagnetsko polje uspješno koristilo u dijagnostici i liječenju najrazličitijih oboljenja, prije svega zahtjeva se izvođenje velikog broja biomedicinskih eksperimenata kako bi se utvrdile metode, doze i vrijeme izlaganja tkiva radi postizanja željenih efekata. Jedan od uslova koji se mora ispuniti sa stanovišta dozimetrije je da polje u eksperimentalnoj zapremini biomedicinskog eksperimenta koji se izvodi bude što homogenije, tj. da uslovi eksperimenta budu što ravnomjerniji. Takođe, poželjno je da raspon ulaznih parametara sistema bude što širi kako bi se magnetsko polje, tj. eksperimentalna metoda mogla primijeniti u što više aplikacija. Uslovi koje treba zadovoljiti projektovani solenoid podrazumijeva što je veće  $\Delta z$  i  $B_0$ .

Pored biomedicinskih potreba koje trebaju biti ispunjene, prilikom projektovanja i hardverske realizacije sistema, inženjerski pristup zahtjeva što manju potrošnju električne energije. Da bi se i potrošnja električne energije uzela u obzir pri projektovanju, potrebno je izračunati omske gubitke u solenoidu. Za projektovani solenoid, omski gubici se približno računaju kao:

$$P = \rho_{C0} 2\pi R_m S J^2 = \rho_{C0} \pi J^2 [(2R + D)LD + 2(2R - d)ld], \quad (47)$$

gdje je sa  $\rho_{C0}$  označena specifična otpornost bakra,  $R_m$  je srednji poluprečnik namotaja solenoida, a  $S$  je površina poprečnog presjeka solenoida.

Objedinjavanjem biomedicinskih i inženjerskih zahtjeva, uslovi koji se trebaju zadovoljiti pri projektovanju solenoida su:

- što veće  $\Delta z$ ;
- što veće  $B_0$ ;
- što manje  $P$ .

Kako bi se u okviru jednog proračuna uvrstili svi navedeni zahtjevi, potrebno je da oni figurišu u istoj funkciji koja će se dalje analizirati, tj. da funkcija ima tri promjenljiva parametra ( $\Delta z$ ,  $B_0$  i  $P$ ) koji opet zavise od drugih ulaznih parametara. Takođe, potrebno je zadovoljiti i to da funkcija raste sa rastom  $\Delta z$  i  $B_0$ , te da je obrnuto proporcionalna parametru  $P$ . U ovom slučaju, kriterijum za optimizaciju ovako definisane funkcije bi bio da ona ima svoj maksimum u razmatranom opsegu drugih ulaznih parametara, što su u slučaju projektovanog solenoida odnosi  $d/R$  i  $l/R$ . Zbog navedenog, u ovom istraživanju su definisane sljedeće optimizacione funkcije:

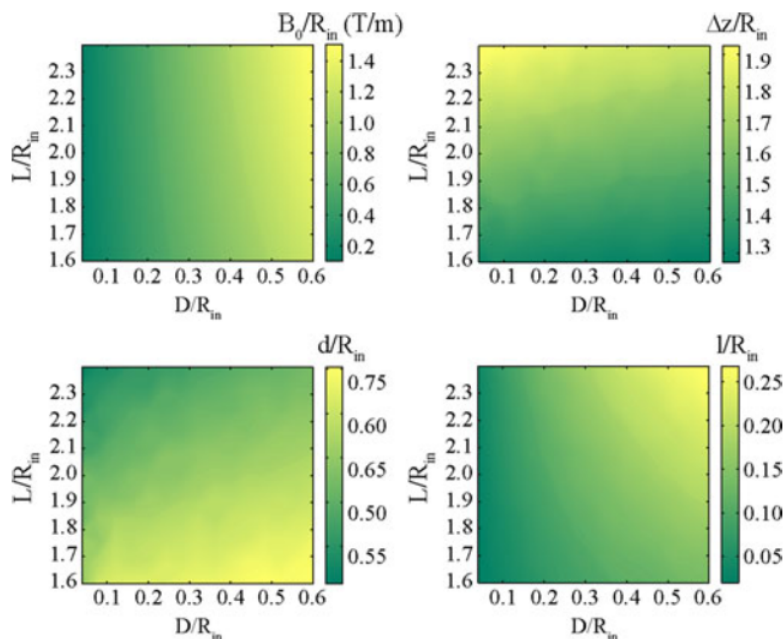
$$(B_0/\bar{B}_0)(\Delta z/\bar{\Delta z})(\bar{P}/P), \quad (48)$$

$$(B_0/\bar{B}_0) + (\Delta z/\bar{\Delta z}) - (\bar{P}/P). \quad (49)$$

U izrazima (48) i (49) korištene su normalizovane vrijednosti  $\overline{B}_0$ ,  $\overline{\Delta z}$  i  $\overline{P}$  na posmatranom opsegu parametara  $d/R$  i  $l/R$  kako bi se spriječilo favorizovanje promjenljivih sa velikim vrijednostima. Kada se bilo koja od funkcija za optimizaciju parametara primjeni na rezultate date na Slikama 29 i 30 za  $L/R = 2$  i  $D/R = 0,2$ , dobijaju se optimalne vrijednosti:  $B_0/R = 0,5207$  T/m,  $\Delta z/R = 1,584$  i  $P = 0,4165$  W/cm<sup>3</sup>, što odgovara  $l/R = 0,1$  i  $d/R = 0,64$ . Ova optimizacija bi se mogla shvatiti kao prilagođavanje dimenzija dodatnog namotaja  $d$  i  $l$  projektovanog solenoida kako bi se izvukao maksimum iz osnovnog solenoida definisanog sa dimenzijama  $D$  i  $L$ . Drugim riječima, za postizanje optimalnih rezultata u pogledu postignute homogenizacije magnetskog polja i utroška snage, za zadate  $D$  i  $L$ , vrši se prilagođavanje dimenzija dodatnog namotaja  $d$  i  $l$ . Uz to, treba imati na umu da su omski gubici korišteni u proračunima za optimizaciju parametara skalirani sa faktorom  $R^3$ .

Sprovedena procedura optimizacije parametara opisana za primjer iz opsega parametara  $L/R = 2$  i  $D/R = 0,2$  izvršena je za 315 parova  $L/R$  i  $D/R$  tražeći maksimum optimizacione funkcije  $(B_0/\overline{B}_0)(\Delta z/\overline{\Delta z})(\overline{P}/P)$ . Za svaki uređeni par  $(L/R, D/R)$  pronađeni su optimalni odnosi  $B_0/R$ ,  $\Delta z/R$ , kao i optimalne dimenzije dodatnog namotaja  $l/R$  i  $d/R$  kako bi se postigao zadati kriterijum optimizacije. Vrijednosti parametara  $D/R$  i  $L/R$  su uzete iz opsega  $[1,6 \ 2,4]$  sa korakom  $\Delta L/R = 0,08$  i opsega  $[0,04 \ 0,6]$  sa korakom  $\Delta D/R = 0,04$ , respektivno. Zavisnost dobijenih optimizovanih parametara  $B_0/R$ ,  $\Delta z/R$  od dimenzija osnovnog solenoida (tj.  $D/R$  i  $L/R$ ) data je na gornja dva grafika sa Slike 33. Analizom gornjeg, lijevog grafika može se zaključiti da optimalan parametar  $B_0/R$  raste sa porastom parametara  $D/R$  i  $L/R$ , međutim njegova senzitivnost je veća na promjenu parametra  $D/R$ . Analizom desnog, gornjeg grafika vidi se da optimalan parametar  $\Delta z/R$  raste sa  $L/R$ , a opada sa  $D/R$ , dok je sada uticaj parametra  $L/R$  izraženiji. Optimalne dimenzije dodatnog namotaja projektovanog solenoida ( $l/R$  i  $d/R$ ) dobijene prilikom procesa optimizacije parametara  $B_0/R$  i  $\Delta z/R$  za osnovni solenoid dimenzija  $D/R$  i  $L/R$  date su na donja dva grafika sa Slike 33.





Slika 33: Optimalan solenoid. Za svaki uređeni par  $(L/R, D/R)$  prikazani su optimalni  $B_0/R$  i  $\Delta z/R$ , kao i dimenzije dodatnih namotaja  $d/R$  i  $l/R$  koji ih obezbjeđuju da bi se ispunio zadati kriterijum optimizacije.

Kada se za konkretan biomedicinski eksperiment trebaju odabrati najoptimalnije dimenzije dodatnog namotaja kako bi se dobio modifikovani solenoid najboljih performansi polazi se od zahtijevanih biomedicinskih uslova, tj. prvo se zadaje unutrašnji poluprečnik osnovnog solenoida  $R$  koji je potreban za izvođenje eksperimenta i dužina  $\Delta z$  u okviru koje treba da se postigne homogenizacija magnetskog polja, odnosno obezbjedi potrebna eksperimentalna zapremina. Potom, izdvojene vrijednosti  $\Delta z/R$  definišu krivu  $L_1/R(D/R)$  na gornjem, desnom grafiku sa Slike 33, dok se sa željenim odnosom  $B_0/R$  dobija kriva zavisnosti  $L_2/R(D/R)$  na gornjem, lijevom grafiku iste slike. Presjek krivih  $L_1/R(D/R)$  i  $L_2/R(D/R)$  daje vrijednosti  $L/R$  i  $D/R$  koji dalje, u donjem dijelu Slike 33 dovode do potrebnih vrijednosti  $l/R$  i  $d/R$  za ispunjavanje zadatih optimalnih performansi.

Rezultati prikazani na Slikama 29, 30 i 33 mogu se iskoristiti za projektovanje modifikovanog solenoida koji zadovoljava uslove biomedicinskih eksperimenata bez obzira na zahtjevane gabarite eksperimentalne zapremine. Ovim je omogućeno da se predloženi pristup i projektovanje modifikovanog solenoida može primijeniti u različitim biomedicinskim eksperimentima. Naravno, ovdje treba imati na umu da su izvedeni proračuni numerički, tj. da se radi o idealnom slučaju projektovanog solenoida. Prilikom njegove hardverske realizacije doći će do manjih ili većih odstupanja intenziteta vektora magnetske indukcije u centru solenoida  $B_0$  i dužine na kojoj je izvršena homogenizacija magnetskog polja  $\Delta z$  od projektovanih vrijednosti, što direktno zavisi od načina i kvaliteta njegove izrade.

### 5.1.5 Rezime

Primjenom numeričkih metoda potvrđena je uspješnost homogenizacije magnetskog polja u zapremini solenoida korištenjem predloženog namjenski projektovanog solenoida do kojeg se došlo na osnovu teorijskih razmatranja. Takođe, kao rezultat izvedeni su zaključci o optimalnom rješenju sa stanovišta zahtijevanih performansi i složenosti kasnije hardverske realizacije. Nakon odabira novog dizajna sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem, izvršeno je skaliranje dimenzija solenoida sa njegovim poluprečnikom, čime se omogućila dodatna analiza rješenja za relativne odnose dimenzija. Ovim postupkom se omogućilo da se projektovani solenoid sa dodatnim namotajem može iskoristiti u različitim biomedicinskim eksperimentima, odnosno za različite zahtjeve koje podrazumijevaju definisanu potrebnu eksperimentalnu zapreminu i intenzitet vektora magnetske indukcije u homogenizovanom dijelu eksperimentalne zapremine.

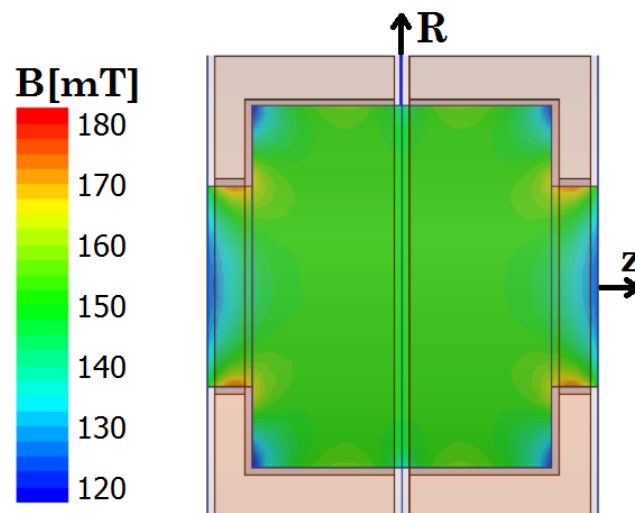
Pored navedenih biomedicinskih zahtjeva, razmatran je i inženjerski problem omskih gubitaka, te je izvršena detaljna analiza i opisan proces projektovanja modifikovanog solenoida koji najbolje ispunjava kako biomedicinske, tako i inženjerske zahtjeve. Sa druge strane, relativni odnosi dimenzija solenoida omogućavaju i kasniju jeftiniju i jednostavniju realizaciju prototipa projektovanog rješenja koji treba da potvrdi rezultate numeričke i simulacione analize. O samoj simulacionoj analizi i analizi realizovanog prototipa govoriće se u Odjeljcima 5.2 i 5.3.

