



UNIVERZITET U NIŠU
ELEKTRONSKI FAKULTET



Dejan B. Jovanović

**MODELOVANJE I ANALIZA UTICAJA
METALNIH MEDICINSKIH IMPLANTATA
NA RASPODELU ELEKTROMAGNETSKOG
POLJA MOBILNIH TELEFONA U TKIVIMA
KORISNIKA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Niš, 2021.



UNIVERSITY OF NIŠ
FACULTY OF ELECTRONIC ENGINEERING



Dejan B. Jovanović

**MODELING AND ANALYSIS OF THE
METAL MEDICAL IMPLANTS INFLUENCE
ON THE DISTRIBUTION OF MOBILE
PHONES ELECTROMAGNETIC FIELD
WITHIN THE USER'S TISSUE**

DOCTORAL DISSERTATION

Niš, 2021.

Doktorska disertacija „ Modelovanje i analiza uticaja metalnih medicinskih implantata na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnih telefona u tkivima korisnika “ urađena je na Elektronskom fakultetu u Nišu na Katedri za teorijsku elektrotehniku pod rukovodstvom mentora dr Nenada Cvetkovića, vanrednog profesora Elektronskog fakulteta Univerziteta u Nišu.

Profesoru Cvetkoviću, koji je odgovoran za moj naučni rad još tokom izrade diplomskog rada na osnovnim studijama, a zatim i u okviru ove disertacije, dugujem posebnu zahvalnost na ukazanom poverenju, velikoj posvećenosti, podršci, neprocenjivoj i nesebičnoj pomoći kao i na savetima i trudu da ova disertacija dobije svoj konačan oblik. Osim toga, posebno mu se zahvaljujem na tome što mi je ukazao na činjenicu da se autoritet i poštovanje mogu steći isključivo znanjem i korektnim odnosom prema kandidatu.

Veliku zahvalnost na nesebičnoj pomoći, stručnim sugestijama i svim savetima koji su unapredili ovu doktorsku disertaciju takođe dugujem profesoru dr Draganu Krasiću redovnom profesoru Medicinskog fakulteta Univerziteta u Nišu.

Zahvaljujem se i ostalim članovima komisije: dr Zlati Cvetković, dr Nebojši Raičeviću i dr Dejanu Krstiću na saradnji, stručnoj pomoći i savetima u završnoj fazi izrade ove doktorske disertacije.

Takođe, zahvaljujem se svima koji su na bilo koji način doprineli da ova disertacija dobije svoj konačni oblik

Neizmernu zahvalnost dugujem svojim roditeljima na razumevanju i podršci tokom izrade ove doktorske disertacije. Posebno se zahvaljujem bratu Mikiju koji je svojim iskustvom i savetima u ključnim momentima doprineo razvoju moje naučne karijere.

Naravno, najveća moja inspiracija i izvor snage su moja supruga Marija i moj sin Jakša. Zahvaljujem se mojoj supruzi na razumevanju, strpljenju, toleranciji kao i na ogromnoj podršci tokom mog stručnog usavršavanja.

Svom sinu Jakši

Podaci o doktorskoj disertaciji

Mentor: Prof. dr Nenad Cvetković, vanredni profesor, Univerzitet u Nišu, Elektronski fakultet

Naslov: Modelovanje i analiza uticaja metalnih medicinskih implantata na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnih telefona u tkivima korisnika

Istraživanja čiji su rezultati prezentovani u okviru ove doktorske disertacije imala su za cilj određivanje uticaja pojedinih metalnih medicinskih implantata u hirurgiji glave i vrata na raspodelu prodrlog elektromagnetskog polja i količine apsorbovane energije unutar određenih bioloških tkiva usled izloženosti RF zračenju mobilnog telefona.

U okviru istraživanja kreirano je više različitih trodimenzionalnih numeričkih modela visoke rezolucije. Razvijen je, 3D numerički model glave korisnika koji po dimenzijama, morfologiji i sastavu tkiva odgovara karakteristikama glave odrasle osobe, u dovoljnoj meri da omogući dobijanje verodostojnih rezultata primenom odgovarajućih numeričkih procedura. Pored toga, na bazi određenog broja dostupnih 3D snimaka hiruških intervencija kreirani su trodimenzionalni numerički modeli pojedinih metalnih medicinskih implantata.

Kao izvor elektromagnetskog zračenja korišćen je savremeni pametni mobilni telefon sa odgovarajućim antenama za 3G i 4G mobilnu mrežu. U skladu sa tim, proračuni i analize realizovani su za vrednosti frekvencija 1800 MHz i 2600 MHz koje odgovaraju nosećim frekvencijama pomenutih mobilnih mreža.

U radu su izloženi rezultati za prostornu raspodelu intenziteta električnog polja i količinu apsorbovane elektromagnetske energije mobilnog telefona unutar modela glave korisnika u prisustvu sledećih metalnih medicinskih implantata:

- Titanijumska ploča za rekonstrukciju većeg defekta lobanje;
- Titanijumska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata lobanje;
- Titanijumska pločica i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice;
- Dentalni implantati i
- Fiksna zubna proteza.

Kako bi se utvrdio stepen uticaja pomenutih metalnih medicinskih implantata na raspodelu električnog polja i količinu apsorbovane energije elektromagnetskog talasa unutar bioloških tkiva korisnika mobilnog telefona, izvršena je uporedna analiza modela glave korisnika sa i bez metalnih medicinskih implantata. Prilikom analize, pretpostavljeni su isti uslovi izloženosti elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona za oba modela.

Sveobuhvatnom analizom dobijenih rezultata koji se odnose na prostornu raspodelu intenziteta električnog polja i apsorbovane

elektromagnetske energije, zaključeno je da prisustvo metalnih medicinskih implantata utiče na promenu vrednosti intenziteta električnog polja i SAR-a unutar bioloških tkiva u okviru kojih se implantati ugrađuju.

Naučna
oblast:
Naučna
disciplina:

Elektrotehničko i računarsko inženjerstvo

Teorijska elektrotehnika

Ključne reči:

Elektromagnetsko zračenje, numerički modeli, metalni medicinski implantati, mobilni telefon, biološko tkivo, SAR

UDK:

(621.395+537.531):576.3

CERIF
klasifikacija:

T 191 Visokofrekventna tehnologija, mikrotalasi

Tip licence
Kreativne
zajednice:

CC BY-NC-ND

Data on Doctoral Dissertation

Doctoral Supervisor: Prof. dr. Nenad Cvetković, Associate Professor, University of Niš, Faculty of Electronic Engineering

Title: Modeling and analysis of the metal medical implants influence on the distribution of mobile phones electromagnetic field within the user's tissue

Abstract: The aim of this PhD thesis is to present the results determined in research on influence of certain metal medical implants in head and neck surgery on the distribution of penetrating electromagnetic field and the amount of absorbed energy within certain biological tissues due to exposure to RF radiation from mobile phones.

Within the research, several 3D numerical models in high resolution, were created. A 3D numerical model of the human head has been developed which, in terms of dimensions, morphology and tissue composition, corresponds to the characteristics of an adult's head, sufficiently to enable obtaining reliable results by applying appropriate numerical procedures. In addition, based on available 3D images of surgical interventions, 3D numerical models of individual metal medical implants have been created.

As a source of electromagnetic radiation, a modern smartphone with appropriate antennas for 3G and 4G mobile network have been used. Accordingly, calculations and analyzes were performed for the frequencies 1800 MHz and 2600 MHz, which correspond to the carrier frequencies of the mentioned mobile networks.

The paper presents the results for the electric field distribution and the amount of absorbed electromagnetic energy of a mobile phone inside the user head model in the presence of the following metal medical implants:

- Titanium plate for the reconstruction of a major skull defect;
- Titanium dynamic mesh for the reconstruction of minor skull defects;
- Titanium plate and screws used in jaw traumatology;
- Dental implants and
- Fixed denture.

In order to determine the degree of influence of these metal medical implants on the electric field distribution and the amount of absorbed energy of the electromagnetic wave, within the biological tissues of the mobile phone users, a comparative analysis of the user head model with and without metal medical implants has been performed. During the analysis, the same mobile phone electromagnetic radiation exposure conditions were assumed for both models.

A comprehensive analysis of the obtained results, related to the spatial distribution of electric field intensity and absorbed electromagnetic energy, concluded that the presence of metal medical implants affects the change in the value of electric field intensity and

SAR, within biological tissues with installed implants.

Scientific Field: Electrical and Computer Engineering
Scientific Discipline: Theoretical electrical engineering

Key Words: Electromagnetic radiation, numerical models, metal medical implants, mobile phone, biological tissue, SAR

UDC: (621.395+537.531):576.3

CERIF Classification: T 191 High frequency technology, microwaves

Creative Commons License Type: **CC BY-NC-ND**

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1 Literatura	10
2. NUMERIČKI METODI ZA REŠAVANJE ELEKTROMAGNETSKIH PROBLEMA	23
2.1 Metod konačnih integrala i diskretizacija Maksvelovih jednačina u integralnom obliku	24
2.2 Vrste mreža za diskretizaciju simulacionog domena	32
2.3 Literatura	35
3. VRSTE METALNIH MEDICINSKIH IMPLANTATA U HIRURGIJI GLAVE I VRATA	40
3.1 Titanijski implantati za rekonstrukciju defekta lobanje	42
3.1.1 <i>Titanijska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata lobanje</i>	42
3.1.2 <i>Titanijska ploča za rekonstrukciju većih defekata lobanje</i>	42
3.2 Titanijske pločice i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice	43
3.3 Dentalni implantati	44
3.4 Fiksne zubne proteze	45
3.5 Literatura	46
4. FORMIRANJE NUMERIČKIH MODELA	48
4.1 Numerički model glave korisnika mobilnog telefona	48
4.2 Numerički modeli metalnih medicinskih implantata.....	54
4.3 Numerički model mobilnog telefona.....	57
4.4 Kreiranje mreže u okviru simulacije EM problema	58
4.5 Literatura	62

5. ANALIZA RASPODELE VREDNOSTI INTENZITETA ELEKTRIČNOG POLJA I VREDNOSTI SAR-a UNUTAR MODELA GLAVE KORISNIKA MOBILNOG TELEFONA	63
5.1 Titanijumska ploča za rekonstrukciju defekta lobanje	64
5.1.1 <i>Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže</i>	65
5.1.1.1 <i>Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika</i>	65
5.1.1.2 <i>Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika</i>	68
5.1.2 <i>Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže</i>	72
5.1.2.1 <i>Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika</i>	72
5.1.2.2 <i>Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika</i>	76
5.2 Titanijumska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata lobanje.....	81
5.2.1 <i>Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže</i>	82
5.2.1.1 <i>Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika</i>	82
5.2.1.2 <i>Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika</i>	85
5.2.2 <i>Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže</i>	89
5.2.2.1 <i>Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika</i>	89
5.2.2.2 <i>Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika</i>	91
5.3 Titanijumske pločice i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice	96
5.3.1 <i>Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže</i>	97
5.3.1.1 <i>Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika</i>	97
5.3.1.2 <i>Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika</i>	100
5.3.2 <i>Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže</i>	104
5.3.2.1 <i>Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika</i>	104
5.3.2.2 <i>Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika</i>	106
5.4 Dentalni implantati	111
5.4.1 <i>Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže</i>	112
5.4.1.1 <i>Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika</i>	112
5.4.1.2 <i>Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika</i>	116

5.4.2 Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže.....	121
5.4.2.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika.....	121
5.4.2.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika.....	125
5.5 Fiksna zubna proteza	130
5.5.1 Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže.....	131
5.5.1.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika.....	131
5.5.1.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika.....	144
5.5.2 Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže.....	156
5.5.2.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika.....	156
5.5.2.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika.....	168
5.6 Diskusija dobijenih rezultata	180
6. ZAKLJUČAK	184
7. PRILOZI.....	189
PRILOG 1 - Specifična stopa apsorbovanja energije (SAR)	189
LITERATURA.....	191

1. UVOD

Broj mobilnih telefona i uređaja širokopolasne bežične komunikacije, tokom proteklih nekoliko decenija brzo je rastao i načinio ih integralnim delom moderne svakodnevnice na velikom delu planete. Široka dostupnost i brojne mogućnosti koje najnovije tehnologije pružaju, nameću ove uređaje kao gotovo neophodne za funkcionisanje pojedinca u savremenom okruženju. Sve to za posledicu ima značajno povećanje izloženosti korisnika radiofrekvencijskom (RF) zračenju uzrokovanom ovim uređajima.

Ogroman deo ljudske populacije danas je direktno ili indirektno izložen RF elektromagnetskim poljima baznih stanica, mobilnih telefona i ostalih bežičnih komunikacionih uređaja. Ovo je logična posledica činjenice da je broj mobilnih telefona u upotrebi na našoj planeti veći od ukupnog broja njenih stanovnika. Ukupna svetska populacija početkom 2019. godine brojala je oko 7,54 milijardi stanovnika [1.1], dok je broj mobilnih uređaja procenjen na preko 8,93 milijardi. Trenutno je 5,1 milijardi stanovnika pretplaćeno na usluge mobilne telefonije što iznosi čak 67% svetske populacije, dok se sa razvojem novih telekomunikacionih tehnologija očekuje i novih 710 miliona korisnika u narednih nekoliko godina [1.2].

Prethodno izloženi podaci opravdavaju sve veću zabrinutost pojedinaca i javnosti da izloženost elektromagnetskim (EM) talasima koje emituju mobilni telefoni može dovesti do štetnih zdravstvenih efekata. Ovaj problem uočen je simultano sa pojavom mobilnih tehnologija, pa je uticaj elektromagnetskog polja na žive organizme tema velikog broja istraživanja realizovanih tokom nekoliko poslednjih decenija. Rezultati pomenutih studija su takođe i standardi, preporuke i zakonska rešenja koja se bave dozvoljenim nivoima izloženosti RF zračenju kao i drugim veličinama koje karakterišu prostor u kojem postoji elektromagnetsko polje.