## 5.2 Simulaciona analiza novog modela

Prilikom primjene projektovanog solenoida u sistemima za izlaganje tkiva magnetskom polju, mora se voditi računa o mnogim tehničkim aspektima koji između ostalog podrazumijevaju pozicioniranje uzorka unutar eksperimentalne zapremine, uslove u pogledu dozvoljene temperature u eksperimentalnoj zapremini, svjetlosti, dozvoljene buke. Da bi se obezbijedio prostor za postavljanje tehničkog rješenja kojim će se obezbijediti pomenuti zahtjevi, izvršeno je prilagođenje geometrije projektovanog solenoida. To prilagođenje podrazumijeva razdvajanje solenoida na dva simetrična segmenta, čime je dužina solenoida  $L$  podijeljena na dva jednaka dijela, što omogućava pokretljivost ovih segmenata, tj. pristup samoj eksperimentalnoj zapremini. Takođe, da bi se prilikom hardverske realizacije stvorio prostor za premazni sloj, toplotnu izolaciju, držače i potpornike, povećan je i unutrašnji poluprečnik solenoida za 1 cm, te u ovom testiranju iznosi  $R = 26$  cm. Razdvojene polovine su odmaknute jedna od druge sa razmakom 2 cm kako bi se omogućilo postavljanje držača mehanizma za otvaranje/zatvaranje sistema.

Prilikom simulacije korišten je biomedicinski uslov da intenzitet vektora magnetske indukcije u centru solenoida bude  $B_0 = 150$  mT. Analitički dobijene optimalne dimenzije

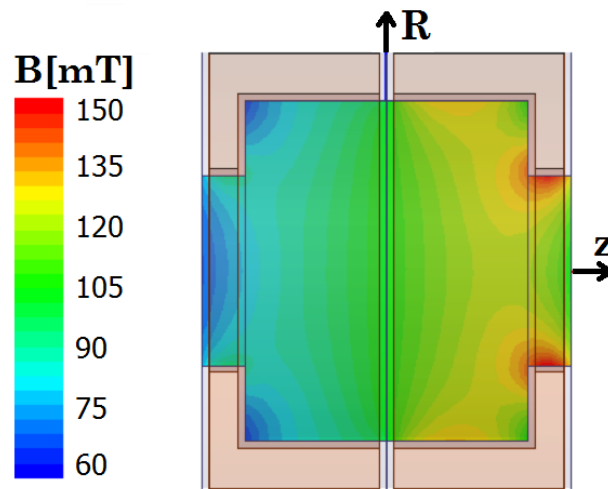
projektovanog solenoida u Odjeljku 5.1 odabrane su tako da područje koje zadovoljava uslov homogenizacije prelazi i u područja izvan  $z$ -ose. U ovom slučaju dodatni namotaji postavljeni na krajeve modifikovanog solenoida stvaraju dva lokalna maksimuma u području mimo ose solenoida, tj. na mjestima kada je poluprečnik eksperimentalne zapremine blizak unutrašnjem poluprečniku solenoida ( $r = R$ ). Zbog navedenog, prilikom odabira optimalnih parametara modifikovanog solenoida biraju se takvi da zadovoljavaju homogenizaciju magnetskog polja na osi solenoida ( $r = 0$ ), jer je bolje da kriva polja duž ose solenoida ima samo jedan maksimum (pogledati Sliku 26). U tom slučaju se zadovoljava i uslov da polje ima bolju homogenizaciju i izvan ose solenoida, tj. za  $r \neq 0$ . Simulacija takvog sistema, pogodnog za kasniju hardversku realizaciju sprovedena je u simulacionom softveru *Ansys Maxwell*. Kao podloga za motanje korištena je plastika. Rezultat simulacione analize dat je na Slici 34, gdje su dimenzije modifikovanog solenoida  $R = 26$  cm,  $L/2 = 25$  cm,  $D = 6$  cm,  $l = 4,3$  cm i  $d = 11,1$  cm. Prikazano polje dato je za uzdužni presjek solenoida ( $r0z$ -ravan) kada je na svaku polovinu modifikovanog solenoida namotano je  $NI = 53780$  Azav, što odgovara  $J = 2,72$  A/mm<sup>2</sup>.



Slika 34: Simulacioni model optimalnog solenoida koji omogućava pristup eksperimentalnoj zapremini, te postavljanje dodatnih mehaničkih segmenata koji će zadovoljiti potrebne tehničke uslove sa stanovišta temperature, buke, svjetlosti, itd. sa simetričnim napajanjem.

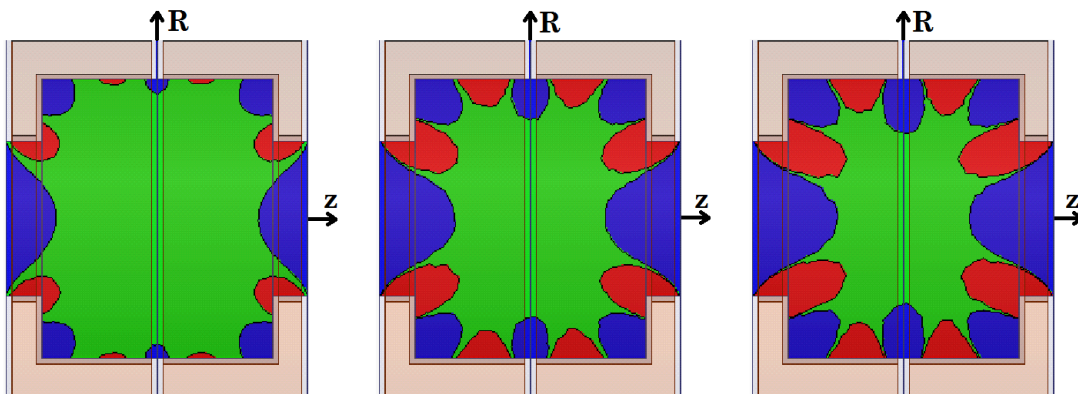
Sa druge strane, predložena modifikacija solenoida i podjela na dva zasebna segmenta omogućava asimetrično napajanje. Ono obezbjeđuje kontrolu nad intenzitetom i gradijentom polja, te se primjena ovako projektovanog solenoida proširuje i na druge oblasti, kao što je npr. uređaji za ubrzavanje jonskog snopa (akcelerator) [134]. Na Slici 35 prikazano je polje po uzdužnom presjeku modifikovanog solenoida koji odgovara modelu kada se dvije polovine solenoida napajaju nezavisno jedna od druge, gdje je  $NI_{lijevo} = 25$  kAzav, a  $NI_{desno} = 50$  kAzav. Kao što je i očekivano, ovdje se uočava da polje unutar eksperimentalne zapremine nije homogeno. Korištenjem odvojenog, različitog napajanja lijeve i desne polovine solenoida omogućeno je stvaranje gradijentnog magnetskog polja unutar

solenoida, što daje mogućnost za eksperimentisanje sa potpuno kontrolisanim elektromagnetskim poljem. Podešavanjem vrijednosti napajanja  $NI_{lijevo}$  i  $NI_{desno}$  omogućava se postizanje željenih vrijednosti  $B_0$ , te gradijenta  $B_0/\Delta z$ .



Slika 35: Simulacioni model optimalnog solenoida sa asimetričnim napajanjem koje obezbjeđuje gradijentno polje unutar eksperimentalne zapremine. Omogućen pristup eksperimentalnoj zapremini, te postavljanje dodatnih mehaničkih segmenata koji će zadovoljiti potrebne tehničke uslove sa stanovišta temperature, buke, svjetlosti, itd.

Postignuta homogenizacija magnetskog polja po uzdužnom presjeku solenoida ilustrirana je na Slici 36, gdje su izdvojeni regioni na  $(r0z)$ -ravan unutar kojih polje ne odstupa više od 5%, 1% i 0,5% (lijevi, srednji i desni grafik) od njegove vrijednosti u centru solenoida ( $B_0$ ). 5%, 1% i 0,5% regioni odgovaraju vrijednostima:  $R_{5\%} = 19,5$  cm,  $z_{5\%} = \pm 18,0$  cm;  $R_{1\%} = 18,0$  cm,  $z_{1\%} = \pm 13,0$  cm;  $R_{0,5\%} = 15,5$  cm,  $z_{0,5\%} = \pm 11,0$  cm, redom, što odgovara eksperimentalnom području od 67,8%, 45,2% i 33,0% za eksperimentalno područje definisano sa  $R_{exp} = 25$  cm i  $\Delta z_{exp} = \pm 20,7$  cm. Kao što je ranije naglašeno kroz teorijska razmatranja, zbog simetrije ista homogenizacija je postignuta i u zapremini solenoida. Analizom grafika sa Slike 36, takođe se može uočiti da glatkost linija duž granica izdvojenih regija opada sa smanjenjem zahtjeva za promjenom intenziteta vektora magnetkse indukcije u skladu sa numeričkom greškom simulacije.



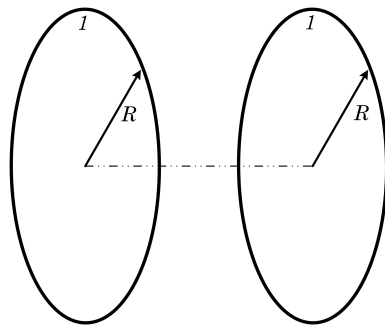
Slika 36: Kvalitet postignute homogenizacije. Odstupanje intenziteta vektora magnetske indukcije od njegove vrijednosti u centru solenoida je malo, ne samo po osi solenoida, već i u cijeloj eksperimentalnoj zapremini.

### 5.2.1 Poređenje postignutih performansi projektovanog sistema sa aktuelnim sistemima

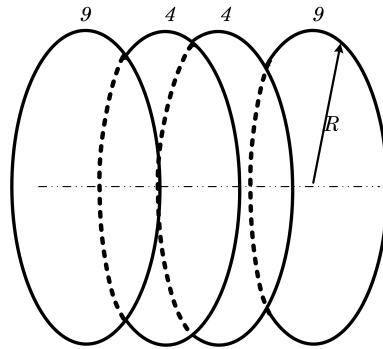
U cilju verifikacije uspješnosti postignute homogenizacije magnetskog polja unutar modifikovanog solenoida, rezultati dobijeni predloženim rješenjem porede se sa najčešće korištenim sistemima zavojnica predloženim u [9], gdje je korištena ukupna dimenzija eksperimentalne zapremine,  $V$ , te homogenost koja odgovara 1%-tnom odstupanju  $U_{1\%}$ . Testirane zavojnice koje se koriste u aktuelnim istraživanjima iz oblasti za generisanje homogenog magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine solenoida su detaljno opisane u Odjeljku 3, a ovdje su sumirano date na Slici 37. Pregledne karakteristike svih sistema su date Tablicom 4. Za predloženi, projektovani solenoid, dobijene su sljedeće vrijednosti ovih parametara:  $V = 0,650(D_{exp})^3$  i  $U_{1\%} = 0,374(D_{exp})^2$ , gdje je sa  $D_{exp}$  označen eksperimentalni zapreminski prečnik i on je jednak 50 cm. U slučaju predloženog rješenja dobijen je odnos  $V/U_{1\%} = 1,74D_{exp}$ , što je manje od  $1,99D_{exp}$  koje odgovara Li-Vitingovom sistemu namotaja. Ovaj rezultat se plasirao na drugo mjesto od sedam testiranih sistema u radu [9], gdje je najbolji sistem tetra zavojnica (eng. *Tetracoil*), sa odnosom  $V/U_{1\%} = 1,51D_{exp}$ . Za sve druge poređene sisteme, ova vrijednost je veća od 3.

Tablica 4: Pregledna tablica testiranih sistema korištenih za ocjenu postignutih performansi.