Ovde je od interesa pomenuti da se frekvencijski opseg RF elektromagnetskog polja kreće od 30kHz do 300GHz. Elektromagnetska polja, u ovom frekvencijskom opsegu, uglavnom se primenjuju u telekomunikacionim tehnologijama, uključujući mobilne telefone, televizore i radio transmisije. Ljudsko telo, izloženo RF zračenju apsorbira energiju elektromagnetskih talasa koje emituje određeni uređaj. Mera koja se u praksi i u okviru

istraživanja, čiji će rezultati biti opisani u ovom tekstu, koristi za definisanje doze apsorbovane energije je specifična brzina (stopa) apsorpcije – SAR i izražava se u vatima po kilogramu telesne težine (W/kg).

Analize i rezultati prikazani u velikom broju publikacija ukazuju na to da izloženost čak i nižim vrednostima elektromagnetskog polja od dozvoljenih može izazvati različite biološke i zdravstvene efekte. Tako je 2011. godine, Međunarodna agencija Svetske zdravstvene organizacije za istraživanje raka (IARC - *International Agency for Research on Cancer*) svrstala elektromagnetsko zračenje mobilnog telefona u klasu 2B kancerogena [1.3] i preporučila nastavak intenzivnih istraživanja.

U proteklom periodu, mnoga istraživanja imala su za cilj određivanje uticaja RF zračenja mobilnih telefona na ljudski organizam. Odgovarajući rezultati često su publikovani u formi epidemioloških studija, realizovanih na osnovu informacija iz više izvora, uključujući upitnike popunjene od strane ispitanika kao i podatke dobijene od operatera mobilne telefonije. Od svih prikupljenih informacija, akcenat je bio na sledećim podacima:

- Koliko redovno učesnici studije koriste mobilne telefone (broj poziva nedeljno ili mesečno);
- Starost korisnika i kada su počeli prvi put da koriste mobilni telefon;
- Prosečan broj poziva tokom dana, nedelje ili meseca (učestalost);
- Prosečna dužina trajanja poziva i
- Ukupan broj sati upotrebe mobilnog telefona, određen na osnovu dužine trajanja poziva, učestalosti korišćenja i vremenskog trajanja upotrebe mobilnog telefona.

Sprovedene epidemiološke studije uglavnom su istraživale povezanost učestalosti upotrebe mobilnog telefona i povećanja rizika od nastanka malignih i benignih oboljenja (glioma, akustičnih neurom-tumora ćelija nerava odgovornih za sluh, meningiom-tumora u membranama koje štite mozak i kičmenu moždinu, tumora pljuvačne žlezde itd.).

U daljem izlaganju biće ukratko opisane tri najveće epidemiološke studije koje su se bavile uzročno-posledičnim vezama upotrebe mobilnog telefona i pojave malignih oboljenja, poznatim pod nazivim “Interphone”, “Danish Study” i “Million Women Study”.

“Interphone” [1.4] je studija sprovedena od strane konzorcijuma istraživača iz 13 različitih zemalja. Rezultati su dobijeni iz upitnika koje su popunjavali učesnici studije. Većina objavljenih analiza nije pokazala statistički značajno povećanje nastanka tumora mozga ili drugih karcinoma centralnog nervnog sistema usled duže upotrebe mobilnih

telefona. Međutim, jedna od analiza ukazala je na statistički značajan, iako mali, porast rizika od glioma kod učesnika koji su najduže koristili mobilni telefon. Takođe, analiza podataka dobijenih iz svih 13 zemalja obuhvaćenih ovim istraživanjem pokazala je da postoji statistički značajna povezanost između regije nastanka tumora unutar mozga i lokacije telefona [1.5]. Ipak, autori studije naglasili su da nije moguće doneti generalni zaključak o uzroku i efektu zračenja mobilnih telefona na osnovu njihovih nalaza. Zanimljivo je da su izdvojeni podaci dobijeni iz pet severnoevropskih zemalja u okviru "Interphone" studije, indikovali povećan rizik od akustičnog neuroma samo kod onih ispitanika koji su koristili mobilne telefone u trajanju dužem od 10 godina [1.6].

U kasnijim analizama podataka iz "Interphone" studije, istraživači su bili fokusirani na specifičnu lokaciju nastanka tumora. Jedna od analiza podataka iz sedam zemalja obuhvaćenih studijom nije ukazala na vezu između lokacije tumora mozga i regije mozga koja je bila izložena najvišem nivou RF zračenja mobilnih telefona [1.7]. Međutim, druga grupa autora je, koristeći podatke iz pet zemalja, izložila rezultate istraživanja koji ukazuju na povećani rizik od nastanka glioma i meningioma u područjima mozga sa najvećom izloženošću zračenju mobilnih uređaja [1.8].

Epidemiološko istraživanje "Danish Study" sprovedeno u Danskoj, povezalo je informacije dobijene od strane 358.000 mobilnih pretplatnika sa podacima o tumorima mozga iz Danskog registra kancera. Analiza rezultata u okviru studije nije ukazala na povezanost između upotrebe mobilnog telefona i rizika od nastanka glioma, meningioma ili akustičnih neurinoma, čak i kod ljudi koji su pretplatnici duže od 13 godina [1.9 - 1.11].

Jedno od većih istraživanja ove vrste, "Million Women Study", sprovedeno je u Velikoj Britaniji. Korišćeni su podaci dobijeni iz upitnika koji su popunjavali ispitanici. Nakon obrade podataka zaključeno je da nema povezanosti upotrebe mobilnih telefona sa povećanim rizikom nastanka glioma, meningioma ili tumora centralnog nervnog sistema. Iako su prvobitno objavljeni rezultati ukazivali na povećanje rizika nastanka akustičnog neurinoma [1.12], ova tvrdnja napuštena je nakon dodatne analize podataka [1.13].

Pored prethodno opisane tri velike studije, druga istraživanja manjeg obima takođe su se bavila ispitivanjem povezanosti između upotrebe mobilnih telefona i rizika nastanka tumora [1.14 - 1.23]. Neka od njih ukazala su na povećan rizik od nastanka tumora zbog

prekomernog korišćenja mobilnih telefona, dok rezultati druge grupe nisu indikovali povezanost zdravstvenih problema i izloženosti RF zračenju.

Kako konkretna merenja još uvek nisu moguća izvan laboratorijskog okruženja, pored epidemioloških, veoma su značajne i ekperimentalne studije koje se bave istim problemom procene uticaja RF zračenja na ljudski organizam. Proteklih godina objavljene su publikacije u kojima su izloženi rezultati ispitivanja metabolizma glukoze u mozgu korisnika nakon upotrebe mobilnih telefona [1.24, 1.25]. Dok je zaključak jedne od ovih studija da je metabolizam glukoze u regionu mozga bliže anteni mobilnog telefona povećan u odnosu na onaj prisutan u oblasti koja odgovara suprotnoj strani mozga, druga studija upućuje na zaključak o smanjenju metabolizma glukoze na strani mozga koji pripada delu glave koji je bliži mobilnom telefonu.

Studija [1.26] istraživala je protok krvi u mozgu ljudi izloženih RF zračenju mobilnih telefona. Dobijeni rezultati nisu indikovali uticaj elektromagnetskog zračenja na prokrvljenost mozga. Takođe, ranije studije koje su u eksperiment uključivale i ispitivanja i merenja na laboratorijskim životinjama, nisu pokazale da RF zračenje povećava rizik od nastanka raka [1.27 - 1.30].

Nacionalni toksikološki program SAD-a (U.S. National Toxicology Program-NTP) eksperimentalno je proučavao uticaj RF zračenja frekvencija koje odgovaraju 2G i 3G opsezima mobilne telefonije korišćenjem eksperimentalnih pacova i miševa [1.31, 1.32]. Ovaj projekat sproveden je u okviru visokospecijalizovanih laboratorija sa kontrolisanim uslovima izloženosti RF zračenju. Telo glodara izlagano je izvoru zračenja u ciklusima od po 10 minuta, 18 sati dnevno, tokom 5 ili 7 dana nedeljno. Rezultati istraživanja upućuju na zaključak da je posledica izlaganja RF zračenju mali broj karcinoma glijalnih (Švanovih) ćelija srca, kao i nekancerogenih promena u istim tkivima.

Opisana eksperimentalna istraživanja svakako pokreću nova pitanja u pogledu mogućih promena u organizmu na ćelijskom nivou uslovljena izloženošću elektromagnetskom zračenju.

Pored istraživanja uticaja RF zračenja na laboratorijskim životinjama, mnoge od studija realizovanih u proteklom periodu proučavale su uticaj elektromagnetskog zračenja na funkcionisanje ljudskog mozga. Bazirane na eksperimentalnim ispitivanjima, one su imale za cilj određivanje uticaja RF zračenja mobilnih telefona na motoričke sposobnosti ispitanika tokom izvršenja određenih zadataka.

Jedna od studija proučavala je uticaj elektromagnetskih polja mobilnih telefona na moždane reakcije korisnika [1.33]. Analiza je vršena upoređivanjem tokom izvršavanja dva različita eksperimentalna zadatka postavljena pred ispitanike koji su bili izloženi GSM signalu mobilnog telefona u trajanju od oko 13 minuta. Nakon ovih eksperimenata nisu uočeni značajni uticaji elektromagnetskog zračenja na zapažanja učesnika tokom eksperimenta. Ista grupa istraživača proširila je studiju nakon 2 godine, a dobijeni rezultati upućuju na zaključak sličan onom prethodnom [1.34].

Autori studije [1.35] vezane za procenu uticaja elektromagnetskog zračenja na pažnju i budnost ispitanika, vršili su testiranje zdravih osoba. Učesnici eksperimenta testirani su na 10 različitih zadataka, nakon 25 do 30 minuta izlaganja signalu mobilnog telefona na frekvenciji od 915 MHz. Dobijeni rezultati studije ukazali su na usporenije reakcije ispitanika tokom pojedinih zadataka. U studiji [1.36] istraživao je efekat izloženosti RF zračenju mobilnog telefona na vreme reakcije ispitanika u okviru rešavanja 12 različitih zadataka. Ispitanici su bili izloženi elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona u vremenskom intervalu od 60 minuta. Rezultati studije pokazali su da je izloženost zračenju uticala na značajno povećanje pažnje i brzine reakcije ispitanika tokom zadataka. Nekoliko godina kasnije u studiji [1.37], autori su proširili i poboljšali metodologiju u odnosu na prethodno istraživanje. Ispitanici su izlagani istom signalu kao u prethodnoj studiji, pri čemu je vreme izlaganja povećano na 65 minuta. Rezultati studije su ukazali na odsustvo značajnih efekata na reakcije ispitanika. Slični zaključci su izloženi od strane iste grupe istraživača i u studiji [1.38].

Rezultati studija [1.39] i [1.40] upućuju na zaključak da su učesnici u eksperimentalnoj grupi ostvarili bolje rezultate na testovima tek nakon što su bili izloženi GSM signalu. Nasuprot tome, rezultati studije [1.41] ukazuju na smanjenu sposobnost ispitanika nakon izlaganja GSM signalu. Dve godine kasnije, ista grupa istraživača realizovala je sličnu studiju sa značajnim metodološkim poboljšanjima, ali ni ovog puta rezultati nisu indikovali značajnije razlike između grupe ispitanika koja je bila izložena RF signalu i kontrolne grupe [1.42].

U pokušaju da se simulira izlaganje elektromagnetskom zračenju u realnom životu, autori studije [1.43] su vršili ispitivanja tokom dužeg perioda izlaganja elektromagnetskom zračenju u trajanju od 45 dana. Tokom tog vremena, ispitanici su zračenju bili izloženi 2 sata dnevno, 5 dana u nedelji. Pored sporadične odsutnosti pažnje pojedinih ispitanika, nije zapažen bilo koji drugi uticaj elektromagnetskog zračenja.

Na osnovu sadržaja prethodno pomenutih publikacija [1.4 - 1.43], može se uočiti velika raznolikost realizovanih studija, kako u pogledu metodologije, tako i uslova izlaganja zračenju. Stoga je veoma teško doneti opšti zaključak o potencijalnim biološkim efektima elektromagnetskog zračenja mobilnih telefona.

Jedan od načina za procenu uticaja RF zračenja mobilnih telefona bazira se na numeričkom proračunu prodrlog elektromagnetskog polja unutar tkiva glave korisnika. Poznato je da potencijalni biološki efekti zračenja zavise od količine apsorbovane energije elektromagnetskog polja u određenim biološkim strukturama i organima. Međutim, kako se zbog etičkih razloga ne mogu sprovoditi eksperimentalne procedure nad ljudima, u cilju određivanja prodrlog EM polja, odnosno količine apsorbovane energije unutar pojedinih bioloških tkiva, najbolju procenu uticaja RF zračenja moguće je realizovati pomoću numeričke simulacije. Tačnost ovakvih studija sve je veća zbog neprestanog razvoja numeričkih metoda i stalnog poboljšavanja performansi računara.

Uobičajene procedure zasnivaju procenu efekata izloženosti elektromagnetskom zračenju na određivanju i analizi raspodele prodrlog elektromagnetskog polja unutar tkiva, kao i apsorbovane energije polja. Kada se radi o parametrima izvora zračenja, ove vrednosti zavise od radne frekvencije, vrste antene, oblika i modela uređaja, kao i položaja izvora u odnosu na posmatranu biološku strukturu. Sa druge strane, detaljno poznavanje elektromagnetskih karakteristika bioloških tkiva (dielektrične konstante, provodnosti i relativne magnetne permeabilnosti) od suštinskog je značaja za razumevanje interakcije elektromagnetskog zračenja sa konkretnom biološkom strukturom, jer upravo od ovih frekvencijski zavisnih karakteristika, zavise efekti prostiranja, refleksije i slabljenja elektromagnetskih talasa unutar glave korisnika.

Neke od prvobitnih studija baziranih na primeni numeričkih metoda su za određivanje prostorne raspodele EM polja koristile jednostavne modele ljudske glave, obično modelovane sa jednim ili dva homogena sloja i dizajnirane tako da simuliraju karakteristike ljudskog mozga [1.44 - 1.46]. Rezultati dobijeni primenom ovih modela ne mogu se smatrati previše tačnim jer primenjeni modeli ne uzimaju u obzir granične uslove na razdvojnoj površini različitih tkiva. Međutim, u okviru studija [1.47] i [1.48], autori su realizovali modele glave koji vernije aproksimiraju njenu realnu strukturu, pa su i dobijeni rezultati mogu smatrati tačnijim u odnosu na prethodne studije.

Neki od autora su za numerički proračun koristili FDTD metod (*Finite Difference Time Domain*-Metod konačnih razlika) [1.49 - 1.54]. Dobijeni rezultati pokazali su da su

dobijene vrednosti za SAR malo niže (ali veoma bliske), a u nekim slučajevima i više od vrednosti koje odgovaraju bazičnim ograničenjima definisanim u preporukama za nivoe izloženosti elektromagnetskom zračenju [1.55, 1.56].

Dozimetrijska analiza izloženosti RF zračenju mobilnog telefona uglavnom je usmerena na testiranje usaglašenosti mobilnih telefona. Ova usaglašenost se određuje u odnosu na ograničenja, tj. maksimalne vrednosti - SAR-a definisane od strane ICNIRP [1.56] i IEEE [1.57]. Ova referentna vrednost SAR-a predstavlja maksimalnu apsorbovanu energiju u bilo kojoj tački tela, bez obzira na sastav tkiva, usrednjenu za masu tkiva od 1 ili 10 grama.

Većina studija koje se bave procenom vrednosti SAR-a u ljudskoj glavi, koristi različite anatomske modele glave odrasle osobe. Rezultati dobijeni na osnovu ovih modela su se uglavnom upoređivali sa rezultatima SAR-a dobijenim za slučaj SAM (fantom) modela. SAM model predložen je u okviru standarda za izloženost elektromagnetskom zračenju [1.58-1.60] u cilju provere usaglašenosti mobilnih telefona. Neki od autora su došli do zaključka da je vrednost SAR-a dobijena za SAM model isuviše konzervativna mera za izloženost RF zračenju i da je varijacija vrednosti SAR-a za različite modele posledica individualnih anatomskih razlika [1.61 - 1.63], a ne samo posledica različite veličine glave koja je uslovljena i uzrastom osobe [1.64].

Određeni broj studija baziranih na primeni numeričkih metoda i procedura za simulaciju koje se bave procenom vrednosti apsorbovane energije u tkivima glave deteta, koristi skalirane modele glave odrasle osobe. Ovakav pristup može dovesti do velikih neizvesnosti u pogledu izloženosti EM zračenju uslovljenih morfološkim i histološkim razlikama strukture tkiva glave deteta, odnosno odrasle jedinke [1.65, 1.66].

Pored razlika u dimenzijama i obliku glave kod odraslih i dece [1.67 - 1.71], morfološke razlike i razlike u sastavu tkiva takođe su bitni parametri za proračun prodrlog elektromagnetskog polja. Svakako da uticaj na količinu apsorbovane energije polja može imati i promena dielektričnih parametara tkiva (specifične provodnosti - σ i dielektrične konstante - ϵ), uslovljenih starošću korisnika mobilnog telefona. Tako su razlike dielektričnih parametara tkiva odrasle osobe i deteta uglavnom posledica veće koncentracije vode u dečijem organizmu, ali i strukturnih i biohemijjskih promena tokom fiziološkog razvoja tkiva. Promena specifične provodnosti tkiva u zavisnosti od broja godina, razmatrana je u nekoliko studija [1.72 - 1.77], ali dostupni podaci nisu bili dovoljni za sveobuhvatnu analizu. Jedna od detaljnijih i sistematičnijih analiza vezana za promenu dielektričnih parametara tkiva sa godinama starosti objavljena je 2009. godine [1.78]. Rezultati nekih studija o uticaju godina

na promenu dielektričnih parametara tkiva su pokazali da se dielektrične karakteristike tkiva kao što su bela masa mozga i kičmena moždina mogu značajno razlikovati. Značajni rezultati vezani za promenu parametara tkiva sa godinama dobijeni su i prilikom analiza tkiva kosti lobanje i koštane srži [1.79 - 1.81].

Studije, bazirane na računarskim modelima visoke rezolucije kreiranim na osnovu stvarnih slika ljudske glave, pokazale su da je zbog veće specifične provodnosti tkiva kao i manjih dimenzija glave, propustljivost tkiva glave deteta veća što dovodi do viših vrednosti SAR-a unutar mozga deteta u odnosu na odraslu osobu [1.82 - 1.88].

Rezultati prethodnih istraživanja, takođe upućuju na zaključak da je uticaj RF elektromagnetskog zračenja na tkiva pre svega posledica električne komponente elektromagnetskog polja, tako da najveći broj publikacija ne analizira posebno magnetsku komponentu elektromagnetskog polja. Kako je efekat izloženosti elektromagnetskom zračenju uslovljen sastavom, morfologijom i dimenzijama posmatrane biološke strukture, opravdano je očekivanje da prisustvo metalnih medicinskih implantata, koje savremena medicina koristi u okviru različitih postupaka i tretmana, može značajno da utiče na raspodelu elektromagnetskog zračenja mobilnog telefona. Ovo se posebno odnosi na medicinske implantate koji se koriste za rekonstrukciju određenih koštanih tkiva u hirurgiji glave i vrata. Rezultati dostupnih istraživanja ukazuju na činjenicu da metalni predmeti mogu značajno povećati količinu apsorbovane energije [1.89, 1.90]. Takođe, pored energetskih procesa i efekata kvantifikovanih vrednošću SAR-a, često su prisutni i elektrohemijski efekti čiji je rezultat povećanje nivoa pojedinih elemenata koji mogu dovesti do alergijskih i drugih neželjenih reakcija [1.91, 1.92].

Uzimajući u obzir ranije naglašenu činjenicu da su mobilni telefoni sastavni deo svakodnevnice savremenog čoveka i da pojedini korisnici mogu imati određene metalne medicinske implantate, opravdan je i interes da se izvrši karakterizacija uticaja metalnih medicinskih implantata na efekte izloženosti elektromagnetskom zračenju. Efikasan alat za procenu uticaja RF zračenja jeste svakako numerička simulacija koja zahteva razvoj neophodnih numeričkih modela visoke rezolucije.

Zbog toga je, između ostalog, predmet istraživanja ove disertacije modelovanje i analiza uticaja medicinskih implantata na raspodelu elektromagnetskog polja, kao i količine apsorbovane energije unutar bioloških tkiva glave korisnika, usled izloženosti RF zračenju mobilnog telefona. Ovo zahteva formiranje adekvatnih numeričkih modela glave odrasle osobe, kreiranje modela aktuelnog pametnog telefona kao i modela metalnih medicinskih

implantata koji u dovoljnoj meri aproksimiraju morfologiju, dimenzije, biohemijske i elektromagnetske karakteristike tkiva i materijala. Primena takvog modela u okviru numeričkih proračuna i simulacija, obezbeđuje verodostojne rezultate u pogledu vrednosti prodrlog elektromagnetskog polja unutar određenih bioloških tkiva izloženih RF zračenju mobilnih telefona usled prisustva određenih implantata.

Formiranje strukture disertacije imalo je za cilj da se u najvećoj mogućoj meri obezbedi njeno praćenje na što jednostavniji način. Kompletan tekst podeljen je na 6 glava, uključujući Uvod (glava 1) i Zaključak (glava 6). Osnovna teorijska razmatranja, dobijeni rezultati kao i njihova analiza izloženi su u glavama 2 - 5. Prema potrebi, pojedine glave su podeljene na više adekvatnih poglavlja. Pri tome, pojedina razmatranja i analize ponavljaju se u više navrata u različitim delovima teksta, što omogućava praćenje toka disertacije u svakoj glavi pojedinačno, sa nevelikim brojem pozivanja na sadržaj prethodnih glava.

Sadržaj druge glave, čini opis numeričke metode FIT (*The Finite Integration Technique*) na kojoj se zasniva softver, korišćen za rešavanje elektromagnetskih problema u okviru disertacije. Ključna karakteristika pomenutog metoda je primena diskretizovane integralne forme sistema Maksvelovih jednačina umesto njegovog diferencijalnog oblika. Jasno je da vrsta mreže koja se koristi za diskretizaciju analiziranog domena ima važnu ulogu u pogledu brzine i tačnosti rezultata simulacije. Zbog toga je jedan deo ove glave posvećen i vrstama mreža neophodnih za diskretizaciju strukture određenih geometrijskih karakteristika, koja je predmet numeričke analize. Na kraju druge glave predstavljene su i prednosti pojedinih vrsta mreža kao i određenih tehnika implementiranih u primenjenom softverskom paketu za numeričko rešavanje elektromagnetskih problema.

U trećoj glavi dat je pregled i izložene su karakteristike određenih metalnih medicinskih implantata koji se koriste u hirurgiji glave i vrata. Akcenat je stavljen pre svega na implantate koji su od interesa za istraživanja čiji su rezultati predstavljeni u disertaciji:

- Titanijumski implantati za rekonstrukciju defekta lobanje;
- Titanijumske pločice i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice;
- Dentalni implantati i
- Fiksni ortodontski aparat (u daljem tekstu: fiksna zubna proteza).

Razvoj i proces kreiranja numeričkih modela korišćenih u simulaciji prostiranja elektromagnetskog talasa mobilnog telefona unutar bioloških tkiva korisnika, prikazani su u četvrtoj glavi. Detaljno je opisana konstrukcija trodimenzionalnog (3D) modela glave korisnika mobilnog telefona, metalnih medicinskih implantata kao i modela aktuelnog

pametnog telefona. Takođe, u ovom delu disertacije, prikazane su i vrednosti elektromagnetskih karakteristika bioloških tkiva i organa koje imaju važnu ulogu prilikom simulacije prostiranja elektromagnetskog talasa mobilnog telefona za različite noseće frekvencije. Na kraju četvrte glave, predstavljena je i procedura za kreiranje adekvatne mreže u okviru simulacije elektromagnetskih problema.

Rezultati dobijeni numeričkim proračunom, kao i analiza uticaja pomenutih metalnih medicinskih implantata na raspodelu električnog polja i vrednosti SAR-a unutar bioloških tkiva korisnika, predstavljaju sadržaj pete glave. Određena je prostorna raspodela električnog polja kao i količina apsorbovane energije usled prisustva metalnih medicinskih implantata prilikom izloženosti elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona. Takođe, sprovedena je sveobuhvatna analiza dobijenih rezultata za svaki medicinski implantat ponaosob.

Slike i tabele numerisane su za svako podpoglavlje posebno. Formule su numerisane i navođene u malim, a reference u srednjim (uglastim) zagradama.

1.1 Literatura

- [1.1] United States Census Bureau. (2019), dostupno na: <https://www.census.gov/en.html>
- [1.2] Groupe Speciale Mobile Association. (2019), dostupno na: <https://gsmaintelligence.com/>
- [1.3] IARC Classifies Radiofrequency Electromagnetic Fields as Possibly Carcinogenic to Humans, dostupno na: http://www.iarc.fr/en/media-centre/pr/2011/pdfs/pr208_E.pdf.
- [1.4] The INTERPHONE Study Group, Brain tumour risk in relation to mobile telephone use: results of the INTERPHONE international case-control study, *International Journal of Epidemiology*, June 2010, 39 (3), 675–694, <https://doi.org/10.1093/ije/dyq079>
- [1.5] Grell K, Frederiksen K, Schüz J, Cardis E, Armstrong B, Siemiatycki J, Krewski DR, McBride ML, Johansen C, Auvinen A, Hours M, Blettner M, Sadetzki S, Lagorio S, Yamaguchi N, Woodward A, Tynes T, Feychting M, Fleming SJ, Swerdlow AJ, Andersen PK. The Intracranial Distribution of Gliomas in Relation to Exposure From Mobile Phones: Analyses From the

- INTERPHONE Study. *Am J Epidemiol.* 2016 Dec 1;184(11):818-828. doi: 10.1093/aje/kww082. Epub 2016 Nov 3. PMID: 27810856; PMCID: PMC5152665.
- [1.6] Schoemaker MJ, Swerdlow AJ, Ahlbom A, Auvinen A, Blaasaas KG, Cardis E, Christensen HC, Feychting M, Hepworth SJ, Johansen C, Klæboe L, Lönn S, McKinney PA, Muir K, Raitanen J, Salminen T, Thomsen J, Tynes T. Mobile phone use and risk of acoustic neuroma: results of the Interphone case-control study in five North European countries. *Br J Cancer.* 2005 Oct 3; 93(7): 842-8. doi: 10.1038/sj.bjc.6602764. PMID: 16136046; PMCID: PMC2361634.
- [1.7] Larjavaara S, Schüz J, Swerdlow A, Feychting M, Johansen C, Lagorio S, Tynes T, Klæboe L, Tonjer SR, Blettner M, Berg-Beckhoff G, Schlehofer B, Schoemaker M, Britton J, Mäntylä R, Lönn S, Ahlbom A, Flodmark O, Lilja A, Martini S, Rastelli E, Vidiri A, Kähärä V, Raitanen J, Heinävaara S, Auvinen A. Location of gliomas in relation to mobile telephone use: a case-case and case-specular analysis. *Am J Epidemiol.* 2011 Jul 1;174(1):2-11. doi: 10.1093/aje/kwr071. Epub 2011 May 24. PMID: 21610117.
- [1.8] Cardis E, Armstrong BK, Bowman JD, Giles GG, Hours M, Krewski D, McBride M, Parent ME, Sadetzki S, Woodward A, Brown J, Chetrit A, Figuerola J, Hoffmann C, Jarus-Hakak A, Montestrucq L, Nadon L, Richardson L, Villegas R, Vrijheid M. Risk of brain tumours in relation to estimated RF dose from mobile phones: results from five Interphone countries. *Occup Environ Med.* 2011 Sep;68(9):631-40. doi: 10.1136/oemed-2011-100155. Epub 2011 Jun 9. PMID: 21659469; PMCID: PMC3158328.
- [1.9] Johansen C, Boice JD, Jr., McLaughlin JK, Olsen JH, Cellular Telephones and Cancer—a Nationwide Cohort Study in Denmark, *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 2001 February 7, 93, (3): 203–207, <https://doi.org/10.1093/jnci/93.3.203>
- [1.10] Schüz J, Jacobsen R, Olsen JH, Boice JD, Jr, McLaughlin JK, Johansen C, Cellular Telephone Use and Cancer Risk: Update of a Nationwide Danish Cohort, *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 2006 December 6, 98(23): 707–1713, <https://doi.org/10.1093/jnci/djj464>