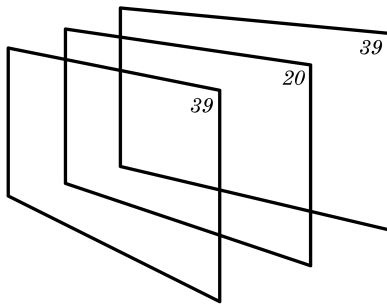
Vrsta sistema	Broj zavojnica	Oblik zavojnica	Broj namotaja	$V/U_{1\%}$
Helmholc	2	kružna	1, 1	8,02
Li-Viting	4	kružna	9, 4, 4, 9	1,99
Merit (3 zavojnice)	3	pravougaona	39, 20, 39	4,86
Merit (4 zavojnice)	4	pravougaona	26, 11, 11, 26	3,24
Rubens	5	pravougaona	19, 4, 10, 4, 19	3,72
Aldred-Skolar	4	pravougaona	21, 11, 11, 21	4,32
Tetra zavojnica	4	kružna	73, 107, 107, 73	1,51



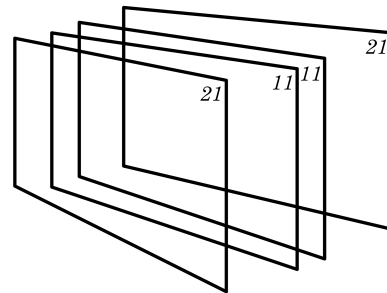
*Helmholtzov sistem*



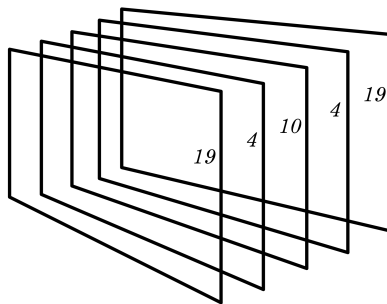
*Li-Vitingov sistem*



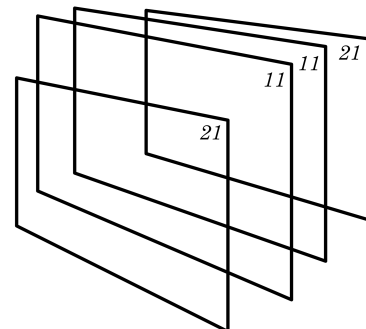
*Meritov sistem sa 3 zavojnice*



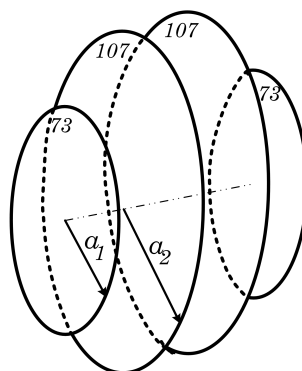
*Meritov sistem sa 4 zavojnice*



*Rubensov sistem*



*Aldred-Skolarov sistem*



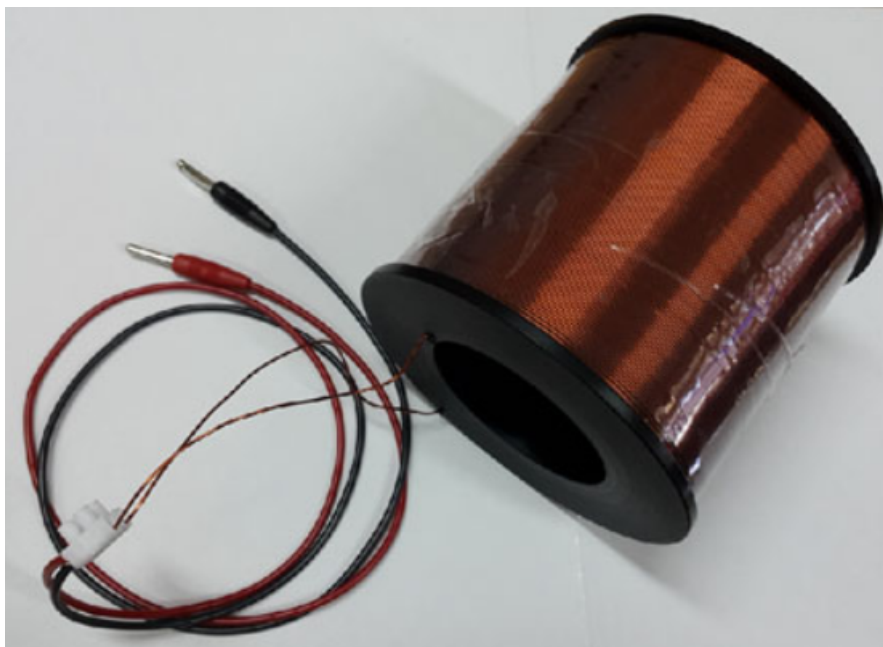
*Sistem tetra zavojnice*

Slika 37: Sistemi zavojnica korišteni za poredenje postignute homogenizacije magnetskog polja kod modifikovanog solenoida.

Navedena evaluacija performansi projektovanog rješenja, te njegovo poređenje sa aktuelnim rješenjima iz oblasti istraživanja potvrđuju kvalitet projektovanog sistema kroz izvedeno istraživanje u okviru ove doktorske disertacije.

### 5.3 Realizacija prototipa novog modela

Nakon teorijske analize i simulacije predloženog metoda za modifikaciju solenoida, te njegovog poređenja sa drugim rješenjima koji za cilj imaju generisanje što homogenijeg magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine, dobijene rezultate potrebno je i eksperimentalno potvrditi. U tu svrhu realizovan je prototip projektovanog modela solenoida čija je fotografija data na Slici 38. Realizacija i testiranje prototipa solenoida sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem izvršena je u laboratoriji Instituta za fiziku u Beogradu.



Slika 38: Prototip projektovanog novog modela solenoida čije su dimenzije:  $R_{in} = 6$  cm,  $L = 12,2$  cm,  $D = 0,66$  cm,  $l = 1,76$  cm,  $d = 1,1$  cm, i debljinom žice od 1,1 mm.

Realizovani prototip projektovanog solenoida je sljedećih dimenzija:  $R_{in} = 6$  cm,  $L = 12,2$  cm,  $D = 0,66$  cm,  $l = 1,76$  cm,  $d = 1,1$  cm. Za namotavanje je korištena bakarna žica prečnika 1 mm, ukupno 1,1 mm sa premazom. Priprema samog eksperimenta ograničena je starom mjernom opremom koja je bila na raspolaganju, te minimalnom debljinom plastičnog nosača za motanje na  $R - d > 3,7$  cm. Stoga, ovako realizovan prototip ne odgovara idealnom rješenju koji odgovara parametrima sa Slike 33. Ove dimenzije najviše odgovaraju primjerima sa Slike 35 i dimenzija  $L/R = 2,0$ ,  $D/R = 0,11$ , koje se dalje koriste za izbor optimalnih odnosa  $l/R = 0,18$  i  $d/R = 2,9$ .

Prilikom izvođenja eksperimenta posmatrano je magnetsko polje na osi solenoida, tj. intenzitet vektora magnetske indukcije u svim tačkama ose. Rezultati dobijeni mjerenjem poređeni su sa rezultatima koji se dobiju analitičkim putem. S obzirom da se tokom eksperimenta poredi intenzitet vektora magnetske indukcije samo na osi solenoida (isključujući tačke unutar eksperimentalne zapremine koje ne pripadaju osi), kao referentni, mogu se koristiti rezultati dobijeni i direktno iz Bio-Savarovog zakona (izraz (42)), te preko eliptičkih integrala prve i druge vrste (izraz (45)). Ova dva rezultata su označena sa "*analitički*" i "*jednostavan numerički*" pristup. Gustina električne struje koja se koristila u ovim proračunima je  $J = 0,821I$ , gdje  $I$  odgovara jačini struje koja se koristila za napajanje prototipa. Mjerenja su izvršena za dvije vrijednosti struje napajanja i to:  $I = 2,4$  A i  $I = 2,0$  A. Simulaciono modelovanje prototipa je, pored samog kalema i plastičnog nosača za motanje, uključivalo i aluminijsku cijev koja se koristi za pozicioniranje sonde prilikom mjerenja koja se izvode. Simulacioni model je izvršen sa  $NI = 979I$ . Rezultati dobijeni simulacijom su označeni sa "*numerički*". Za mjerenje intenziteta vektora magnetske indukcije na osi solenoida prilikom izvođenja samog eksperimenta na prototipu sistema korišten je digitalni teslametar: DTM-151, Group3 Technology, Auckland, New Zealand prikazan na Slici 39, sa rezolucijom od 0,002 mT. Ovi rezultati su naznačeni sa "*mjereni*".

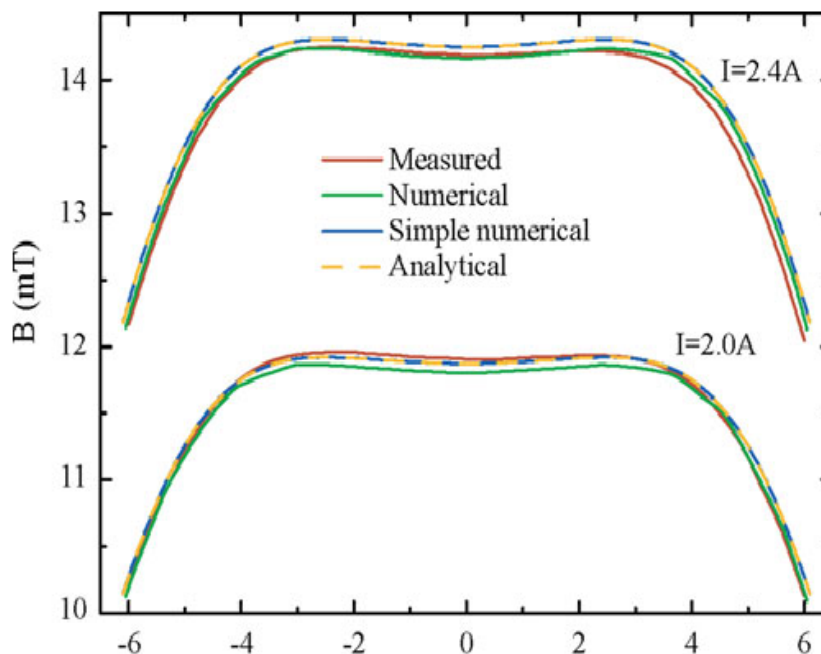


Slika 39: Digitalni teslametar DTM-151, Group3 Technology, Auckland, New Zealand, korišten prilikom izvođenja eksperimenta na realizovanom prototipu sistema. [135]

Poređenje sva četiri mjerna metoda dato je na Slici 40. Kao što se može primijetiti, rezultati za sva četiri mjerna metoda se veoma dobro poklapaju. U opsegu  $-4,4 \leq z \leq 4,4$  maksimalna relativna greška između analitičkih i mjerenih vrijednosti je 0,46% i 1,36% za napajanja od  $I = 2,4$  A i  $I = 2,0$  A, respektivno. Ovim se potvrđuje vjerodostojnost pomenutih metoda za analizu solenoida, te kvalitet predloženog rješenja. Dodatno, u prilog kvalitetu predloženog rješenja za homogenizaciju magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine solenoida govori i činjenica da realizovani prototip



ne odgovara idealnom rješenju, tj. odnosu parametara prikazanim na Slici 33. Stoga, za očekivati je da bi realizacija prototipa sa pomenutim parametrima i prilagodljivijom mjernom opremom dala još bolje rezultate, tj. manju relativnu grešku između analitičkih i mjerenih vrijednosti magnetskog polja na osi solenoida.



Slika 40: Poređenje rezultata homogenizacije magnetskog polja na osi solenoida dobijenih pomoću četiri metoda: analitički (na Slici 40 označeno sa *Analytical*), jednostavno numerički (na Slici 40 označeno sa *Simple numerical*), numerički (na Slici 40 označeno sa *Numerical*) i mjereno (na Slici 40 označeno sa *Measured*). Prilikom realizacije prototipa modifikovanog solenoida korištena su dva različita napajanja od  $I = 2,4$  A i  $I = 2,0$  A.