- [1.11] Frei P, Poulsen AH, Johansen C, Olsen JH, Steding-Jessen M, Schüz J. Use of mobile phones and risk of brain tumours: update of Danish cohort study. *BMJ*. 2011 Oct 19;343: d6387. doi: 10.1136/bmj.d6387. PMID: 22016439; PMCID: PMC3197791.
- [1.12] Benson VS, Pirie K, Schüz J, Reeves GK, Beral V, Green J; Million Women Study Collaborators. Mobile phone use and risk of brain neoplasms and other cancers: prospective study. *Int J Epidemiol*. 2013 Jun;42(3):792-802. doi: 10.1093/ije/dyt072. Epub 2013 May 8. PMID: 23657200.
- [1.13] Benson VS, Pirie K, Schüz J, Reeves GK, Beral V, Green J. Authors' response to: the case of acoustic neuroma: comment on mobile phone use and risk of brain neoplasms and other cancers. *Int J Epidemiol*. 2014 Feb;43(1):275. doi: 10.1093/ije/dyt186. Epub 2013 Sep 27. PMID: 24078152.
- [1.14] Muscat JE, Malkin MG, Thompson S, Shore RE, Stellman SD, McRee D, Neugut AI, Wynder EL. Handheld cellular telephone use and risk of brain cancer. *JAMA*. 2000 Dec 20;284(23):3001-7. doi: 10.1001/jama.284.23.3001. Erratum in: *JAMA* 2001 Mar 14;286(10):1293. PMID: 11122586.
- [1.15] Inskip PD, Tarone RE, Hatch EE, Wilcosky TC, Shapiro WR, Selker RG, Fine HA, Black PM, Loeffler JS, Linet MS. Cellular-telephone use and brain tumors. *N Engl J Med*. 2001 Jan 11;344(2):79-86. doi: 10.1056/NEJM200101113440201. PMID: 11150357.
- [1.16] Coureau G, Bouvier G, Lebailly P, Fabbro-Peray P, Gruber A, Leffondre K, Guillamo JS, Loiseau H, Mathoulin-Pélissier S, Salamon R, Baldi I. Mobile phone use and brain tumours in the CERENAT case-control study. *Occup Environ Med*. 2014 Jul;71(7):514-22. doi: 10.1136/oemed-2013-101754. Epub 2014 May 9. PMID: 24816517.
- [1.17] Hardell L, Carlberg M, Hansson Mild K. Pooled analysis of case-control studies on malignant brain tumours and the use of mobile and cordless phones including living and deceased subjects. *Int J Oncol*. 2011 May;38(5):1465-74. doi: 10.3892/ijo.2011.947. Epub 2011 Feb 17. PMID: 21331446.

- [1.18] Lönn S, Ahlbom A, Hall P, Feychting M; Swedish Interphone Study Group. Long-term mobile phone use and brain tumor risk. *Am J Epidemiol*. 2005 Mar 15;161(6):526-35. doi: 10.1093/aje/kwi091. PMID: 15746469.
- [1.19] Aydin D, Feychting M, Schüz J, Tynes T, Andersen TV, Schmidt LS, Poulsen AH, Johansen C, Prochazka M, Lannering B, Klæboe L, Eggen T, Jenni D, Grotzer M, Von der Weid N, Kuehni CE, Rööslı M. Mobile phone use and brain tumors in children and adolescents: a multicenter case-control study. *J Natl Cancer Inst*. 2011 Aug 17;103(16):1264-76. doi: 10.1093/jnci/djr244. Epub 2011 Jul 27. PMID: 21795665.
- [1.20] Khurana VG, Teo C, Kundi M, Hardell L, Carlberg M. Cell phones and brain tumors: a review including the long-term epidemiologic data. *Surg Neurol*. 2009 Sep;72(3):205-14; discussion 214-5. doi: 10.1016/j.surneu.2009.01.019. Epub 2009 Mar 27. PMID: 19328536.
- [1.21] Huss A, Spoerri A, Egger M, Rööslı M. Swiss National Cohort Study. Residence near power lines and mortality from neurodegenerative diseases: longitudinal study of the Swiss population. *Am J Epidemiol*. 2009 Jan 15;169(2):167-75. doi: 10.1093/aje/kwn297. Epub 2008 Nov 5. PMID: 18990717.
- [1.22] Schüz J, Waldemar G, Olsen JH, Johansen C. Risks for central nervous system diseases among mobile phone subscribers: a Danish retrospective cohort study. *PLoS One*. 2009;4(2): e4389. doi: 10.1371/journal.pone.0004389. Epub 2009 Feb 5. PMID: 19194493; PMCID: PMC2632742.
- [1.23] Ahlbom A, Green A, Kheifets L, Savitz D, Swerdlow A; ICNIRP (International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection) Standing Committee on Epidemiology. Epidemiology of health effects of radiofrequency exposure. *Environ Health Perspect*. 2004 Dec;112(17):1741-54. doi: 10.1289/ehp.7306. PMID: 15579422; PMCID: PMC1253668.
- [1.24] Volkow ND, Tomasi D, Wang GJ, Vaska P, Fowler JS, Telang F, Alexoff D, Logan J, Wong C. Effects of cell phone radiofrequency signal exposure on brain glucose metabolism. *JAMA*. 2011 Feb 23;305(8):808-13. doi: 10.1001/jama.2011.186. PMID: 21343580; PMCID: PMC3184892.

- [1.25] Kwon MS, Vorobyev V, Kännälä S, Laine M, Rinne JO, Toivonen T, Johansson J, Teräs M, Lindholm H, Alanko T, Hämäläinen H. GSM mobile phone radiation suppresses brain glucose metabolism. *J Cereb Blood Flow Metab.* 2011 Dec;31(12):2293-301. doi: 10.1038/jcbfm.2011.128. Epub 2011 Sep 14. PMID: 21915135; PMCID: PMC3323189.
- [1.26] Kwon MS, Vorobyev V, Kännälä S, Laine M, Rinne JO, Toivonen T, Johansson J, Teräs M, Joutsa J, Tuominen L, Lindholm H, Alanko T, Hämäläinen H. No effects of short-term GSM mobile phone radiation on cerebral blood flow measured using positron emission tomography. *Bioelectromagnetics.* 2012 Apr;33(3):247-56. doi: 10.1002/bem.20702. Epub 2011 Sep 19. PMID: 21932437.
- [1.27] Hirose H, Suhara T, Kaji N, Sakuma N, Sekijima M, Nojima T, Miyakoshi J. Mobile phone base station radiation does not affect neoplastic transformation in BALB/3T3 cells. *Bioelectromagnetics.* 2008 Jan; 29(1):55-64. doi: 10.1002/bem.20362. PMID: 17694516.
- [1.28] Oberto G, Rolfo K, Yu P, Carbonatto M, Peano S, Kuster N, Ebert S, Tofani S. Carcinogenicity study of 217 Hz pulsed 900 MHz electromagnetic fields in Pim1 transgenic mice. *Radiat Res.* 2007 Sep;168(3):316-26. doi: 10.1667/rr0425.1. PMID: 17705642.
- [1.29] Zook BC, Simmens SJ. The effects of pulsed 860 MHz radiofrequency radiation on the promotion of neurogenic tumors in rats. *Radiat Res.* 2006 May;165(5): 608-15. doi: 10.1667/RR3551.1. PMID: 16669743.
- [1.30] Lin JC. "Cancer Occurrences in Laboratory Rats From Exposure to RF and Microwave Radiation," in *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 2017 June; 1(1): 2-13. doi: 10.1109/JERM.2017.2721427
- [1.31] Gong Y, Capstick M, Kuehn S, Wilson P, Ladbury J, Koepke G, McCormick DL, Melnick RL, Kuster N. Life-Time Dosimetric Assessment for Mice and Rats Exposed in Reverberation Chambers of the 2-Year NTP Cancer Bioassay Study on Cell Phone Radiation. *IEEE Trans Electromagn Compat.* 2017 Dec; 59(6): 1798-1808. doi: 10.1109/TEMC.2017.2665039. Epub 2017 Mar 17. PMID: 29217849; PMCID: PMC5714545.

- [1.32] Capstick M, Kuster N, Kuehn S, Berdinas-Torres V, Gong Y, Wilson P, Ladbury J, Koepke G, McCormick DL, Gauger J, Melnick RL. A Radio Frequency Radiation Exposure System for Rodents based on Reverberation Chambers. *IEEE Trans Electromagn Compat.* 2017 Aug;59(4):1041-1052. doi: 10.1109/TEMPC.2017.2649885. Epub 2017 Mar 17. PMID: 29217848; PMCID: PMC5714549.
- [1.33] Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I. Effects of microwaves emitted by cellular phones on human slow brain potentials. *Bioelectromagnetics.* 1998;19(6):384-7. doi: 10.1002/(sici)1521-186x(1998)19:6<384::aid-bem6>3.0.co;2-y. PMID: 9738529.
- [1.34] Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I. Microwaves emitted by cellular telephones affect human slow brain potentials. *Eur J Appl Physiol.* 2000 Jan;81(1-2):18-27. doi: 10.1007/PL00013791. PMID: 10552262.
- [1.35] Preece AW, Iwi G, Davies-Smith A, Wesnes K, Butler S, Lim E, Varey A. Effect of a 915-MHz simulated mobile phone signal on cognitive function in man. *Int J Radiat Biol.* 1999 Apr;75(4):447-56. doi: 10.1080/095530099140375. PMID: 10331850.
- [1.36] Koivisto M, Revonsuo A, Krause C, Haarala C, Sillanmäki L, Laine M, Hämäläinen H. Effects of 902 MHz electromagnetic field emitted by cellular telephones on response times in humans. *Neuroreport.* 2000 Feb 7; 11(2): 413-5. doi: 10.1097/00001756-200002070-00038. PMID: 10674497.
- [1.37] Haarala C, Björnberg L, Ek M, Laine M, Revonsuo A, Koivisto M, Hämäläinen H. Effect of a 902 MHz electromagnetic field emitted by mobile phones on human cognitive function: A replication study. *Bioelectromagnetics.* 2003 May; 24(4): 283-8. doi: 10.1002/bem.10105. PMID: 12696088.
- [1.38] Haarala, C, Ek, M, Björnberg, L, Laine, M, Revonsuo, A, Koivisto, M. and Hämäläinen, H. 902 MHz mobile phone does not affect short term memory in humans. *Bioelectromagnetics*, 2004, 25: 452-456.
<https://doi.org/10.1002/bem.20014>

- [1.39] Lee TM, Lam PK, Yee LT, Chan CC. The effect of the duration of exposure to the electromagnetic field emitted by mobile phones on human attention. *Neuroreport*. 2003 Jul 18;14(10):1361-4.
doi: 10.1097/01.wnr.0000078400.18847.f9. PMID: 12876474.
- [1.40] Curcio G, Ferrara M, De Gennaro L, Cristiani R, D'Inzeo G, Bertini M. Time-course of electromagnetic field effects on human performance and tympanic temperature. *Neuroreport*. 2004 Jan 19; 15(1): 161-4. doi: 10.1097/00001756-200401190-00031. PMID: 15106850.
- [1.41] Hamblin DL, Wood AW, Croft RJ, Stough C. Examining the effects of electromagnetic fields emitted by GSM mobile phones on human event-related potentials and performance during an auditory task. *Clin Neurophysiol*. 2004 Jan; 115(1): 171-8. doi: 10.1016/s1388-2457(03)00313-4. PMID: 14706485.
- [1.42] Hamblin DL, Croft RJ, Wood AW, Stough C, Spong J. The sensitivity of human event-related potentials and reaction time to mobile phone emitted electromagnetic fields. *Bioelectromagnetics*. 2006 May; 27(4): 265-73. doi: 10.1002/bem.20209. PMID: 16437544.
- [1.43] Besset A, Espa F, Dauvilliers Y, Billiard M, de Seze R. No effect on cognitive function from daily mobile phone use. *Bioelectromagnetics*. 2005 Feb; 26(2): 102-8. doi: 10.1002/bem.20053. PMID: 15672372.
- [1.44] Lee AK, Choi HD, Lee HS, Pack JK. Human Head Size and SAR Characteristics for Handset Exposure. *Etri Journal - ETRI J*. 2002, 24: 176-180. doi:10.4218/etrij.02.0202.0202.
- [1.45] Kouveliotis N, Panagiotou S, Varlamos P, and Capsalis CN. Theoretical Approach of the Interaction Between a Human Head Model and a Mobile Handset Helical Antenna Using Numerical Methods. *Progress In Electromagnetics Research*, 2006, 65: 309-327. doi:10.2528/PIER06101901.
- [1.46] El Dein AZ. and Amr A. Specific absorption rate (SAR) induced in human heads of various sizes when using a mobile phone. 2010 7th International Multi- Conference on Systems, Signals and Devices, Amman, 2010, pp. 1-6. doi: 10.1109/SSD.2010.5585549