### 5.3.1 Rezime

Nakon numeričke analize predloženog rješenja solenoida sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem opisane u Poglavlju 5.1, izvršena je njegova simulaciona analiza, te se pristupilo realizaciji prototipa u skladu sa dobijenim parametrima koji treba da daju najbolje rezultate u pogledu postignute homogenizacije magnetskog polja unutar eksperimentalne zapremine i potrošnje energije. U skladu sa raspoloživim tehničkim mogućnostima, tj. ograničenjima koje je nametnula raspoloživa mjerna oprema, prilikom hardverske realizacije prototipa sistema, dimenzije najoptimalnijeg rješenja koje se moglo realizovati, te odgovarajući relativni odnosi parametara za pomenutu realizaciju dati su Tablicom 5. U istoj su navedene i maksimalne relativne greške dobijene na osi solenoida u opsegu  $-4,4 \leq z \leq 4,4$  između analitičkih i mjerenih vrijednosti za dva napajanja ( $I = 2,4$  A i  $I = 2,0$  A).

Tablica 5: Karakteristike realizovanog prototipa solenoida sa unutrašnjim, dodatnim pravougaonim namotajem i poređenje rezultata dobijenih različitim metrološkim analizama.

Parametar	Vrijednost [mm]	Relativni odnos	Vrijednost
$R$	60	$L/R$	2,00
$L$	122	$D/R$	0,11
$D$	6,6	$l/R$	0,18
$l$	17,6	$d/R$	2,90
$d$	11	<b>Jačina struje [A]</b>	<b>Maks. relativna greška</b>
Debljina žice	1,1	2,0 (2,4)	1,36 % (0,46 %)

Realizacijom prototipa predloženog rješenja, njegovim testiranjem, te poređenjem dobijenih rezultata postignute homogenizacije magnetskog polja na osi solenoida koje je opisano u Odjeljku 5.3, potvrđeni su ranije dobijeni rezultati numeričkom i simulacionom metodom. Izvedena analiza pokazala je kvalitet predloženog rješenja, jer je za realizovani prototip najveća izmjerena relativna greška između analitičke i mjerene vrijednosti 1,36% dobijena za napajanje od  $I = 2,0$  A. S obzirom da je raspoloživa stara mjerna oprema ograničavala hardversku realizaciju, te da prototip u potpunosti ne odgovara idealnom rješenju sa parametrima ilustrovanim na Slici 33, prilikom kasnije hardverske realizacije po zadatim preporukama mogu se očekivati još bolji rezultati, tj. da relativna greška izmjerenih vrijednosti magnetskog polja optimalnog prototipa u odnosu na rezultate dobijene analitičkim putem bude još manja.

## 6 ZAKLJUČAK

U ovoj disertaciji izvršeno je projektovanje i optimizacija osnovne konfiguracije solenoida u svrhu homogenizacije elektromagnetskog polja kako bi se isti primijenio u daljnim istraživanjima iz oblasti primjene elektromagnetskih polja u biomedicinske svrhe, te kasnije i u samoj dijagnostici i liječenju različitih oboljenja. Postignuta homogenizacija je analizirana kako na osi solenoida, tako i u cijeloj eksperimentalnoj zapremini. Metrološkom analizom prikupljenih podataka izvršeno je poređenje dobijenih rezultata kroz numeričku i simulacionu metodu. Predloženo je novo rješenje, *solenoid sa unutrašnjim, pravougaonim dodatnim namotajem*, koje je poređeno sa drugim aktuelnim sistemima za generisanje homogenog elektromagnetskog polja u eksperimentalnoj zapremini. Metrološkom analizom utvrđene su brojne prednosti novog rješenja. Iste se ogledaju u:

- jednostavnosti projektovanog sistema (projektovani sistem se sastoji samo od solenoida poluprečnika  $R$ , dimenzija  $D$  i  $L$  koji na svojim krajevima ima dodatne namotaje dimenzija  $d$  i  $l$ ), bez dodatnih segmenata sistema,
- mogućnost primjene predloženog rješenja za različite dimenzije zahtijevanih eksperimentalnih zapremina, tj. primjena u što više aplikacija (optimalan solenoid projektovan za relativne odnose dimenzija  $L/R$ ,  $D/R$ ,  $l/R$ ,  $d/R$ ),
- prilikom projektovanja ispoštovan je inženjerski pristup koji zahtjeva što manju potrošnju električne energije, što je od velike važnosti za kasniju hardversku realizaciju sistema.

Takođe, u okviru metrološke analize dobijenih rezultata numeričkim putem analizirana je i greška koju unosi primjena eliptičkih integrala prve i druge vrste, a koji su neophodni prilikom numeričke analize jer se homogenizacija zahtjeva u cijeloj eksperimentalnoj zapremini solenoida, a ne samo na njegovoj osi. Analiza je vršena za različite stepene aproksimacije polinoma ( $n = 3, 4, 5$ ) kojim se predstavljaju ovih integrali, a poređena je postignuta preciznost, te zahtijevani računarski resursi za svako  $n$ . Utvrđeno je da je dovoljan nivo aproksimacije stepena  $n = 3$ , te da viši stepeni aproksimacije polinoma unose relativno malu grešku prilikom numeričkih proračuna (najviše reda  $10^{-6}$ ), što je bilo i očekivano na osnovu teorijskih znanja. Primjenom navedenih saznanja mogu se izvršiti znatne uštede u pogledu zahtijevanih računarski resursa.

Dobijeni rezultati numeričkim putem sa relativnim odnosima dimenzija za predloženi optimalan solenoid potvrđeni su i simulacionom metodom. Kako kasnija hardverska realizacija zahtjeva mogućnost da se tkivo/dobrovoljac postavi unutar solenoida, projektovano rješenje razdvojeno je na dva zasebna segmenta. Ovo dovodi do dodatnih prednosti projektovanog rješenja, a to je mogućnost odvojenog napajanja dva segmenta čime se u

zavisnosti od zahtijevanih uslova eksperimenta, odnosno terapije u eksperimentalnoj zapremini može generisati homogenu ili gradijentno polje.

Isto tako, vršeno je poređenje postignute homogenizacije elektromagnetskog polja projektovanog sistema u njegovoj eksperimentalnoj zapremini sa rezultatima koji se dobijaju ranije predloženim, aktuelnim sistemima, te je pokazano da je dobijena uniformnost polja uporediva sa najboljim rezultatima, poznatim iz literature.

Još jedan od doprinosa ove disertacije je realizacija prototipa projektovanog solenoida. Izvršenim testiranjem su potvrđeni rezultati dobijeni numeričkom i simulacionom analizom. Ograničenja u pogledu raspoložive mjerne opreme u laboratoriji, spriječila su realizaciju prototipa za optimalan odnos relativnih dimenzija solenoida, te se primjenom istih može hardverski realizovati sistem sa još boljim performansama.

Pravci budućeg rada su usmjereni prema realizaciji hardverskog rješenja projektovanog solenoida sa optimalnim odnosima relativnih dimenzija predloženim u disertaciji, te evaluaciji dobijenih rezultata. U skladu sa raspoloživim laboratorijskim resursima, potrebno je hardverski realizovati više sistema koji će obezbjediti zahtijevanu eksperimentalnu zapreminu za primjenu u različitim aplikacijama, te metrološkom analizom postignutih performansi potvrditi do sada dobijene rezultate.

## Literatura

- [1] T. Lin, L. Wan, X. Qi, W. Shi, and J. Lin, “A moderate static magnetic field enhances trail-induced apoptosis by the inhibition of cdc2 and subsequent downregulation of survivin in human breast carcinoma cells,” *Bioelectromagnetics*, vol. 35, no. 5, pp. 337–346, 2014.
- [2] K. Zhang, W. Chen, T. Bu, H. Qi, R. Sun, and X. He, “Decreased p-glycoprotein is associated with the inhibitory effects of static magnetic fields and cisplatin on k562 cells,” *Bioelectromagnetics*, vol. 35, no. 6, pp. 437–443, 2014.
- [3] Y. Li, L.-Q. Song, M. Q. Chen, Y.-M. Zhang, J. Li, X.-Y. Feng, W. Li, W. Guo, G. Jia, H. Wang *et al.*, “Low strength static magnetic field inhibits the proliferation, migration, and adhesion of human vascular smooth muscle cells in a restenosis model through mediating integrins  $\beta$ 1-fak, ca 2+ signaling pathway,” *Annals of biomedical engineering*, vol. 40, no. 12, pp. 2611–2618, 2012.
- [4] H. Jo and H. Cha, “Sequence control verification of a central solenoid converter for nuclear fusion reactors by using a hardware-in-the-loop,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 64, no. 9, pp. 6864–6873, 2017.
- [5] X. Zhao, L. Li, J. Song, C. Li, and X. Gao, “Linear control of switching valve in vehicle hydraulic control unit based on sensorless solenoid position estimation,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 63, no. 7, pp. 4073–4085, 2016.
- [6] K. J. Smith, D. J. Graham, and J. A. Neasham, “Design and optimization of a voice coil motor with a rotary actuator for an ultrasound scanner,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 62, no. 11, pp. 7073–7078, 2015.
- [7] D. E. Bordelon, R. C. Goldstein, V. S. Nemkov, A. Kumar, J. K. Jackowski, T. L. DeWeese, and R. Ivkov, “Modified solenoid coil that efficiently produces high amplitude ac magnetic fields with enhanced uniformity for biomedical applications,” *IEEE transactions on magnetics*, vol. 48, no. 1, pp. 47–52, 2011.
- [8] R. Beiranvand, “Effects of the winding cross-section shape on the magnetic field uniformity of the high field circular helmholtz coil systems,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 64, no. 9, pp. 7120–7131, 2017.
- [9] G. Gottardi, P. Mesirca, C. Agostini, D. Remondini, and F. Bersani, “A four coil exposure system (tetracoil) producing a highly uniform magnetic field,” *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, vol. 24, no. 2, pp. 125–133, 2003.

- [10] R. Merritt, C. Purcell, and G. Stroink, "Uniform magnetic field produced by three, four, and five square coils," *Review of Scientific Instruments*, vol. 54, no. 7, pp. 879–882, 1983.
- [11] M. Amenomori, Y. Bao, X. Bi, D. Chen, T. Chen, W. Chen, X. Chen, Y. Chen, S. Cui, L. Ding *et al.*, "First detection of photons with energy beyond 100 tev from an astrophysical source," *Physical review letters*, vol. 123, no. 5, p. 051101, 2019.
- [12] D. Attwood, "Soft x-rays and extreme ultraviolet radiation, chapter 9," 1999.
- [13] H. Törmä, B. Berne, and A. Vahlquist, "Uv irradiation and topical vitamin a modulate retinol esterification in hairless mouse epidermis." *Acta dermato-venereologica*, vol. 68, no. 4, pp. 291–299, 1988.
- [14] C. Bernstein, H. Bernstein, C. M. Payne, and H. Garewal, "Dna repair/pro-apoptotic dual-role proteins in five major dna repair pathways: fail-safe protection against carcinogenesis," *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, vol. 511, no. 2, pp. 145–178, 2002.
- [15] C. CIE, "International lighting vocabulary," *CIE 17.4-1987*, 1987.
- [16] N. Rathee, A. Malik, and S. Nagpal, "Transmission of numeric data and voice using light fidelity (lifi) technology," *International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology (IJRASET)*, ISSN: 2321–9653, vol. 2, no. 10, pp. 149–153, 2014.
- [17] R. Chlaoua, A. Meraoumia, M. Korichi, and K. Aiadi, "Visible spectrum bands of palmprint image for a robust biometric identification system," in *2016 International Conference on Information Technology for Organizations Development (IT4OD)*. IEEE, 2016, pp. 1–4.
- [18] G. H. Smith, "Camera lenses: From box camera to digital (spie press monograph vol. pm158)(press monograph)." SPIE-International Society for Optical Engineering, 2006.
- [19] D. H. Sliney, R. T. Wangemann, J. K. Franks, and M. L. Wolbarsht, "Visual sensitivity of the eye to infrared laser radiation," *JOSA*, vol. 66, no. 4, pp. 339–341, 1976.
- [20] D. K. Lynch, W. C. Livingston, and W. Livingston, *Color and light in nature*. Cambridge University Press, 2001.
- [21] M. C. Dash, *Fundamentals of ecology*. Tata McGraw-Hill Education, 2001.
- [22] J. Saidman, "Sur la visibilité de l'ultraviolet jusqu'à la longueur de l'onde 3130 à 313 nm," *CR Hebd Séances Acad Sci*, vol. 196, pp. 1537–1539, 1933.