- [1.47] Whittow WG, Panagamuwa CJ, Edwards RM, Vardaxoglou JC. The Energy Absorbed in the Human Head Due to Ring-Type Jewelry and Face-Illuminating Mobile Phones Using a Dipole and a Realistic Source. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 2008 Dec. 56(12): 3812-3817. doi: 10.1109/TAP.2008.2007353
- [1.48] Khalatbari S, Sardari D, Mirzaee AA and Sadafi HA. Calculating SAR in Two Models of the Human Head Ex-posed to Mobile Phones Radiations at 900 and 1800 MHz. *Progress In Electromagnetics Research Symposium 2006, Cambridge, USA, March 26-29, 2006*, doi:10.2529/PIERS050905190653.
- [1.49] Jensen MA, Rahmat-Samii Y. EM interaction of handset antennas and a human in personal communications. *Proceedings of the IEEE*. 1995 Jan, 83(1): 7-17. doi: 10.1109/5.362755
- [1.50] Watanabe S, Taki H, Nojima T and Fujiwara O. Characteristics of the SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand-held portable radio. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1996 Oct, 44(10): 1874-1883. doi: 10.1109/22.539946
- [1.51] Iskander ME, Zhengqing Y, Quintero IR. Polarization and human body effects on the microwave absorption in a human head exposed to radiation from handheld devices. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2000 Nov, 48(11): 1979-1987. doi: 10.1109/22.884186
- [1.52] De Salles AAA, Ferndadez CR, Bonadiman M. FDTD simulations and measurements on planar antennas for mobile phones. *Proceedings of the 2003 SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference - IMOC 2003. (Cat. No.03TH8678), Foz do Iguacu, 2003, vol 2, pp. 1043-1048* doi: 10.1109/IMOC.2003.1242866
- [1.53] Fernández CR, Bonadiman M, De Salles AAA. FDTD simulations and measurements for cell phone with planar antennas. *Ann. Télécommun.* 2004, 59: 1012–1030. <https://doi.org/10.1007/BF03179708>
- [1.54] Gandhi OP, Lazzi G and Furse CM. Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz. *IEEE Transactions*

- on Microwave Theory and Techniques, 1996 Oct, 44(10): 1884-1897. doi: 10.1109/22.539947
- [1.55] American National Standards Institute (ANSI), “IEEE C95.1-1991: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz”, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 345 East 47 Street, New York, NY 10017-2394, USA.
- [1.56] ICNIRP Guidelines, “Guidelines for Limiting Exposure to Time- Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (Up to 300 GHz), International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection”, Health Physics, vol. 74, n°. 4, pp. 494-522, April 1998.
- [1.57] IEEE 2005 IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz IEEE Std C95.1-2005 (New York: IEEE)
- [1.58] CENELEC 2001 Basic standard for the measurement of specific absorption rate related to human exposure to electromagnetic fields from mobile phones (300 MHz–3 GHz) Standard EN 50361 (Brussels: CENELEC)
- [1.59] IEEE 2003 Recommended practice for determining the spatial-peak specific absorption rate (SAR) in the human body due to wireless communications devices: measurement techniques IEEE 1528 (New York: IEEE)
- [1.60] IEC 2005 Human exposure to radio frequency fields from handheld and body-mounted wireless communication devices—Human models, instrumentation and procedures: part 1. Procedure to determine the specific absorption rate (SAR) for handheld devices used in close proximity to the ear (frequency range of 300 MHz to 3 GHz IEC 62 209 (Geneva: IEC)
- [1.61] Christ A, Kuster N. Differences in RF energy absorption in the heads of adults and children. *Bioelectromagnetics*. 2005;Suppl 7:S31-44. doi: 10.1002/bem.20136. PMID: 16142771.
- [1.62] Martens L. Electromagnetic safety of children using wireless phones: a literature review. *Bioelectromagnetics*. 2005;Suppl 7:S133-7. doi: 10.1002/bem.20150. PMID: 16059915.

- [1.63] Wiart J, Hadjem A, Gadi N, Bloch I, Wong MF, Pradier A, Lautru D, Hanna VF, Dale C. Modeling of RF head exposure in children. *Bioelectromagnetics*. 2005;Suppl 7:S19-30. doi: 10.1002/bem.20155. PMID: 16142772.
- [1.64] Kainz W, Christ A, Kellom T, Seidman S, Nikoloski N, Beard B, Kuster N. Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning. *Phys Med Biol*. 2005 Jul 21;50(14):3423-45. doi: 10.1088/0031-9155/50/14/016. Epub 2005 Jul 6. PMID: 16177519; PMCID: PMC5839323.
- [1.65] Bit-Babik G, Guy AW, Chou CK, Faraone A, Kanda M, Gessner A, Wang J, Fujiwara O. Simulation of exposure and SAR estimation for adult and child heads exposed to radiofrequency energy from portable communication devices. *Radiat Res*. 2005 May;163(5):580-90. doi: 10.1667/rr3353. PMID: 15850420.
- [1.66] Wiart J, Hadjem A, Wong MF, Bloch I. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults. *Phys Med Biol*. 2008 Jul 7;53(13):3681-95. doi: 10.1088/0031-9155/53/13/019. Epub 2008 Jun 19. PMID: 18562780.
- [1.67] Christ A, Gosselin MC, Kühn S, Kuster N. Impact of pinna compression on the RF absorption in the heads of adult and juvenile cell phone users. *Bioelectromagnetics*. 2010, 31: 406-412. <https://doi.org/10.1002/bem.20575>
- [1.68] Morgan LL, Kesari S. and Davis DL. Why children absorb more microwave radiation than adults: The consequences. *Journal of Microscopy and Ultrastructure*. 2014, 2(4): pp.197–204, ISSN 2213-879X, doi: 10.1016/j.jmau.2014.06.005.
- [1.69] Gandhi OP. Yes the Children Are More Exposed to Radiofrequency Energy From Mobile Telephones Than Adults. *IEEE Access*. 2015, 3: 985-988. doi: 10.1109/ACCESS.2015.2438782
- [1.70] Christ A, Gosselin MC, Christopoulou M, Kühn S, Kuster N. Age-dependent tissue-specific exposure of cell phone users. *Phys Med Biol*. 2010 Apr 7;55(7):1767-83. doi: 10.1088/0031-9155/55/7/001. Epub 2010 Mar 5. PMID: 20208098.
- [1.71] Wang J, Fujiwara O, Watanabe S. Approximation of aging effect on dielectric tissue properties for SAR assessment of mobile telephones. *IEEE Transactions*

- on Electromagnetic Compatibility. 2006 May, 48(2): 408-413. doi: 10.1109/TEMPC.2006.874085
- [1.72] Thurai M, Goodridge VD, Sheppard RJ, Grant EH. Variation with age of the dielectric properties of mouse brain cerebrum. *Phys Med Biol.* 1984 Sep; 29(9): 1133-6. doi: 10.1088/0031-9155/29/9/009. PMID: 6483977.
- [1.73] Thurai M, Steel MC, Sheppard RJ, Grant EH. Dielectric properties of developing rabbit brain at 37 degrees C. *Bioelectromagnetics.* 1985; 6(3): 235-42. doi: 10.1002/bem.2250060304. PMID: 3836667.
- [1.74] Peyman A, Rezazadeh AA, Gabriel C. Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies. *Phys Med Biol.* 2001 Jun; 46(6): 1617-29. doi: 10.1088/0031-9155/46/6/303. Erratum in: *Phys Med Biol* 2002 Jun 21;47(12):2187-8. PMID: 11419623.
- [1.75] Gabriel C. Dielectric properties of biological tissue: variation with age. *Bioelectromagnetics.* 2005; Suppl 7:S12-8. doi: 10.1002/bem.20147. PMID: 16142779.
- [1.76] Schmid G, Uberbacher R. Age dependence of dielectric properties of bovine brain and ocular tissues in the frequency range of 400 MHz to 18 GHz. *Phys Med Biol.* 2005 Oct 7; 50(19): 4711-20. doi: 10.1088/0031-9155/50/19/019. Epub 2005 Sep 21. PMID: 16177499.
- [1.77] Peyman A, Holden S, Gabriel C. Dielectric properties of tissues at microwave frequencies. RUM 3 report. Available at <https://goo.gl/LQUtFE>
- [1.78] Peyman A, Gabriel C, Grant EH, Vermeeren G, Martens L. Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of SAR in children when exposed to walkie-talkie devices. *Phys Med Biol.* 2009 Jan 21; 54(2): 227-41. doi: 10.1088/0031-9155/54/2/004. Epub 2008 Dec 16. Erratum in: *Phys Med Biol.* 2010 Sep 7;55(17):5249. PMID: 19088390.
- [1.79] Peyman A, Rezazadeh AA, Gabriel C. Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies. *Phys Med Biol.* 2001 Jun; 46(6): 1617-29. doi: 10.1088/0031-9155/46/6/303. Erratum in: *Phys Med Biol* 2002 Jun 21;47(12):2187-8. PMID: 11419623.

- [1.80] Peyman A, Holden SJ, Watts S, Perrott R, Gabriel C. Dielectric properties of porcine cerebrospinal tissues at microwave frequencies: in vivo, in vitro and systematic variation with age. *Physics in Medicine and Biology*. 2007 Apr; 52(8): 2229-2245. DOI: 10.1088/0031-9155/52/8/013.
- [1.81] Peyman, A, Gabriel, C, Benedickter, H R, & Froehlich, J. Dielectric properties of human placenta, umbilical cord and amniotic fluid. *Physics in Medicine and Biology*, 2011 Apr, 56(7): N93-N98. doi:101088/0031-9155/56/7/N01
- [1.82] Jovanovic BD, Stankovic BV, Cvetkovic NN, Krstic D.D, Vuckovic D. The impact of human age on the amount of absorbed energy from mobile phone. *COMPEL International Journal of Computations and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, 2019, 38(5). doi: 10.1108/COMPEL-12-2018-0511
- [1.83] Koulouridis S, Christopoulou M, Nikita KS. Comparative Assessment of Power Absorption in Heads of Adults and Children Exposed to the Radiation of Cellular Phones at 1800 MHz. *Environmentalist* 2005, 25: 223–232. <https://doi.org/10.1007/s10669-005-4287-5>
- [1.84] De Salles AA, Bulla G, Rodriguez CE. Electromagnetic absorption in the head of adults and children due to mobile phone operation close to the head. *Electromagnetic Biology and Medicine*. 2006, 25(4): 349-360. doi: 10.1080/15368370601054894.
- [1.85] Christ A, Gosselin MC, Christopoulou M, Kühn S, Kuster N. Age-dependent tissue-specific exposure of cell phone users. *Phys Med Biol*. 2010 Apr 7; 55(7):1767-83. doi: 10.1088/0031-9155/55/7/001. Epub 2010 Mar 5. PMID: 20208098.
- [1.86] Akimoto S. et al. Evaluation of Specific Absorption Rate for a Fetus by Portable Radio Terminal Close to the Abdomen of a Pregnant Woman. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2010 Dec, 58(12): 3859-3865. doi: 10.1109/TMTT.2010.2083912
- [1.87] Tomruk A, Guler G , Tandogan B, Ozgur E, Ulusu N, Seyhan N. Effects of Intrauterine and Extrauterine Exposure to 1800 MHz GSM-Like Radiofrequency Radiation on Liver Regulatory Enzymes Activities in Infant

- Female Rabbits. World Academy of Science, Engineering and Technology, Open Science Index 44, International Journal of Biotechnology and Bioengineering, 2010, 4(8): 500 – 504. doi: doi.org/10.5281/zenodo.1078084
- [1.88] Gandhi OP, Morgan LL, de Salles AA, Han YY, Herberman RB, Davis DL. Exposure limits: the underestimation of absorbed cell phone radiation, especially in children. *Electromagn Biol Med.* 2012 Mar; 31(1): 34-51. doi: 10.3109/15368378.2011.622827. Epub 2011 Oct 14. PMID: 21999884.
- [1.89] Whittow WG, Edwards RM, Panagamuwa CJ, et al. Effect of tongue jewellery and orthodontist metallic braces on the SAR due to mobile phones in different anatomical human head models including children. *Proc. Loughborough Antennas and Propagation Conference, Loughborough, UK.* 2008, March; 293-296. doi: 10.1109/LAPC.2008.4516924
- [1.90] Jovanović BD, Krasić DjD, Stanković BV, Cvetković NN, Vučković DD. Electric Field and SAR Distribution in the Vicinity of Orthodontic Brace Exposed to the Cell Phone Radiation. *ACES Journal*, 2019 December, 34(12): 1904-1914, ISSN 1054-4887. <https://bit.ly/382fNWF>
- [1.91] Mortazavi SMJ, Paknahad M, Khaleghi I, Eghlidospour M. Effect of radiofrequency electromagnetic fields (RF-EMFS) from mobile phones on nickel release from orthodontic brackets: An in vitro study. *Int Orthod.* 2018 Sep; 16(3): 562-570. doi: 10.1016/j.ortho.2018.06.013. Epub 2018 Jul 12. PMID: 30007574.
- [1.92] Fujii, Y. Gold Alloy Dental Inlay for Preventing Involuntary Body Movements Caused by Electromagnetic Waves Emitted by a Cell Phone. *Open Journal of Antennas and Propagation*, 2014, 2: 37-43. doi: 10.4236/ojapr.2014.24005

2. NUMERIČKI METODI ZA REŠAVANJE ELEKTROMAGNETSKIH PROBLEMA

Svi elektromagnetski problemi mogu se matematički opisati pomoću potpunog sistema Maksvelovih jednačina. Primena njihovog integralnog oblika omogućava rešavanje problema u kojima je prisutan visok stepen simetrije, dok analiza ostalih problema po pravilu zahteva uključivanje u proceduru lokalnog oblika Maksvelovih jednačina, što podrazumeva postojanje odgovarajućih hardverskih i softverskih kapaciteta. Zato su ranija istraživanja bila bazirana na modelima koji telo čoveka aproksimiraju pomoću homogenih objekata jednostavnih geometrija. Ubrzan razvoj računara i hardverskih elemenata koji je usledio, uslovio je i odgovarajući odgovor u vidu formiranja novih i usavršavanja postojećih numeričkih postupaka i metoda koji se mogu koristiti za rešavanje elektromagnetskih problema u slučaju složenih anatomskih modela. Na taj način je stvorena teorijska osnova za izradu modernih softverskih alata namenjenih rešavanju problema elektromagnetskog polja u prisustvu domena različitih kompleksnih geometrija. Suštinski, numerički metodi za rešavanje elektromagnetskih problema zasnivaju se na primeni diskretizovanog oblika Maksvelovih jednačina umesto njihovog integralnog ili diferencijalnog oblika. U zavisnosti od načina diskretizacije prostora, ovi metodi mogu se podeliti na diferencijalne, integralne i mešovite, pa će u nastavku tekst samo neki od numeričkih metoda biti pomenuti:

- Diferencijalni numerički metodi:
 - Metod konačnih elemenata (FEM-*Finite element method*) [2.1 - 2.4];
 - Metod konačnih elemenata u vremenskom domenu (FEMTD- *Finite Element Method Time-Domain*) [2.5, 2.6] i
 - Metod konačnih razlika u vremenskom domenu (FDTD - *The Finite Difference Time-Domain Method*) [2.7 - 2.11].
- Integralni numerički metodi:
 - Metod momenta (MoM - *Method of Moments*) [2.12 - 2.15];
 - Metod konačnih integrala (konačne integracije) (FIT- *The finite integration technique*) [2.16];

- Metod integralnih jednačina graničnih uslova (BIEM - *Boundary Integral Equation Method*) [2.17];
 - Mrežna metoda (GMT - *Generalized Multipole Technique*) [2.18-2.20]; i
 - Metod jednačina površinskih integrala (SIE - *Surface-integral-equation*) [2.21, 2.22].
- Mešoviti numerički metodi:
- Metod vodova (TLM - *Transmission-Line Matrix Method*)
 - Metod graničnih elemenata (BEM - *Boundary Elements Method*)
 - Metod impedanse (IM - *Impedance method*) [2.23].

Kako je softverski paket za numeričku analizu prostorne raspodele elektromagnetskog polja, korišćen u istraživanjima čiji su rezultati izloženi u okviru disertacije zasnovan na tehnici konačnih integrala FIT, ovaj metod će biti detaljnije opisan u nastavku teksta.

2.1 Metod konačnih integrala i diskretizacija Maksvelovih jednačina u integralnom obliku

Pored prethodno pomenutih metoda, najčešće korišćen metod za simulaciju elektromagnetskih problema, koji je prvi put 1977. godine predstavio profesor Weiland, jeste metod konačnih integrala (FIT- *The Finite Integration Technique*) [2.16]. Ovaj pristup podrazumeva korišćenje diskretizacione šeme integralnog oblika Maksvelovih jednačina i omogućava simuliranje realnih elektromagnetskih problema složenih geometrija. Uspešan razvoj metode konačnih integrala je verovatno posledica tri faktora. Najpre je to algoritam baziran na temeljnim teorijskim osnovama. Nadalje, primenjiv je ne samo u frekvencijskom već i u vremenskom domenu, omogućavajući na taj način simulaciju veoma velikih i kompleksnih struktura. Poslednje, ali ne i najmanje bitno je mogućnost aplikacije metoda na različite tipove mreža kojima se u elektromagnetskom smislu modeluje posmatrani domen.

Tekst koji sledi sadrži pojašnjenje metoda diskretizacije sistema Maksvelovih jednačina u integralnom obliku. Integralni sistem Maksvelovih jednačina iskazuje se pomoću narednih izraza:

$$\oint_c \vec{E} \cdot d\vec{l} = - \int_s \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \cdot d\vec{S} \text{ - Faradejev zakon,} \quad (2.1.1)$$

$$\oint_s \vec{B} \cdot d\vec{S} = 0, \text{ Zakon o konzervaciji magnetnog fluksa} \quad (2.1.2)$$

$$\oint_c \vec{H} \cdot d\vec{l} = \int_s (\vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}) \cdot d\vec{S} \text{ - Amperov zakon,} \quad (2.1.3)$$

$$\oint_s \vec{D} \cdot d\vec{S} = q_s = \int_v \rho dV \text{ - Gausov zakon,} \quad (2.1.4)$$

gde je \vec{E} vektor jačine električnog polja, \vec{B} vektor magnetske indukcije, \vec{H} vektor jačine magnetskog polja, \vec{D} vektor električne indukcije i gde je $\forall S \in R^2$ i $\forall V \in R^3$. Dobro je poznato da se konstitutivne veze između pojedinih veličina u linearnim i izotropnim sredinama opisuju relacijama

$$\begin{aligned} \vec{B} &= \mu \vec{H}, \\ \vec{D} &= \epsilon \vec{E}, \text{ i} \\ \vec{J} &= \sigma \vec{E}, \end{aligned} \quad (2.1.5)$$

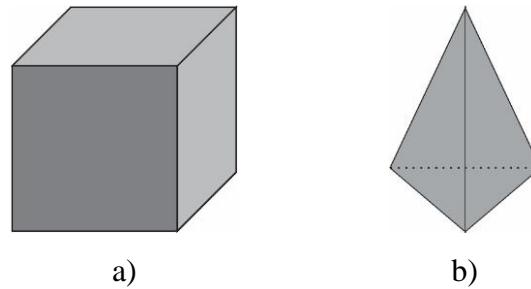
gde su μ magnetna permeabilnost, ϵ dielektrična konstanta i σ specifična provodnost.

Diskretizacija sistema Maksvelovih jednačina biće ilustrovana pomoću primene generalizovane šeme FDTD metoda, poznate kao tehnika konačnih integrala (FIT). Ovaj pristup prvobitno je razvijen nezavisno od dobro poznate FDTD metode [2.24] za slučaj frekvencijskog domena [2.16], a kasnije je implementiran za čitav opseg primene Maksvelovih jednačina [2.25, 2.26].

FIT metod koristi primarnu i dualnu mrežu koje suštinski imaju opštu strukturu kao i standardna Yee-ova ćelija [2.24] kod FDTD metoda. Pri tome je ovaj metod implementiran u kodovima softverskih paketa za različite oblike mreža [2.26 - 2.31], dok ograničenja postoje samo za nekoliko određenih tipova mreža.

Primarna mreža celokupnog domena u kome se vrši proračun predstavlja skup ćelija označenih sa $V_i (i = 1 \dots N_V)$, pri čemu je svaka ćelija ograničena površinama $S_i (i = 1 \dots N_S)$, a svaka površina ograničena ivicama $L_i (i = 1 \dots N_L)$. Ove ćelije primarne mreže formiraju skup G . U cilju aproksimacije realne strukture materijala, pretpostavlja se da materijal unutar

svake ćelije može biti različitih karakteristika, ali homogen u domenu svake ćelije ponaosob. Dualna mreža pozicionirana je tako da svaka ivica ćelije primarne mreže prodire kroz površinu ćelije dualne mreže i da svako teme ćelije primarne mreže leži u centru ćelije dualne mreže. Ovako dislocirane ćelije formiraju skup \tilde{G} . Sve veličine koje se odnose na dualnu mrežu (ivice, površine itd.) nose oznaku \sim . Primena ove procedure biće analizirana za najčešće korišćene ćelije mreže oblika heksaedra i tetraedra (Slika 2.1.1).

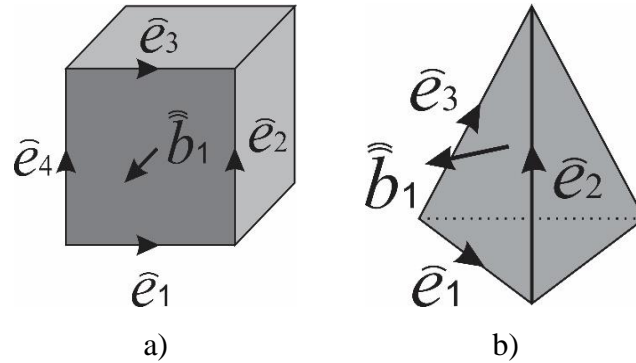


Slika 2.1.1 - Oblik elementarne ćelije mreže: a) ćelija oblika heksaedra; b) ćelija oblika tetraedra.

Sušтина bilo kog numeričkog metoda jeste pravilan izbor promenljivih veličina koje je neophodno izračunati. U zavisnosti od formulacije metoda, to mogu biti vektorski potencijal, skalarni potencijal, vektori polja ili bilo koje druge izvedene veličine. Izbor koji se nameće su svakako vrednosti vektora polja koji se pojavljuju u Maksvelovim jednačinama (2.1.1)-(2.1.4) na sredinama ivica ćelija mreže, što je i osnovna ideja FDTD metode. Međutim, upotreba napona i flukseva umesto komponenti polja, omogućava elegantan način definisanja matričnog oblika sistema Maksvelovih jednačina [2.26]. Zbog toga se kod FIT metoda kao promenljive koriste takozvani naponi i fluksevi mreže. Ove skalarne veličine definisane su kao integrali vektora električnog i magnetskog polja duž geometrije ćelije mreže (Slika 2.1.2).

$$\begin{aligned}
 \hat{e}_i &= \int_{L_i} \vec{E} \cdot d\vec{l}, \\
 \hat{b}_i &= \int_{S_i} \vec{B} \cdot d\vec{S}, \\
 \hat{h}_i &= \int_{L_i} \vec{H} \cdot d\vec{l}, \\
 \hat{d}_i &= \int_{\hat{S}_i} \vec{D} \cdot d\vec{S}, \\
 \hat{j}_i &= \int_{\hat{S}_i} \vec{J} \cdot d\vec{S}.
 \end{aligned} \tag{6}$$

U prethodnim jednačinama, \bar{e}_i predstavlja električni napon duž ivica L_i koje ograničavaju površinu S_i , \hat{h}_i je magnetski napon, \hat{d}_i i \hat{b}_i označavaju električni i magnetski fluks respektivno, dok je \hat{j}_i fluks gustine električne struje.



Slika 2.1.2 - Raspodela napona i flukseva po ivicama i površinama a) ćelije oblika heksaedra i b) ćelije oblika tetraedra kod FIT metoda.

Transformacija Faradejevog zakona u integralnom obliku (2.1.1) u diskretni prostor određen gore definisanim skalarnim veličinama (2.1.6), može se izvršiti ukoliko se Faradejev zakon formuliše za površine ćelija prikazane na Slici 2.1.2. Na osnovu definisanih skalarnih veličina (2.1.6) i na osnovu oznaka sa Slike 2.1.2a, može se obrazovati jednostavna diskretna forma Faradejevog zakona za površinu ćelije oblika heksaedra:

$$\oint_c \bar{E} \cdot d\vec{l} = - \int_s \frac{\partial \bar{B}}{\partial t} d\vec{S} \Leftrightarrow \bar{e}_1 + \bar{e}_2 - \bar{e}_3 - \bar{e}_4 = - \frac{d}{dt} \hat{b}_1. \quad (2.1.7)$$

U slučaju ćelije oblika tetraedra (Slika 2.1.2b) leva strana desne jednakosti u izrazu (2.1.7) imaće jedan član manje jer je površina trougaonog oblika, pa će u jednačini figurisati tri električna napona:

$$\oint_c \bar{E} \cdot d\vec{l} = - \int_s \frac{\partial \bar{B}}{\partial t} d\vec{S} \Leftrightarrow \bar{e}_1 + \bar{e}_2 - \bar{e}_3 = - \frac{d}{dt} \hat{b}_1. \quad (2.1.8)$$

Iz jednačina (2.1.7) i (2.1.8) može se uočiti da se komponente električnih napona za određene ivice ćelije uzimaju sa odgovarajućim znakom (+/-) izabranim na osnovu njihovih

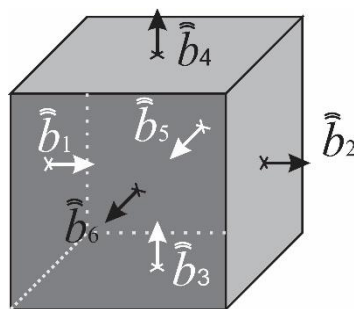
orijentacija. Ovaj proces odabira komponenti iz skupa napona celokupne mreže i dodeljivanje znaka može se sumirati za površine svih ćelija i predstaviti u matricno vektorskom zapisu:

$$\mathbb{C}\vec{\hat{e}} = -\frac{d}{dt}\vec{\hat{b}} \Leftrightarrow \underbrace{\begin{pmatrix} \dots & \dots & \dots \\ 1 & \dots & 1 & \dots & -1 & \dots & -1 \\ \dots & \dots & \dots \end{pmatrix}}_{\mathbb{C}} \begin{pmatrix} \hat{e}_1 \\ \vdots \\ \hat{e}_2 \\ \vdots \\ \hat{e}_3 \\ \vdots \\ \hat{e}_4 \\ \vdots \\ \hat{e} \end{pmatrix} = -\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} \vdots \\ \hat{b}_1 \\ \vdots \\ \hat{b} \end{pmatrix}. \quad (2.1.9)$$

U topološkom smislu, matrica \mathbb{C} sadrži informacije o odnosu površina i ivica ćelija kao i informacije o njihovoj orijentaciji, pa zbog toga sadrži samo elemente 0, +1 i -1. Kako se matrica \mathbb{C} koristi za kompletiranje konačnih kružnih (rotacionih) operacija, ona se naziva diskretni rotor operator primarne mreže G .