- [23] W. M. Haynes, *CRC handbook of chemistry and physics*. CRC press, 2014.
- [24] R. Henderson, "Wavelength considerations," *Instituts fr Umform-und Hochleistungs*. Retrieved on, pp. 10–18, 2007.
- [25] B. ISO, "20473: 2007 optics and photonics," *Spectral bands*, p. 10, 2007.
- [26] I. Staff, "Near, mid and far-infrared," *NASA ipac*. Retrieved on, pp. 04–04, 2007.
- [27] J. Byrnes, *Unexploded ordnance detection and mitigation*. Springer Science & Business Media, 2008.
- [28] J. L. Miller, *Principles of infrared technology*. Springer, 1994.
- [29] R. Ramaswami, "Optical fiber communication: from transmission to networking," *IEEE Communications Magazine*, vol. 40, no. 5, pp. 138–147, 2002.
- [30] R. T. Hitchcock, *Radio-frequency and microwave radiation*. AIHA, 2004.
- [31] S. Kumar and S. Shukla, *Concepts and Applications of MICROWAVE ENGINEERING*. PHI Learning Pvt. Ltd., 2014.
- [32] G. A. Jones, D. H. Layer, and T. G. Osenkowsky, *National association of broadcasters engineering handbook: NAB engineering handbook*. Taylor & Francis, 2013.
- [33] D. M. Pozar, *Microwave engineering*. John wiley & sons, 2009.
- [34] R. Sorrentino and G. Bianchi, *Microwave and RF engineering*. John Wiley & Sons, 2010, vol. 1.
- [35] C. A. Altgelt, "The world's largest 'radio'station," *accessed from internet*, 2005.
- [36] N. Friedman, *The naval institute guide to world naval weapon systems*. Naval Institute Press, 2006.
- [37] L. A. Belov, S. M. Smolskiy, and V. N. Kochemasov, *Handbook of RF, microwave, and millimeter-wave components*. Artech house, 2012.
- [38] R. G. Gould *et al.*, "The laser, light amplification by stimulated emission of radiation," in *The Ann Arbor conference on optical pumping, the University of Michigan*, vol. 15, no. 128, 1959, p. 92.
- [39] W. H. Organization *et al.*, *Extremely low frequency fields*. World Health Organization, 2007.
- [40] A. Ahlbom, N. Day, M. Feychting, E. Roman, J. Skinner, J. Dockerty, M. Linet, M. McBride, J. Michaelis, J. Olsen *et al.*, "A pooled analysis of magnetic fields and childhood leukaemia," *British journal of cancer*, vol. 83, no. 5, pp. 692–698, 2000.

- [41] L. I. Kheifets, A. A. Afifi, P. A. Buffler, and Z. W. Zhang, "Occupational electric and magnetic field exposure and brain cancer: a meta-analysis," *Journal of occupational and environmental medicine*, vol. 37, no. 12, pp. 1327–1341, 1995.
- [42] J. Jackson, "Are the stray 60-hz electromagnetic fields associated with the distribution and use of electric power a significant cause of cancer?" *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 89, no. 8, pp. 3508–3510, 1992.
- [43] J. Swanson, "Long-term variations in the exposure of the population of england and wales to power-frequency magnetic fields," *Journal of Radiological Protection*, vol. 16, no. 4, p. 287, 1996.
- [44] E. Petridou, C.-C. Hsieh, Y. Skalkidis, N. Toupadaki, and Y. Athanassopoulos, "Suggestion of concomitant changes of electric power consumption and childhood leukemia in greece," *Scandinavian journal of social medicine*, vol. 21, no. 4, pp. 281–285, 1993.
- [45] M. Feychting, U. Forssén, and B. Floderus, "Occupational and residential magnetic field exposure and leukemia and central nervous system tumors," *Epidemiology*, pp. 384–389, 1997.
- [46] O. P. Gandhi and J.-Y. Chen, "Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models," *Bioelectromagnetics*, vol. 13, no. S1, pp. 43–60, 1992.
- [47] P. Dimbylow, "Development of the female voxel phantom, naomi, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 50, no. 6, p. 1047, 2005.
- [48] T. W. Dawson, J. De Moerloose, and M. A. Stuchly, "Comparison of magnetically induced elf fields in humans computed by fdtd and scalar potential fd codes," in *1996 Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics*. IEEE, 1996, pp. 443–446.
- [49] D. Jones, "A realistic anthropomorphic phantom for calculating organ doses arising from external photon irradiation," *Radiation protection dosimetry*, vol. 72, no. 1, pp. 21–29, 1997.
- [50] R. K. Adair, "Biological responses to weak 60-hz electric and magnetic fields must vary as the square of the field strength," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 91, no. 20, pp. 9422–9425, 1994.
- [51] R. D. Saunders and J. G. Jefferys, "Weak electric field interactions in the central nervous system," *Health physics*, vol. 83, no. 3, pp. 366–375, 2002.



- [52] W. H. Organization, I. R. P. Association *et al.*, “Electromagnetic fields (300 hz to 300 ghz)-environmental health criteria 137,” 1993.
- [53] N. Leitgeb, J. Schröttner, and R. Cech, “Electric current perception of the general population including children and the elderly,” *Journal of medical engineering & technology*, vol. 29, no. 5, pp. 215–218, 2005.
- [54] S. M. Fitzpatrick and D. L. Rothman, “Meeting report: transcranial magnetic stimulation and studies of human cognition,” *Journal of cognitive neuroscience*, vol. 12, no. 4, pp. 704–709, 2000.
- [55] E. M. Wassermann, “Risk and safety of repetitive transcranial magnetic stimulation: report and suggested guidelines from the international workshop on the safety of repetitive transcranial magnetic stimulation, june 5–7, 1996,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, vol. 108, no. 1, pp. 1–16, 1998.
- [56] D. Attwell, “Interaction of low frequency electric fields with the nervous system: the retina as a model system,” *Radiation protection dosimetry*, vol. 106, no. 4, pp. 341–348, 2003.
- [57] M. Taki, Y. Suzuki, and K. Wake, “Dosimetry considerations in the head and retina for extremely low frequency electric fields,” *Radiation protection dosimetry*, vol. 106, no. 4, pp. 349–356, 2003.
- [58] K. Wake, T. Tanaka, M. Kawasumi, and M. Taki, “Induced current density distribution in a human related to magnetophosphenes,” *IEEEJ Transactions on Fundamentals and Materials*, vol. 118, no. 7-8, pp. 806–811, 1998.
- [59] C. Gabriel, S. Gabriel, and y. E. Corthout, “The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey,” *Physics in medicine & biology*, vol. 41, no. 11, p. 2231, 1996.
- [60] T. Asanova, “The state of health of persons working in the electric field of outdoor 400 and 500 kv switeyards,” *Gig. Trud., Prof., Zabol.*, vol. 10, pp. 50–52, 1966.
- [61] C. Poole, R. Kavet, D. P. Funch, K. Donelan, J. M. Charry, and N. A. Dreyer, “Depressive symptoms and headaches in relation to proximity of residence to an alternating-current transmission line right-of-way,” *American Journal of Epidemiology*, vol. 137, no. 3, pp. 318–330, 1993.
- [62] D. A. Savitz and C. V. Ananth, “Residential magnetic fields, wire codes, and pregnancy outcome,” *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, vol. 15, no. 3, pp. 271–273, 1994.

- [63] S. McMahan, J. Ericson, and J. Meyer, “Depressive symptomatology in women and residential proximity to high-voltage transmission lines,” *American journal of epidemiology*, vol. 139, no. 1, pp. 58–63, 1994.
- [64] P. K. Verkasalo, J. Kaprio, J. Varjonen, K. Romanov, K. Heikkilä, and M. Koskenvuo, “Magnetic fields of transmission lines and depression,” *American Journal of Epidemiology*, vol. 146, no. 12, pp. 1037–1045, 1997.
- [65] R. Matthes, A. F. McKinlay, J. H. Bernhardt, P. Vecchia, and B. Veyret, “Exposure to static and low frequency electromagnetic fields, biological effects and health consequences (0-100 khz). review of the scientific evidence on dosimetry, biological effects, epidemiological observations, and health consequences concerning exposure to static and low frequency electromagnetic fields (0-100 khz),” 2003.
- [66] D. Baris, B. G. Armstrong, J. Deadman, and G. Theriault, “A case cohort study of suicide in relation to exposure to electric and magnetic fields among electrical utility workers.” *Occupational and Environmental Medicine*, vol. 53, no. 1, pp. 17–24, 1996.
- [67] —, “A mortality study of electrical utility workers in québec.” *Occupational and environmental medicine*, vol. 53, no. 1, pp. 25–31, 1996.
- [68] S. Johnsen and K. J. Lohmann, “Magnetoreception in animals feature article,” *Physics Today*, vol. 61, no. 3, p. 29, 2008.
- [69] M. McDowall, “Mortality of persons resident in the vicinity of electricity transmission facilities,” *British journal of cancer*, vol. 53, no. 2, pp. 271–279, 1986.
- [70] E. Van Wijngaarden, D. A. Savitz, R. C. Kleckner, J. Cai, and D. Loomis, “Exposure to electromagnetic fields and suicide among electric utility workers: a nested case-control study,” *Occupational and environmental medicine*, vol. 57, no. 4, pp. 258–263, 2000.
- [71] R. G. Stevens, “Electric power use and breast cancer: a hypothesis,” *Am. J. Epidemiol.:(United States)*, vol. 125, no. 4, 1987.
- [72] N. Håkansson, P. Gustavsson, C. Johansen, and B. Floderus, “Neurodegenerative diseases in welders and other workers exposed to high levels of magnetic fields,” *Epidemiology*, pp. 420–426, 2003.
- [73] D. A. Savitz, D. Liao, A. Sastre, R. C. Kleckner, and R. Kavet, “Magnetic field exposure and cardiovascular disease mortality among electric utility workers,” *American Journal of Epidemiology*, vol. 149, no. 2, pp. 135–142, 1999.
- [74] N. Wertheimer and E. Leeper, “Electrical wiring configurations and childhood cancer,” *American journal of epidemiology*, vol. 109, no. 3, pp. 273–284, 1979.

- [75] L. Ries, M. Eisner, C. Kosary, B. Hankey, B. Miller, L. Clegg, and B. Edwards, “Seer cancer statistics review, 1973–1998. Bethesda, md: National cancer institute, 2001,” *Under-representation of elderly patients in clinical trials*, vol. 271, pp. 463–88, 2016.
- [76] M. Greaves and F. Alexander, “An infectious etiology for common acute lymphoblastic leukemia in childhood?” *Leukemia*, vol. 7, no. 3, pp. 349–360, 1993.
- [77] S. Milham and E. M. Ossiander, “Historical evidence that residential electrification caused the emergence of the childhood leukemia peak,” *Medical Hypotheses*, vol. 56, no. 3, pp. 290–295, 2001.
- [78] S. Yamaguchi, M. Ogiue-Ikeda, M. Sekino, and S. Ueno, “Effects of magnetic stimulation on tumors and immune functions,” *IEEE transactions on magnetics*, vol. 41, no. 10, pp. 4182–4184, 2005.
- [79] S. Barzelai, A. Dayan, M. S. Feinberg, R. Holbova, S. Laniado, and M. Scheinowitz, “Electromagnetic field at 15.95–16 hz is cardio protective following acute myocardial infarction,” *Annals of biomedical engineering*, vol. 37, no. 10, pp. 2093–2104, 2009.
- [80] M. Misakian, A. R. Sheppard, D. Krause, M. E. Frazier, and D. L. Miller, “Biological, physical, and electrical parameters for in vitro studies with elf magnetic and electric fields: a primer,” *Bioelectromagnetics*, vol. 14, no. S2, pp. 1–73, 1993.
- [81] F. Tao, F. Fu, F. You, Z. Ji, J. Wen, X. Shi, X. Dong, and M. Yang, “The correlation between dielectric properties and microstructure of femoral bone in rats with different bone qualities,” *Annals of biomedical engineering*, vol. 42, no. 6, pp. 1238–1249, 2014.
- [82] X.-L. Chen, S. Benkler, N. Chavannes, V. De Santis, J. Bakker, G. Van Rhoon, J. Mosig, and N. Kuster, “Analysis of human brain exposure to low-frequency magnetic fields: A numerical assessment of spatially averaged electric fields and exposure limits,” *Bioelectromagnetics*, vol. 34, no. 5, pp. 375–384, 2013.
- [83] V. Di Lazzaro, F. Capone, F. Apollonio, P. A. Borea, R. Cadossi, L. Fassina, C. Grassi, M. Liberti, A. Paffi, M. Parazzini *et al.*, “A consensus panel review of central nervous system effects of the exposure to low-intensity extremely low-frequency magnetic fields,” *Brain stimulation*, vol. 6, no. 4, pp. 469–476, 2013.
- [84] A. Legros, P. Gaillot, and A. Beuter, “Transient effect of low-intensity magnetic field on human motor control,” *Medical engineering & physics*, vol. 28, no. 8, pp. 827–836, 2006.
- [85] I. Tasset, A. Pérez-Herrera, F. J. Medina, Ó. Arias-Carrión, R. Drucker-Colín, and I. Túnez, “Extremely low-frequency electromagnetic fields activate the antioxidant pathway nrf2 in a huntington’s disease-like rat model,” *Brain stimulation*, vol. 6, no. 1, pp. 84–86, 2013.

- [86] D. Geng, G. Xu, X. Zhang, L. Xing, H. Guo, W. Yan, and Y. Wang, “Effects of electromagnetic field of uhv transmission lines exposure on testis tissue in mice,” *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 45, no. 10, pp. 4853–4856, 2009.
- [87] H.-W. Cho, S.-N. Kim, K. K. Kim, K. Kim, and K.-J. Kim, “Pulsed electromagnetic fields stimulate cellular proliferation in different types of cells,” *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 52, no. 7, pp. 1–4, 2016.
- [88] A. D. Rosen, “Mechanism of action of moderate-intensity static magnetic fields on biological systems,” *Cell biochemistry and biophysics*, vol. 39, no. 2, pp. 163–173, 2003.
- [89] J. F. Schenck, “Safety of strong, static magnetic fields,” *Journal of magnetic resonance imaging*, vol. 12, no. 1, pp. 2–19, 2000.
- [90] B. Brocklehurst and K. A. McLauchlan, “Free radical mechanism for the effects of environmental electromagnetic fields on biological systems,” *International journal of radiation biology*, vol. 69, no. 1, pp. 3–24, 1996.
- [91] C. T. Rodgers, “Magnetic field effects in chemical systems,” *Pure and Applied Chemistry*, vol. 81, no. 1, pp. 19–43, 2009.
- [92] K. Maeda, A. J. Robinson, K. B. Henbest, H. J. Hogben, T. Biskup, M. Ahmad, E. Schleicher, S. Weber, C. R. Timmel, and P. Hore, “Magnetically sensitive light-induced reactions in cryptochrome are consistent with its proposed role as a magnetoreceptor,” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 109, no. 13, pp. 4774–4779, 2012.
- [93] L. Potenza, C. Martinelli, E. Polidori, S. Zeppa, C. Calcabrini, L. Stocchi, P. Sestili, and V. Stocchi, “Effects of a 300 mt static magnetic field on human umbilical vein endothelial cells,” *Bioelectromagnetics*, vol. 31, no. 8, pp. 630–639, 2010.
- [94] M. Crasson, J.-J. Legros, P. Scarpa, and W. Legros, “50 hz magnetic field exposure influence on human performance and psychophysiological parameters: Two double-blind experimental studies,” *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, vol. 20, no. 8, pp. 474–486, 1999.
- [95] T. Yamamoto, Y. Nagayama, and M. Tamura, “A blood-oxygenation-dependent increase in blood viscosity due to a static magnetic field,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 49, no. 14, p. 3267, 2004.
- [96] M. Capstick, P. Schär, D. Schuermann, A. Romann, and N. Kuster, “Elf exposure system for live cell imaging,” *Bioelectromagnetics*, vol. 34, no. 3, pp. 231–239, 2013.

- [97] I. Montanari, "Optimal design of a system for large in vivo experiments on the effects of 50-hz magnetic fields," *IEEE transactions on magnetics*, vol. 39, no. 3, pp. 1823–1826, 2003.
- [98] R. Lodato, C. Merla, R. Pinto, S. Mancini, V. Lopresto, and G. A. Lovisolo, "Complex magnetic field exposure system for in vitro experiments at intermediate frequencies," *Bioelectromagnetics*, vol. 34, no. 3, pp. 211–219, 2013.
- [99] T. Shigemitsu, T. Negishi, K. Yamazaki, Y. Kawahara, A. Haga, K. Kobayashi, and K. Muramatsu, "A newly designed and constructed 20 khz magnetic field exposure facility for in vivo study," *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, vol. 30, no. 1, pp. 36–44, 2009.
- [100] J. Schuderer, W. Oesch, N. Felber, D. Spät, and N. Kuster, "In vitro exposure apparatus for elf magnetic fields," *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, vol. 25, no. 8, pp. 582–591, 2004.
- [101] A. Fujita, Y. Kawahara, S. Inoue, and H. Omori, "Development of a higher power intermediate-frequency magnetic field exposure system for in vitro studies," *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, vol. 31, no. 2, pp. 156–163, 2010.
- [102] V. Novickij, A. Grainys, J. Novickij, and A. Lucinskis, "Programmable pulsed magnetic field system for biological applications," *IEEE transactions on magnetics*, vol. 50, no. 11, pp. 1–4, 2014.
- [103] P. Rastogi, R. Hadimani, and D. Jiles, "Investigation of coil designs for transcranial magnetic stimulation on mice," *IEEE Transactions on Magnetism*, vol. 52, no. 7, pp. 1–4, 2016.
- [104] Q. Deng, J. Liu, D. Czarkowski, M. K. Kazimierczuk, M. Bojarski, H. Zhou, and W. Hu, "Frequency-dependent resistance of litz-wire square solenoid coils and quality factor optimization for wireless power transfer," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 63, no. 5, pp. 2825–2837, 2016.
- [105] M. W. Kennedy, S. Akhtar, J. A. Bakken, and R. E. Aune, "Empirical verification of a short-coil correction factor," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 61, no. 5, pp. 2573–2583, 2013.
- [106] V. Prasanth and P. Bauer, "Distributed ipt systems for dynamic powering: Misalignment analysis," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 61, no. 11, pp. 6013–6021, 2014.

- [107] I. Dülk and T. Kováčsházy, “Parameter estimation in linear electromagnetic devices,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 62, no. 6, pp. 3619–3628, 2014.
- [108] A. P. Colbert, H. Wahbeh, N. Harling, E. Connelly, H. C. Schiffke, C. Forsten, W. L. Gregory, M. S. Markov, J. J. Souder, P. Elmer *et al.*, “Static magnetic field therapy: a critical review of treatment parameters,” *Evidence-based complementary and alternative medicine*, vol. 6, no. 2, pp. 133–139, 2009.
- [109] J. Bakker, M. Paulides, E. Neufeld, A. Christ, X. Chen, N. Kuster, and G. Van Rhoon, “Children and adults exposed to low-frequency magnetic fields at the icnirp reference levels: theoretical assessment of the induced electric fields,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 57, no. 7, p. 1815, 2012.
- [110] C. Calderón, D. Addison, T. Mee, R. Findlay, M. Maslanyj, E. Conil, H. Kromhout, A.-k. Lee, M. R. Sim, M. Taki *et al.*, “Assessment of extremely low frequency magnetic field exposure from gsm mobile phones,” *Bioelectromagnetics*, vol. 35, no. 3, pp. 210–221, 2014.
- [111] M. A. Fuentes, A. Trakic, S. J. Wilson, and S. Crozier, “Analysis and measurements of magnetic field exposures for healthcare workers in selected mr environments,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 4, pp. 1355–1364, 2008.
- [112] M.-C. Gosselin, S. Kühn, and N. Kuster, “Experimental and numerical assessment of low-frequency current distributions from umts and gsm mobile phones,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 58, no. 23, p. 8339, 2013.
- [113] I. Laakso, S. Kännälä, and K. Jokela, “Computational dosimetry of induced electric fields during realistic movements in the vicinity of a 3 t mri scanner,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 58, no. 8, p. 2625, 2013.
- [114] P. Roivainen, T. Eskelinen, K. Jokela, and J. Juutilainen, “Occupational exposure to intermediate frequency and extremely low frequency magnetic fields among personnel working near electronic article surveillance systems,” *Bioelectromagnetics*, vol. 35, no. 4, pp. 245–250, 2014.
- [115] I. D. Milovanovich, S. Ćirković, S. R. De Luka, D. M. Djordjevich, A. Ž. Ilić, T. Popović, A. Arsić, D. D. Obradović, D. Oprić, J. L. Ristić-Djurović *et al.*, “Homogeneous static magnetic field of different orientation induces biological changes in subacutely exposed mice,” *Environmental Science and Pollution Research*, vol. 23, no. 2, pp. 1584–1597, 2016.
- [116] D. Todorović, V. Perić-Mataruga, D. Mirčić, J. Ristić-Djurović, Z. Prolić, B. Petković, and T. Savić, “Estimation of changes in fitness components and antioxidant defense of *drosophila subobscura* (insecta, diptera) after exposure to 2.4 t strong

- static magnetic field,” *Environmental Science and Pollution Research*, vol. 22, no. 7, pp. 5305–5314, 2015.
- [117] S. Amara, T. Douki, C. Garel, A. Favier, M. Sakly, K. B. Rhouma, and H. Abdelmelek, “Effects of static magnetic field exposure on antioxidative enzymes activity and dna in rat brain.” *General physiology and biophysics*, vol. 28, no. 3, pp. 260–265, 2009.
- [118] A. Csillag, B. V. Kumar, K. Szabó, M. Szilasi, Z. Papp, M. E. Szilasi, K. Pázmándi, I. Boldogh, É. Rajnavölgyi, A. Bácsi *et al.*, “Exposure to inhomogeneous static magnetic field beneficially affects allergic inflammation in a murine model,” *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 11, no. 95, p. 20140097, 2014.
- [119] D. M. Djordjevic, S. R. De Luka, I. D. Milovanovich, S. Janković, S. Stefanović, S. Vesković-Moračanin, S. Ćirković, A. Ž. Ilić, J. L. Ristić-Djurović, and A. M. Trbovich, “Hematological parameters’ changes in mice subchronically exposed to static magnetic fields of different orientations,” *Ecotoxicology and environmental safety*, vol. 81, pp. 98–105, 2012.
- [120] A. Djordjevic, *Osnovi elektrotehnike, 3. deo, Elektromagnetizam*. Akademska Misao, 2007.
- [121] B. Popovic, “Elektromagnetika,” 1985.
- [122] Wikipedia, “Helmholtz coil — Wikipedia, the free encyclopedia,” <http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Helmholtz%20coil&oldid=948158391>, 2020, [Online; accessed 30-June-2020].
- [123] “Directvacuum.com - providing quality and affordable tools to facilitate cutting edge nanotechnology.” <http://www.directvacuum.com/shopdisplayproducts.asp?search=yes>, (Accessed on 06/30/2020).
- [124] “Helmholtz coils (field standards),” [https://www.lakeshore.com/products/categories/overview/products/helmholtz-and-search-coils/helmholtz-coils-\(field-standards\)](https://www.lakeshore.com/products/categories/overview/products/helmholtz-and-search-coils/helmholtz-coils-(field-standards)), (Accessed on 06/30/2020).
- [125] J. L. Kirschvink, “Uniform magnetic fields and double-wrapped coil systems: Improved techniques for the design of bioelectromagnetic experiments,” *Bioelectromagnetics*, vol. 13, no. 5, pp. 401–411, 1992.
- [126] F. Achard, “James clerk maxwell, a treatise on electricity and magnetism, (1873),” in *Landmark Writings in Western Mathematics 1640-1940*. Elsevier, 2005, pp. 564–587.