Diskretizacija zakona o konzervaciji magnetskog fluksa (2.1.2), koji opisuje nepostojanje magnetskih opterećenja, može se izvršiti rešavanjem površinskog integrala za primarnu ćeliju mreže. Diskretizacija će biti sprovedena za ćeliju oblika heksaedra (Slika 2.1.1a), a slično se može učiniti i za ćelije mreža drugačije geometrije. Na osnovu raspodele šest magnetskih flukseva (heksaedarska mreža) (Slika 2.1.3) koji se koriste za rešavanje integrala po zatvorenoj površini, formira se relacija,

$$\oint_S \vec{B} \cdot d\vec{S} = 0 \Leftrightarrow -\hat{b}_1 + \hat{b}_2 - \hat{b}_3 + \hat{b}_4 - \hat{b}_5 + \hat{b}_6 = 0. \quad (2.1.10)$$



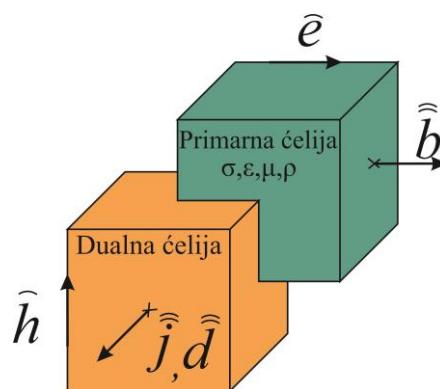
Slika 2.1.3 - Raspodela magnetskih flukseva po površinama ćelije primarne mreže G .

Kao i u prethodnom slučaju, ova relacija za jednu ćeliju se može proširiti na celokupnu primarnu mrežu G i zapisati u matricnom obliku,

$$\mathbb{S}\hat{\underline{b}} = 0 \Leftrightarrow \underbrace{\begin{pmatrix} \dots & \dots \\ -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & \dots \\ \dots & \dots \end{pmatrix}}_{\mathbb{S}} \begin{pmatrix} \vdots \\ \hat{b}_1 \\ \hat{b}_2 \\ \hat{b}_3 \\ \hat{b}_4 \\ \hat{b}_5 \\ \hat{b}_6 \\ \vdots \\ \hat{\underline{b}} \end{pmatrix} = 0. \quad (2.1.11)$$

Matrica \mathbb{S} predstavlja drugi diskretni diferencijalni operator, odnosno divergenciju primarne mreže G . Kao i matrica \mathbb{C} , matrica \mathbb{S} takođe zavisi od topologije mreže.

Kako bi se izvršila diskretizacija preostalih Maksvelovih jednačina (Amperovog i Gausovog zakona) (2.1.3) i (2.1.4), kod FIT metoda je neophodno uvođenje drugog skupa ćelija \tilde{G} koji predstavlja dualnu mrežu u odnosu na primarnu mrežu G . Kao što je prethodno rečeno, dualna mreža se postavlja tako da svaka ivica primarne ćelije prodire kroz površinu dualne ćelije i da svaka tačka primarne mreže leži u centru ćelije dualne mreže (Slika 2.1.4).



Slika 2.1.4 - Raspored ćelija primarne mreže G i dualne mreže \tilde{G} .

Na praktično identičan način kao i kod Faradejevog zakona, diskretizacija Amperovog zakona može biti izvedena za proizvoljnu površinu dualne ćelije pri čemu se

sada koriste magnetski napon i električni fluks. Sumiranjem magnetskih napona \widehat{h}_i na ivicama ćelije dualne mreže (Slika 2.1.4) u cilju dobijanja električnog fluksa \widehat{d}_i i fluksa gustine električne struje \widehat{j}_i dolazi se do diskretne forme Amperovog zakona. Naravno, ukoliko se ovo primeni na sve ćelije dualne mreže \widetilde{G} , diskretna forma Amperovog zakona se može izraziti u matričnom obliku:

$$\widetilde{C}\widehat{h} = \widehat{j} + \frac{d}{dt}\widehat{d}. \quad (2.1.12)$$

Na sličan način se može transformisati integralni oblik Gausovog zakona (2.1.4) u diskretan prostor za ćelije dualne mreže, pri čemu je neophodno da se vodi računa o pravilnom izboru znaka odnosno smera električnog fluksa na površinama dualne ćelije:

$$\widetilde{S}\widehat{d} = \mathbf{q}. \quad (2.1.13)$$

Nakon diskretizacije potpunog sistema Maksvelovih jednačina u integralnom obliku primenom FIT metoda, dobija se kompletan sistem algebarskih jednačina koje se još i nazivaju Maksvelove jednačine u mrežnom obliku. (MGE – Maxwells Grid Equations):

$$\oint_c \vec{E} \cdot d\vec{l} = - \int_s \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} d\vec{S} \Leftrightarrow \mathbb{C}\vec{e} = - \frac{d}{dt}\widehat{\mathbf{b}}, \quad (2.1.14)$$

$$\oint_s \vec{B} \cdot d\vec{S} = 0 \Leftrightarrow \mathbb{S}\widehat{\mathbf{b}} = 0, \quad (2.1.15)$$

$$\oint_c \vec{H} \cdot d\vec{l} = \int_s (\vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}) d\vec{S} \Leftrightarrow \widetilde{C}\widehat{h} = \widehat{j} + \frac{d}{dt}\widehat{d}, \quad (2.1.16)$$

$$\oint_s \vec{D} \cdot d\vec{S} = \int_v \rho dV \Leftrightarrow \widetilde{S}\widehat{d} = \mathbf{q}. \quad (2.1.17)$$

Treba napomenuti da jedna od važnih karakteristika diskretizacije Maksvelovih jednačina u integralnom obliku jeste direktna analogija sa vektorskim-analitičkim identitetima. Tako na primer, na osnovu topologije mreže, mogu se napisati relacije,

$$\mathbb{S}\mathbb{C} = \mathbf{0} \text{ i } \tilde{\mathbb{S}}\tilde{\mathbb{C}} = \mathbf{0}, \quad (2.1.18)$$

koje upućuju na analogiju sa vektorskim analitičkim identitetom:

$$\text{div rot} = 0. \quad (2.1.19)$$

Takođe, važna karakteristika FIT metoda proističe iz dualnosti mreža G i \tilde{G} i može se predstaviti relacijama diskretnih rotor operatora obe mreže:

$$\tilde{\mathbb{C}} = \mathbb{C}^T. \quad (2.1.20)$$

Na osnovu relacija (2.1.18) i (2.1.20), mogu se napisati diskretne jednačine koje odgovaraju vektorskom analitičkom identitetu $\text{rot grad} = 0$ u sledećem obliku:

$$\tilde{\mathbb{C}}\mathbb{S}^T = \mathbf{0}, \quad (2.1.21)$$

$$\mathbb{C}\tilde{\mathbb{S}}^T = \mathbf{0}. \quad (2.1.22)$$

Pored ovoga, transponovana matrica diskretnog operatora divergencije, \mathbb{S}^T , predstavlja dualni gradijent, pa se za primarnu G i dualnu \tilde{G} mrežu mogu odrediti dualne osobine,

$$G = -\tilde{\mathbb{S}}^T \text{ i } \tilde{G} = -\mathbb{S}^T. \quad (2.1.23)$$

Da bi se kompletirala diskretizacija potpunog sistema jednačina, neophodno je uvesti operatore za konstitutivne veze (2.1.5) koji će transformisati električne i magnetne napone u flukseve i obrnuto. U najjednostavnijem slučaju, ovi operatori se mogu definisati kao kvadratne matrice, takozvane generalizovane matrice materijala i označavaju se sa M_ϵ, M_μ i M_σ . Algebarski oblik diskretizovanih konstitutivnih veza se može napisati u sledećem obliku:

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \Leftrightarrow \hat{\vec{b}} = M_{\mu} \hat{\vec{h}}, \quad (2.1.24)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \Leftrightarrow \hat{\vec{d}} = M_{\epsilon} \hat{\vec{e}}, \quad (2.1.25)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \Leftrightarrow \hat{\vec{j}} = M_{\sigma} \hat{\vec{e}}. \quad (2.1.26)$$

Treba napomenuti da je greška koja se javlja pri diskretizaciji prostora zajednička za sve numeričke metode i proizilazi iz činjenice da je domen u kome se vrši proračun diskretizovan sa konačnim brojem ćelija.

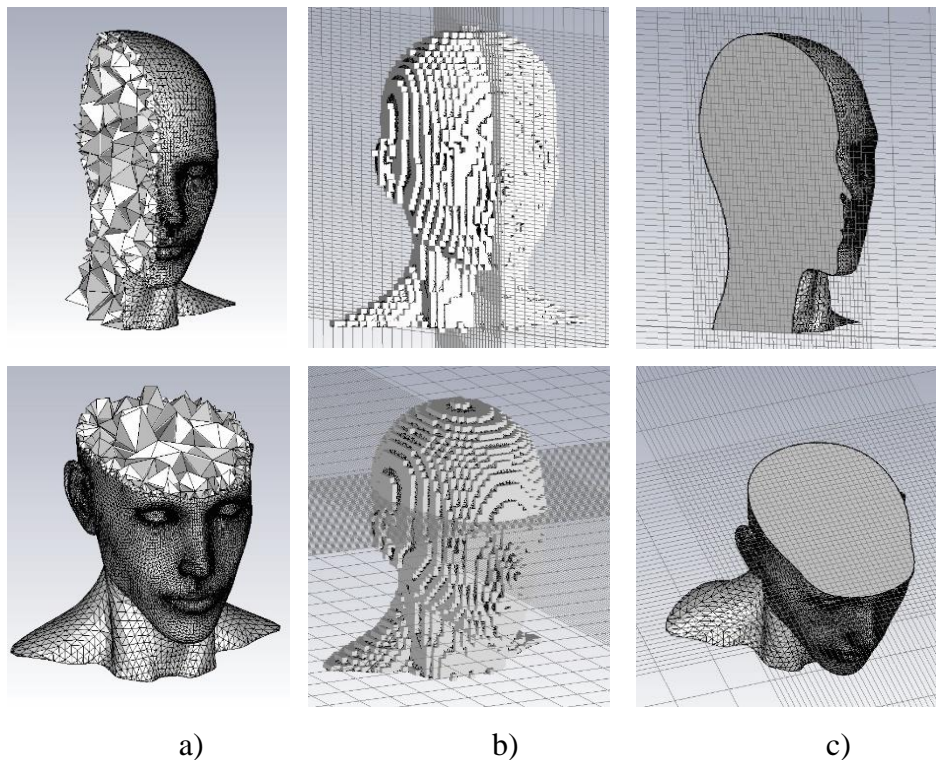
2.2 Vrste mreža za diskretizaciju simulacionog domena

Dobro je poznato da prilikom numeričkog rešavanja Maksvelovih jednačina u okviru simulacija elektromagnetskih problema, vrsta mreže koja se koristi za diskretizaciju proračunskog domena ima ključnu ulogu u pogledu brzine i tačnosti rezultata simulacije. U suštini, na osnovu vremena potrebnog za proračun, potrebne memorije računara, kao i na osnovu tačnosti dobijenih rezultata, vrši se izbor tehnike kreiranja mreže. U tom pogledu, kreiranje mreže u vremenskom domenu nudi niz prednosti u odnosu na druge postojeće tehnike. To se najpre ogleda u većoj fleksibilnosti prilikom postizanja adekvatnog kompromisa između brzine i tačnosti simulacije. Svakako je manje zahtevna u pogledu potrebne memorije računara jer ima linearnu zavisnost između broja ćelija mreže i vremena simulacije. Ovo omogućava simuliranje složenijih problema u kraćem vremenskom intervalu sa manjim računarskim resursima.

Generalno, u simulacijama elektromagnetskog zračenja mogu da se jave velike raznolikosti u pogledu vrste uređaja (različiti tipovi bežičnih uređaja, različiti tipovi antena...), složenosti geometrije (zaobljeni delovi, tanki slojevi, sitni delovi u velikim konstrukcijama, komplikovani oblici itd...) i karakteristika materijala (nelinearni, anizotropni, disperzivni, itd...), što dovodi do složenih zahteva za kreiranje mreže. Iako ne postoji jedinstveni univerzalni metod za analizu i rešavanje problema elektromagnetskog polja, FIT metod je zbog svojih karakteristika jedan od onih koji je moguće primeniti na veoma široku grupu simulacija.

Ranije je napomenuto da je pre numeričkog rešavanja bilo kog elektromagnetskog problema neophodno izvršiti diskretizaciju prostora u kome se vrši proračun, tj. kreirati mrežu koja odgovara određenoj strukturi (geometriji) predmeta numeričke analize. Jedna od

glavnih prednosti FIT metoda jeste komforna diskretizacije Maksvelovih jednačina kako za 2D tako i za slučaj 3D mreže. Najčešće korišćeni tipovi mreže jesu tetraedarska, stepenasta heksaedarska i heksaedarska – PBA (Perfect Boundary Approximation) mreža (Slika 2.2.1).



Slika 2.2.1 - Vrste mreža na primeru modela glave čoveka: a) tetraedarska; b) stepenasta heksaedarska i c) heksaedarska – PBA.

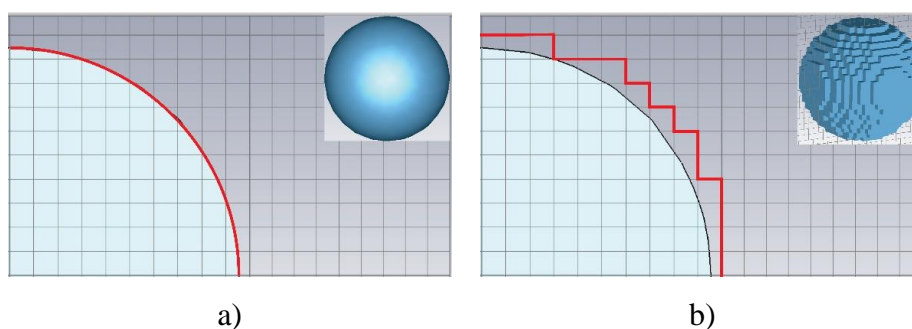
Prednost tetraedarskih mreža (Slika 2.2.1a) je mogućnost dobre aproksimacije zakrivljenih površina. Njihov glavni nedostatak je njihova neadekvatnost za rešavanje problema u vremenskom domenu. Rezultujuće matrice (kod bilo kog numeričkog metoda) ovakvog tipa mreže mogu biti uspešno rešene u frekvencijskom domenu, ali zbog njihovog nedijagonalnog karaktera nisu efikasne u okviru algoritama u vremenskom domenu. Svakako treba napomenuti da kreiranje ovakve vrste mreže nije nimalo jednostavan proces.