- [127] G. E. Lee-Whiting, "Uniform magnetic fields," *Atomic Energy of Canada, Ltd., Chalk River Project Research and Development*, vol. Report CRT-673, 2 1957.
- [128] J. C. Alldred and I. Scollar, "Square cross section coils for the production of uniform magnetic fields," *Journal of Scientific Instruments*, vol. 44, no. 9, pp. 755–760, sep 1967.
- [129] J. F. Schenck, M. A. Hussain, and W. A. Edelstein, "Transverse gradient field coils for nuclear magnetic resonance imaging," Feb. 24 1987, uS Patent 4,646,024.
- [130] S. Hidalgo-Tobon, "Theory of gradient coil design methods for magnetic resonance imaging," *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, vol. 36, no. 4, pp. 223–242, 2010.
- [131] R. Pascone, T. Vullo, P. Cahill, and A. Tankhiwale, "Theoretical and experimental analysis of magnetic field gradients for mri," in *1993 IEEE Conference Record Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*. IEEE, 1993, pp. 1349–1353.
- [132] M. J. Golay, "Magnetic field control apparatus," Jun. 2 1970, uS Patent 3,515,979.
- [133] F. Schmitt, "The gradient system. understanding gradients from an em perspective:(gradient linearity, eddy currents, maxwell terms & peripheral nerve stimulation)," in *Int Soc Magn Reson Med*, vol. 21, 2013, pp. 159–172.
- [134] J. L. Ristić-Djurović, S. Ćirković, and A. Ž. Ilić, "Magnet with uncoupled combined functions," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 60, no. 6, pp. 4618–4626, 2013.
- [135] "Dtm-151 digital teslameter, Group3 Accelerating Innovation." [Online]. Available: <https://www.group3technology.com/product-page/dtm-151>



# PRILOG

## 1. MATLAB<sup>®</sup> kod

Programski kod napisan u MATLAB<sup>®</sup>-u za računanje intenziteta vektora magnetske indukcije koju stvara kružna provodna kontura poluprečnika  $a$ , sa strujom jačine  $I_0$  u proizvoljnoj tački prostora sa korištenih 5 članova razvoja u red eliptičkih integrala 1. i 2. vrste:

```
function [Bx,By,Bz,Brc] = MFCL_5(x,y,z,x_p,y_p,z_p,a,I0)

global u0

rc=((x-x_p).^2+(y-y_p).^2).^5;
km=(4.*a.*rc).*((rc+a).^2+((z-z_p).^2)).^(-1);
K=(pi/2)+(pi/8).*km+(9*pi/128).*km.^2+(225*pi/4608).*km.^3+(4900*pi/294912).*km.^4;
E=(pi/2)+(-pi/8).*km+(-3*pi/128).*km.^2+(-45*pi/4608).*km.^3+(-700*pi/294912).*km.^4;

Brc=(u0.*I0./(2.*pi.*rc)).*(z-z_p).*(((rc+a).^2+((z-z_p).^2)).^(-.5)).*
(-K+E.*((rc.^2+a.^2+(z-z_p).^2)./(((rc-a).^2+((z-z_p).^2)))));
Bz=(u0.*I0./(2.*pi)).*(((rc+a).^2+((z-z_p).^2)).^(-.5)).*(K-E.*
((rc.^2-a.^2+(z-z_p).^2)./(((rc-a).^2+((z-z_p).^2)))));
Bx=Brc.*(x-x_p)./rc;
By=Brc.*(y-y_p)./rc;

Bx(isnan(Bx)) = 0 ;
By(isnan(By)) = 0 ;
Bz(isnan(Bz)) = 0 ;
Brc(isnan(Brc)) = 0;
```

Funkcija koja računa intenzitet vektora magnetske indukcije u eksperimentalnoj zapremini solenoida dužine  $L$ , debljine  $D$  sa pravougaonim namotajem dimenzija  $l$  i  $d$ , primjenom funkcije *MFCL\_5*.m:

```
function [B_magAll] = MagInd_Runiform(R,D,L,d,l,J);

% R je poluprecnik solenoida
% D je debljina solenoida
% L je duzina solenoida
% d je debljina sima
% l je duzina sima
% J je gustina struje
% SVE DIMENZIJE SU U m

global u0

u0=4*pi*1e-7;
I0 = J*1e-6;
a = R;
x = 0; [y,z]=meshgrid(linspace(-a,a,51),linspace(0,L,101));
x_p1=0; y_p1=0;
Bzz = zeros(101,51); Byy = Bzz; Bxx = Byy;
delta = 0.001;
tic

for i = 0 : delta : (L)
    if ((i<= 1) || (i>=(L-1)))
        for j = (a-d) : delta : (a + D)

            [Bx1,By1,Bz1] = MFCL_5(x,y,z,x_p1,y_p1,i,j,I0);
            Bxx = Bxx + Bx1;
            Byy = Byy + By1;
            Bzz = Bzz + Bz1;
        end
    else
```

```

        for j = a : delta : (a + D)
            [Bx1,By1,Bz1] = MFCL_5(x,y,z,x_p1,y_p1,i,j,I0);
            Bxx = Bxx + Bx1;
            Byy = Byy + By1;
            Bzz = Bzz + Bz1;
        end
    end
end

B_magAll=sqrt(Bxx.^2+Byy.^2+Bzz.^2);
toc
end

```

Programski kod napisan u MATLAB<sup>®</sup>-u za prikupljanje rezultata primjenom funkcije *MagInd\_Runiform.m* za različite dimenzije dodatnog, unutrašnjeg pravougaonog namotaja za odabrani poluprečnik od  $R = 17$  cm:

```

B_R17Uniform (1:33,1:35,1:101,1:51) = zeros;

for i = 1 : 33
    for j = 1 : 35
        X = sprintf('Iteracija broj %d.',i);
        disp(X)
        X = sprintf('Iteracija broj %d.',j);
        disp(X)
        B_dlUniform = MagInd_Runiform(0.17,.05,.50,(i-1)/200,(j-1)/200,2,72E6);
        B_R17(i,j,,:) = B_dl;
        B_R17Uniform(i,j,,:) = B_dlUniform;
    end
end
end

```

Kod za generisanje grafika prikazanih na Slici 22 (rezervisani prostor prilagođen prethodnim dimenzijama prikupljenih podataka za poluprečnik  $R = 17$  cm) je:

```

clc
B0_R17 = zeros(33,35);

for i = 1 : 33
    for j = 1 : 35
        B0_R17(i,j) = B_R17Uniform(i,j,50,25);
    end
end

figure, surf(0:0.5:17,0:0.5:16,B0_R17)
title('B_{0}R17 (T)', 'FontSize',10, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman')
set(gca, 'FontSize',10, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman')
colorbar('FontName', 'Times New Roman', 'FontSize',10, 'FontWeight', 'bold', 'box', 'on', ...
    'EdgeColor', [0 0 0])
az = 90;
el = 270;
view(az, el);
shading interp
xlabel('l (cm)', 'FontSize',10, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman')
ylabel('d (cm)', 'FontSize',10, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman')
axis tight

clc
%close all

Scounter = zeros (33,35);
SS = zeros (33,35);
Btest = zeros (33,35,100,50);
for i = 1 : 33
    for j = 1 : 35

        for k = 1 : 100
            for m = 1 : 50
                if (abs(((B_R17(i,j,k,m) - B0_R17(i,j))) / B0_R17(i,j))) <= 0.005)

```

```

        Btest(i,j,k,m) = 1;
        Scounter(i,j) = Scounter(i,j) + 1;
    end
    end
    end
    SS(i,j) = Scounter(i,j) * 10*1E-6;
end
end

figure, surf(0:0.5:17,0:0.5:16,SS)
title('\Delta S (m^2)', 'FontSize',10,'FontWeight','bold','FontName','Times New Roman')
set(gca,'FontSize',10,'FontWeight','bold','FontName','Times New Roman')
colorbar('FontName','Times New Roman','FontSize',10,'FontWeight','bold','box','on')
colormap('summer')
az = 90;
el = 270;
view(az, el);
shading interp
xlabel('l (cm)', 'FontSize',10,'FontWeight','bold','FontName','Times New Roman')
ylabel('d (cm)', 'FontSize',10,'FontWeight','bold','FontName','Times New Roman')
axis tight

MAX = max(max(SS));
for i = 1 : 33
for j = 1 : 35
if (SS(i,j) == MAX)
indeksI = (i-1)/2;
indeksJ = (j-1)/2;
PovrsS = SS(i,j);
X = ['Najveća površina S je ',num2str(PovrsS),' [m^2], za parametre d = ',num2str(indeksI),'
[cm] i l = ',num2str(indeksJ),' [cm].'];
disp(X)
end
end
end
end

```

*NAPOMENA: Kako funkcija MFCL\_5 kao parametar prima poluprečnik konture, tj. poluprečnik jednog od namotaja solenoida, kod je prikazan za poluprečnik  $R = 17$  cm. Za druge poluprečnike (ili relativne odnose dimenzija solenoida) potrebno je korigovati ulazne vrijednosti u funkcijama.*

## 2. Spisak objavljenih naučnih radova

### Rad u međunarodnom časopisu istaknutih vrijednosti(M21a)

1. Jasna L. Ristić-Djurović, **Slavica Gajić**, Anđelija Ž. Ilić, Nebojša Romčević, Drago M. Djordjevich, Silvio R. De Luka, Alexander M. Trbovich, Vesna Spasić-Jokić, Saša Ćirković, “Desing and Optimization of electromagnets for Biomedical Experiments With Static Magnetic and ELF Electromagnetic Fields”, *IEEE Trans. on Industrial Electronics*, ISSN: 0278-0046, vol. 65, no. 6, pp. 4991-5000, 2018.

### Rad u naučnom časopisu (M53)

1. **Slavica Savić**, Zdenka Babić, “*Color Multifocus Image Fusion Using Empirical Mode Decomposition*”, *TELFOR Journal*, Vol. 5, No. 2, 2013.
2. Aleksej Avramović, **Slavica Savić**, “*Lossless Predictive Compression of Medical Images*”, *Serbian Journal of Electrical Engineering*, Volume 8. No. 1, pp. 27-36, February 2011. Award for the best paper presented in Section Electric Circuits and Systems and Signal Processing, at Conference ETRAN 2010;

### Saopštenje sa međunarodnog skupa štampano u cijelini (M33)

1. **S. Gajić**, S. Ćirković, J. L. Ristić-Durović, D. Đorđević, V. Spasić-Jokić, “*Exposure system with homogeneous static and ELF magnetic field in experimental volume*”, *RAD2016*, Niš, maj 2016.
2. **Slavica Savić**, “*Multifocus Images Sets Fusion Using First Level of Empirical Mode Decomposition*”, *TELFOR2014*, Beograd, novembar 2014, pp. 501-504;
3. **Slavica Savić**, Zdenka Babić, “*Fusion of Low Contrast Multifocus Images*”, *Proc. of Pepers*, 20th Telecommunications forum TELFOR 2012, Belgrade, November 2012, pp 658-661.
4. **Slavica Savić**, Zdenka Babić, “*Multifocus Image Fusion Based on the First Level of Empirical Mode Decomposition*”,s *Proc. of International Conference on Systems, Signals and Image Processing*, IWSSIP 2012, Vienna, april 2012. pp 622-625.
5. **Slavica Savić**, “*Multifocus Image Fusion Based on Empirical Mode Decomposition*”, *Twentieth International Electrotechnical and Computer Science Conference*, ERK 2011, B:91-94;
6. Aleksej Avramović, **Slavica Savić**, “*Lossless Predictive Compression of Medical Images*”, In *Proceedings of 19th International Electrotechnical and Computer Science Conference ERK*, Portorož, Slovenia, 2010. pp. 115-118;

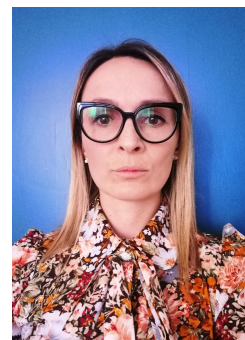
**Saopštenje sa nacionalnog skupa štampano u cijelini (M63)**

1. Nebojša Đurić, Snježana Maksimović, **Slavica Gajić**, “Summation formulas using a new class of special polynomials”, Infoteh, Jahorina, BIH, mart 2020
2. Mitar Simic, Ross Gillanders, Alesksej Avramovic, **Slavica Gajić**, Vedran Jovanovic, Vladan Stojnic, Vladimir Risojevic, James Glackin, Graham Turnbull, Janja Filipi, Nikola Kezic, Mario Muštra, Zdenka Babic, “*Honeybee Activity Monitoring in a Biohybrid System for Explosives Detection*”, International Conference on Medical and Biological Engineering, CMBEBIH 2019, 2019.
3. **Slavica Gajić**, Vladimir Risojevic, Vedran Jovanovic, Mitar Simic, Aleksej Avramovic, Vladan Stojnic, Tomislav Radisic, Dario Petrec, Janja Filipi, Nikola Kezic, Mario Muštra, Zdenka Babic “*Active method of honeybees’ localization for legacy landmines detection*”, The 16th International Symposium “Mine Action 2019”, 2019
4. Aleksej Avramović, Vedran Jovanović, Ratko Pilipović, Vladan Stojnić, Vladimir Risojević, **Slavica Gajić**, Mitar Simić, Igor Ševo, Mario Muštra, Zdenka Babić, Janja Filipi, “*Automatic monitoring of honeybees’ activity outside of the hive from UHD video*”, 14th Symposium on Neural Networks and Applications (NEUREL), 2018.
5. **Slavica Savić**, “*Objektivna ocjena metoda fuzije multifokusiranih slika baziranog na DWT*”, Infoteh, Jahorina, BIH, mart 2014, pp 689-692.
6. **Slavica Savić**, Dino Kosić, Vladimir Risojević, Siniša Vuković, “*An Implementation of Phase Vocoder on a DSP for Real-Time Pitch Shifting*”, The Second International Acoustics and Audio Engineering Conference TAKTONS2013, Novi Sad, November 2013, pp 108-111
7. **Slavica Savić**, “*Objektivna ocjena metoda fuzije multifokusiranih slika baziranih na EMD*”, Infoteh, Jahorina, BIH, mart 2013, pp 919-922. (“*Objective Analysis of EMD Based Multifocus Image Fusion Methods*”)
8. **Slavica Savić**, Vladimir Risojević, “*Metod za automatsko određivanje statusa estrogenskih i progesteronskih receptora*”, INFOTEH, Jahorina, BIH, mart 2011. (“*A Method for Automatic Estimation of Estrogen and Progesterone Receptor Status*”)
9. **Slavica Savić**, “*Fuzija multifokusiranih slika primjenom empirijske vremensko-frekvencijske dekompozicije signala*”, Zbornik radova 55. konferencije za ETRAN, Banja Vrućica, Teslić, BIH, jun 2011. (“*Multifocus Image Fusion Based on Empirical Mode Decomposition*”), Proc. 55th ETRAN Conference, Banja Vrućica, Teslić, BIH, 2011., EK3.3-1-4

10. Aleksej Avramović, **Slavica Savić**, “*Prediktivna kompresija medicinskih slika bez gubitaka*”, Zbornik radova 54. konferencije za ETRAN, Donji Milanovac, Srbija, jun 2010. (textbfSlavica Savić, “*Lossless Predictive Medical Image Compression*”), Proc. 54th ETRAN Conference, Donji Milanovac, Serbia, 2010.
11. **Slavica Savić**, Aleksej Avramović: “*Prediktivna kompresija 3D medicinskih slika*”, Infoteh, Jahorina, BIH, mart 2010. (“*Predictive Compression of 3D Medical Images*”)
12. Aleksej Avramović, **Slavica Savić**, Aleksandar Pajkanović: “*Kompresija naponskih i strujnih signala prilikom mjerenja kvaliteta električne energije*”, Zbornik radova VII Simpozijuma INDEL, Banja Luka, BIH, 2008. pp. 175-178. (“*Compression of Current and Voltage Power Quality Measurement Signals*”)

### 3. Biografija kandidata

Slavica Gajić (rođeno Savić) rođena je 07. oktobra 1986. godine u Mrkonjić Gradu, opština Mrkonjić Grad, SR Bosna i Hercegovina, SFRJ. Osnovnu školu i Gimnaziju završila je kao dobitnik Vukovih diploma u Mrkonjić Gradu, Republika Srpska, Bosna i Hercegovina 2001. i 2005. godine, respektivno. Tokom osnovnog i srednjeg obrazovanja ostvarila je zapažene rezultate na regionalnim i republičkim takmičenjima iz matematike i fizike, ta tako predstavljala Republiku Srpsku na saveznim takmičenjima iz istih predmeta.



Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Banjoj Luci upisuje 2005. godine. Diplomirala je 29. decembra 2009. godine na odsjeku Elektronika i telekomunikacije sa prosječnom ocjenom 8.61. Diplomski rad pod nazivom *Kompresija 3D medicinskih slika* odbranila je sa ocjenom deset (10). Drugi ciklus studija na istom fakultetu završava 2012. godine, sa prosječnom ocjenom 10.0, čime stiče zvanje magistra elektronike i telekomunikacija. Master rad na temu *Fuzija multispektralnih i multifokusiranih slika* odbranila je sa ocjenom deset (10). Doktorske studije na Fakultetu tehničkih nauka Univerziteta u Novom Sadu upisala je u decembru 2012. godine. Od neformalnog obrazovanja, 2009. godine na Elektrotehničkom fakultetu u Banjoj Luci završava i *CISCO Network Academy (CCNA)*. Tokom prvog ciklusa studija radila je kao demonstrator na Katedri za opštu elektrotehniku istog fakulteta, te učestvovala na elektrijadama u naučnim i sportskim disciplinama.

Od marta 2010. godine radi na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Banjoj Luci, kao član katedre za Opštu elektrotehniku, sa trenutnim zvanjem *Saradnika u nastavi - višeg asistenta*.

Do sada ima objavljen 21 naučni rad, od kojih je najznačajniji u međunarodnom časopisu istaknutih vrijednosti (M21a) naziva *“Desing and Optimization of electromagnets for Biomedical Experiments With Static Magnetic and ELF Electromagnetic Fields”*. Učesnik je na 12 domaćih i međunarodnih projekata.

Овај Образац чини саставни део докторске дисертације, односно докторског уметничког пројекта који се брани на Универзитету у Новом Саду. Попуњен Образац укоричити иза текста докторске дисертације, односно докторског уметничког пројекта.

## План третмана података

Назив пројекта/истраживања
Пројектовање, метролошка анализа и оптимизација соленоида у сврху хомогенизације електромагнетског поља за биомедицинске експерименте
Назив институције/институција у оквиру којих се спроводи истраживање
а) Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду б) Институт за физику, Београд в) Електротехнички факултет, Универзитет у Бањој Луци
Назив програма у оквиру ког се реализује истраживање
Истраживање се врши у оквиру израде докторске дисертације на студијском програму Енергетика, електроника и телекомуникације
1. Опис података
<p>1.1 Врста студије</p> <p><i>Укратко описати тип студије у оквиру које се подаци прикупљају</i></p> <p>Докторска дисертација</p> <p>1.2 Врсте података</p> <p>а) <b>квантитативни</b></p> <p>б) <b>квалитативни</b></p> <p>1.3. Начин прикупљања података</p> <p>а) анкете, упитници, тестови</p> <p>б) клиничке процене, медицински записи, електронски здравствени записи</p> <p>в) генотипови: навести врсту _____</p> <p>г) административни подаци: навести врсту _____</p> <p>д) узорци ткива: навести врсту _____</p> <p>ђ) снимци, фотографије: навести врсту _____</p>



е) текст, навести врсту \_\_\_\_\_

ж) мапа, навести врсту \_\_\_\_\_

з) остало: описати **рачунарски експеримети и лабораторијска мјерења**

### 1.3 Формат података, употребљене скале, количина података

#### 1.3.1 Употребљени софтвер и формат датотеке:

а) Excel фајл, датотека \_\_\_\_\_

б) SPSS фајл, датотека \_\_\_\_\_

с) PDF фајл, датотека \_\_\_\_\_

д) Текст фајл, датотека \_\_\_\_\_

е) JPG фајл, датотека \_\_\_\_\_

ф) Остало, датотека **.m**

#### 1.3.2. Број записа (код квантитативних података)

а) број варијабли **велики број**

б) број мерења (испитаника, процена, снимака и сл.) **велики број**

#### 1.3.3. Поновљена мерења

а) да

б) **не**

Уколико је одговор да, одговорити на следећа питања:

а) временски размак између поновљених мера је \_\_\_\_\_

б) варијабле које се више пута мере односе се на \_\_\_\_\_

в) нове верзије фајлова који садрже поновљена мерења су именоване као \_\_\_\_\_

Напомене: \_\_\_\_\_

*Да ли формати и софтвер омогућавају дељење и дугорочну валидност података?*

а) **Да**

б) **Не**

*Ако је одговор не, образложити* \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## 2. Прикупљање података

### 2.1 Методологија за прикупљање/генерисање података

2.1.1. У оквиру ког истраживачког нацрта су подаци прикупљени?

- а) експеримент, навести тип **рачунарски и лабораторијски експерименти**
- б) корелационо истраживање, навести тип \_\_\_\_\_
- ц) анализа текста, навести тип **анализа доступне литературе**
- д) остало, навести шта \_\_\_\_\_

2.1.2 Навести врсте мерних инструмената или стандарде података специфичних за одређену научну дисциплину (ако постоје).

**Дигитални тесламетар DTM-151, Group 3 Technology**

### 2.2 Квалитет података и стандарди

2.2.1. Третман недостајућих података

а) Да ли матрица садржи недостајуће податке? Да **Не**

Ако је одговор да, одговорити на следећа питања:

- а) Колики је број недостајућих података? \_\_\_\_\_
  - б) Да ли се кориснику матрице препоручује замена недостајућих података? Да **Не**
  - в) Ако је одговор да, навести сугестије за третман замене недостајућих података
- 

2.2.2. На који начин је контролисан квалитет података? Описати

**Квалитет података је контролисан поређењем експерименталних и теоријских података.**

2.2.3. На који начин је извршена контрола уноса података у матрицу?

**Контрола уноса података је изведена на основу експертног знања.**

## 3. Третман података и пратећа документација

3.1. Третман и чување података

3.1.1. Подаци ће бити депоновани у **Репозиторијуму докторских дисертација на Универзитету у Новом Саду.**

3.1.2. URL адреса <https://www.cris.uns.ac.rs/searchDissertations.jsf>

3.1.3. DOI \_\_\_\_\_

3.1.4. Да ли ће подаци бити у отвореном приступу?

а) **Да**

б) Да, али после ембарга који ће трајати до \_\_\_\_\_

в) **Не**

Ако је одговор не, навести разлог \_\_\_\_\_

3.1.5. Подаци неће бити депоновани у репозиторијум, али ће бити чувани.

Образложење

---

---

3.2 Метаподаци и документација података

3.2.1. Који стандард за метаподатке ће бити примењен? **Стандард који примјењује Репозиторијум докторских дисертација Универзитета у Новом Саду.**

3.2.1. Навести метаподатке на основу којих су подаци депоновани у репозиторијум.

---

---

Ако је потребно, навести методе које се користе за преузимање података, аналитичке и процедуралне информације, њихово кодирање, детаљне описе варијабли, записа итд.

---

---

---

---

3.3 Стратегија и стандарди за чување података

3.3.1. До ког периода ће подаци бити чувани у репозиторијуму? \_\_\_\_\_

3.3.2. Да ли ће подаци бити депоновани под шифром? **Да** **Не**

3.3.3. Да ли ће шифра бити доступна одређеном кругу истраживача? **Да** **Не**

3.3.4. Да ли се подаци морају уклонити из отвореног приступа после извесног времена?

**Да** **Не**

Образложити

---

---

#### 4. Безбедност података и заштита поверљивих информација

Овај одељак МОРА бити попуњен ако ваши подаци укључују личне податке који се односе на учеснике у истраживању. За друга истраживања треба такође размотрити заштиту и сигурност података.

##### 4.1 Формални стандарди за сигурност информација/података

Истраживачи који спроводе испитивања с људима морају да се придржавају Закона о заштити података о личности ([https://www.paragraf.rs/propisi/zakon\\_o\\_zastiti\\_podataka\\_o\\_licnosti.html](https://www.paragraf.rs/propisi/zakon_o_zastiti_podataka_o_licnosti.html)) и одговарајућег институционалног кодекса о академском интегритету.

##### 4.1.2. Да ли је истраживање одобрено од стране етичке комисије? Да **Не**

Ако је одговор Да, навести датум и назив етичке комисије која је одобрила истраживање

---

##### 4.1.2. Да ли подаци укључују личне податке учесника у истраживању? Да **Не**

Ако је одговор да, наведите на који начин сте осигурали поверљивост и сигурност информација везаних за испитанике:

- а) Подаци нису у отвореном приступу
  - б) Подаци су анонимизирани
  - ц) Остало, навести шта
- 
- 

#### 5. Доступност података

##### 5.1. Подаци ће бити

- а) **јавно доступни**
- б) *доступни само уском кругу истраживача у одређеној научној области*
- ц) *затворени*

*Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести под којим условима могу да их користе:*

---

---

*Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести на који начин могу приступити подацима:*

---

---

5.4. Навести лиценцу под којом ће прикупљени подаци бити архивирани.

**Ауторство – некомерцијално.**

## 6. Улоге и одговорност

6.1. Навести име и презиме и мејл адресу власника (аутора) података

**Славица Гајић, slavica.gajic@etf.unibl.org**

6.2. Навести име и презиме и мејл адресу особе која одржава матрицу с подацима

**Славица Гајић, slavica.gajic@etf.unibl.org**

6.3. Навести име и презиме и мејл адресу особе која омогућује приступ подацима другим истраживачима

**Славица Гајић, slavica.gajic@etf.unibl.org**