Kada je reč o vremenskom domenu, najčešće korišćena vrsta mreže je takozvana heksaedarska mreža. Pomoću nje, proračunski domen se diskretizuje heksaedrima različitih dimenzija, pri čemu svaki heksaedar predstavlja ćeliju mreže. U diskretizovanom obliku, ćelija mreže predstavlja zapreminu u kojoj se proračunava električno i magnetsko polje. Jasno je da veći broj ćelija koji formira mrežu rezultuje tačnijim proračunom elektromagnetskog polja. Sa druge strane, ukupan broj ćelija od kojih je sastavljena mreža

svakako ima uticaja na ukupno vreme simulacije. Zato je važno formirati mrežu koja omogućava balans između brzine i tačnosti simulacije.

Klasične heksaedarske mreže (Slika 2.2.1b) imaju prednost koja se ogleda u jednostavnosti njihove primene kako u vremenskom, tako i u frekvencijskom domenu. U vremenskom domenu ovaj tip mreže je veoma efikasan i u pogledu memorije, i u pogledu vremena potrebnog za numeričko rešavanje određenog problema. Kreiranje odgovarajuće mreže je jednostavno čak i za veoma komplikovane geometrije. Glavni nedostatak ovakvog tipa mreže jeste aproksimacija zakrivljenih površina, što ponekad može značajno da utiče na rezultat simulacije [2.32], kao i nemogućnost generisanja finije mrežne strukture neophodne u okolini manjih delova (u slučaju nekih većih geometrija). U literaturi se nude rešenja za oba pomenuta nedostatka [2.32 - 2.34], a jedno od najčešće korišćenih jeste PBA (Perfect Boundary Approximation) procedura uz pomoć koje se precizno modeluju složene geometrije (Slika 2.2.1c).

PBA je zapravo tehnika kreiranja mreže koja omogućava tačnu aproksimaciju zakrivljenih geometrijskih karakteristika modela bez ikakvih geometrijskih pojednostavljenja koja se obično vrše kod klasične stepenaste heksaedarske mreže. Podsetimo da u slučaju stepenaste aproksimacije ćelija mreže mora biti homogena, sa jedinstvenim karakteristikama sredine (dielektrična konstanta, magnetna permeabilnost, gustina, provodnost itd...). Kada se u okviru formiranja mreže pojavi ćelija ispunjena sa dva različita materijala, ovaj problem se tada približno prevazilazi tako što se ćelija smatra homogenom sa karakteristikama jednog ili drugog materijala. Pomoću PBA tehnike put integracije (potreban za rešavanje Maksvelovih jednačina unutar svake ćelije mreže) može se izabrati na granicama modela, a ne na ivicama same ćelije. Ovo omogućava veoma dobru aproksimaciju čak i zakrivljenih površina koje se nalaze unutar ćelije heksaedarske mreže (Slika 2.2.2).



Slika 2.2.2 - Primer aproksimacija površine sfere pomoću: a) PBA aproksimacije; b) stepenaste aproksimacije

Zahvaljujući PBA tehnici, upotreba mnogo grublje mreže nego u slučaju klasične tetraedarske stepenaste mreže može osigurati istu tačnost rezultata. Samim tim se i ukupan broj ćelija mreže, kao i ukupno vreme neophodno za proračun značajno smanjuje. Treba imati na umu da u okviru svake zadate ćelije, PBA tehnika omogućava još precizniji opis određene geometrije. Ova tehnika je implementirana u CST softverskom paketu i za svaki problem, u zavisnosti od njegove kompleksnosti i geometrijskih karakteristika, može se kreirati adekvatna mreža koja je optimalna u pogledu memorije računara potrebne za proračun, kao i u pogledu tačnosti aproksimacije određene geometrije, a samim tim i tačnosti rezultata simulacije.

2.3 Literatura

- [2.1] Chiba A, Isaka K, Yokoi Y, Nagata M, Kitagawa M, Matsuo T. Application of Finite Element Method to Analysis of Induced Current Densities Inside Human Model Exposed to 60-Hz Electric Field. *IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems*. 1984 July; 103(7): 1895-1902. doi: 10.1109/TPAS.1984.318655
- [2.2] Lynch DR, Paulsen KD, Strohbehn JW. Finite element solution of Maxwell's equations for hyperthermia treatment planning. *Journal of Computational Physics*. 1985, 58(2): 246-269, ISSN 0021-9991, [https://doi.org/10.1016/0021-9991\(85\)90179-2](https://doi.org/10.1016/0021-9991(85)90179-2).
- [2.3] Morgan MA. Finite Element Calculation of Microwave Absorption by the Cranial Structure. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1981 Oct; BME-28(10): 687-695. doi: 10.1109/TBME.1981.324662.
- [2.4] Yamashita Y, Takahashi T. Use of the Finite Element Method to Determine Epicardial from Body Surface Potentials Under a Realistic Torso Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1984 Sept; BME-31(9): 611-621. doi: 10.1109/TBME.1984.325305.
- [2.5] Brauer J, Kalfaian H, Moreines H. Dynamic electric fields computed by finite elements. *IEEE Transactions on Industry Applications*. 1989 Nov.-Dec; 25(6): 1088-1092, , doi: 10.1109/28.44246.

- [2.6] Chen C, Lien CD. A finite element solution of the wave propagation problem for an inhomogeneous dielectric slab. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 1979 November; 27(6): 877-880. doi: 10.1109/TAP.1979.1142199.
- [2.7] Chen J, Gandhi OP, Conover DL. SAR and induced current distributions for operator exposure to RF dielectric sealers. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*. 1991 Aug; 33(3): 252-261. doi: 10.1109/15.85139.
- [2.8] Gandhi OP, Gu YG, Chen JY, Bassen HI. Specific absorption rates and induced current distributions in an anatomically based human model for plane-wave exposures. *Health Phys*. 1992 Sep; 63(3): 281-90. doi: 10.1097/00004032-199209000-00003. PMID: 1644564.
- [2.9] Gandhi OP, Numerical methods for specific absorption rate calculations. In Gandhi OP (ed): "Biological Effects and Medical Applications of Electromagnetic Energy." Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, (1990), pp 113-140.
- [2.10] Lin JC, Computer methods for field intensity prediction. In Polk C, Postow E (eds): "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields." Boca Raton, FL: CRC Press, (1986), pp 273-313.
- [2.11] Simunic Ed. Reference models for bioelectromagnetic test of mobile communication systems. *Proceedings of the COST 244 Meeting*, Rome, Italy, Nov.17-19, 1994.
- [2.12] Chen KM, Guru BS. Induced electromagnetic field and absorbed power density inside a human torso. *Proceedings of the IEEE*. 1976 Sept; 64(9): 1450-1453. doi: 10.1109/PROC.1976.10353.
- [2.13] Haggmann MJ, Gandhi OP, Durney CH. Numerical Calculation of Electromagnetic Energy Deposition for a Realistic Model of Man. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1979 Sep; 27(9): 804-809. doi: 10.1109/TMTT.1979.1129735.

- [2.14] Livesay DE, Chen K. Electromagnetic Fields Induced Inside Arbitrarily Shaped Biological Bodies. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1974 Dec; 22(12): 1273-1280. doi: 10.1109/TMTT.1974.1128475.
- [2.15] Spiegel RJ. A Review of Numerical Models for Predicting the Energy Deposition and Resultant Thermal Response of Humans Exposed to Electromagnetic Fields. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1984 Aug; 32(8): 730-746. doi: 10.1109/TMTT.1984.1132767.
- [2.16] Weiland T. A Discretization Method for the Solution of Maxwell's Equations for Six-Component Fields. *Electronics and Communication (AEU)*. 1977; 31: 116.
- [2.17] Constanda C. *Direct and Indirect Boundary Integral Equation Methods*. Chapman & Hall/CRC, Boca Raton (2000), <https://www.taylorfrancis.com/books/9780367812959>.
- [2.18] Hafner C. *The Generalized Multipole Technique for Computational Electromagnetics*. Boston: Artech House Books, 1990.
- [2.19] Hafner C, Kuster N. Computations of electromagnetic fields by the multiple multipole method (generalized multipole technique). *Radio Science*. 1991 Jan.-Feb; 26(01): 291-297. doi: 10.1029/90RS00931.
- [2.20] Leuchtman P, Bomholt L. Thin wire feature for the MMP-code. 6th Annual Review Progress in Applied Computational Electromagnetics, (AECS) Conference Proceedings, Monterey, CA, Mar. 1990, pp. 21-37.
- [2.21] Harrington RF, Mautz JR. Green's functions for surfaces of revolution. *Radio Science*. 1972 May; 7(5): 603-611. doi: 10.1029/RS007i005p00603.
- [2.22] Wu Te-Kao. Electromagnetic Fields and Power Deposition in Body-of-Revolution Models of Man. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1979 Mar; 27(3): 279-283. doi: 10.1109/TMTT.1979.1129607.
- [2.23] Gandhi OP, Deford JF, Kanai H. Impedance Method for Calculation of Power Deposition Patterns in Magnetically Induced Hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1984 Oct; BME-31(10): 644-651. doi: 10.1109/TBME.1984.325314.

- [2.24] Yee Kane. Numerical solution of initial boundary value problems involving maxwell's equations in isotropic media. IEEE Transactions on Antennas and Propagation. 1966 May; 14(3): 302-307. doi: 10.1109/TAP.1966.1138693.
- [2.25] Weiland T. On the Numerical Solution of Maxwell's Equations and Applications in Accelerator Physics. Particle Accelerators. 1984; 15: 245-292. ISSN 0031-2460
- [2.26] Weiland T. Time domain electromagnetic field computation with finite difference methods. Int. J. Numer. Model. 1996; 9: 295-319. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1204\(199607\)9:4<295::AID-JNM240>3.0.CO;2-8](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1204(199607)9:4<295::AID-JNM240>3.0.CO;2-8)
- [2.27] Van Rienen U, Weiland T. Triangular discretization method for the evaluation of RF-fields in cylindrically symmetric cavities. IEEE Transactions on Magnetics. 1985 November; 21(6): 2317-2320. doi: 10.1109/TMAG.1985.1064183
- [2.28] Schuhmann R, Schmidt P, Weiland T. A new Whitney-based material operator for the finite-integration technique on triangular grids. IEEE Transactions on Magnetics. 2002 March; 38(2): 409-412. doi: 10.1109/20.996109.
- [2.29] Munteanu I. The Finite Volume Method for Electromagnetic Field Analysis in the Time Domain. Revue Roumaine des Sciences Techniques – lectrotechnique et nergtique. 1997; 42(3): 321-336.
- [2.30] Hano M, Itoh T. Three-dimensional time-domain method for solving Maxwell's equations based on circumcenters of elements. IEEE Transactions on Magnetics. 1996 May; 32(3): 946-949. doi: 10.1109/20.497398.
- [2.31] Schuhmann R, Weiland T. Stability of the FDTD algorithm on nonorthogonal grids related to the spatial interpolation scheme. IEEE Transactions on Magnetics. 1998 Sept; 34(5): 2751-2754. doi: 10.1109/20.717639.
- [2.32] Munteanu I, Hirtenfelder F. Convergence of the Finite Integration Technique on various mesh types. Proc. Of Gemic 05, Ulm, Germany (2005)
- [2.33] Krietenstein B, Schuhmann R, Thoma P, Weiland T. The Perfect Boundary Approximation technique facing the big challenge of high precision field

computation. Proc. of the XIX Intern. Linear Accelerator Conference. (1998)
860–862

- [2.34] Wenhua Y, Yongjun L, Tao S, Neng-Tien H, Mittra R, "A robust parallel conformal finite-difference time-domain processing package using the MPI library," in IEEE Antennas and Propagation Magazine, 2005 June; 47(3): 39-59. doi: 10.1109/MAP.2005.1532540.

3. VRSTE METALNIH MEDICINSKIH IMPLANTATA U HIRURGIJI GLAVE I VRATA

Lečenje koštanih defekata u kraniofacijalnom i maksilofacijalnom regionu je veoma čest klinički problem. Dijagnostika i terapija traumatskih i malignih oboljenja u predelu glave značajno su napredovale tokom poslednjih 20 godina i te promene uslovljene su razvojem medicinskih tehnika. Savremene metode kompjuterske i magnetne rezonantne tomografije (CT i MRT) danas su nephodne za dijagnostiku i omogućavaju veoma tačan trodimenzionalni prikaz svih kostiju i mekih tkiva. To za posledicu ima činjenicu da su danas operacijski procesi mnogo jasniji za hirurga na početku terapijskih razmatranja, što omogućava rane odluke o terapijskoj strategiji, uključujući procenu interakcije koje treba predvideti sa vitalnim i funkcionalnim susednim strukturama. Dok su nekada hirurzi morali da kreiraju trodimenzionalne slike praktično u svojoj glavi na osnovu izgleda različitih projekcija i uzimajući u obzir komplikovanu anatomiju glave, danas je zahvaljujući 3D snimanju moguće prikazati i simulirati nedostatke od interesa u posmatranom domenu, kako postojeće, tako i one koji su rezultat određene intervencije. Ovo omogućava mnogo jasniju predstavu o tome kako bi rekonstrukcija trebalo da izgleda. U okviru intervencija i problema koji su od interesa za temu disertacije, glavni ciljevi rekonstrukcije određenih tkiva su zaštita ranjivih struktura (kao što je mozak), funkcionalna rehabilitacija vilice, kao i estetsko poboljšanje nakon traume ili operacije tumora.

Razvoj tehničkih mogućnosti snimanja i usavršavanje hiruških instrumenata, praćen je i odgovarajućim razvojem materijala koji se koriste za rekonstrukciju određenih koštanih defekata. To je dovelo do brojnih eksperimentalnih i kliničkih studija koje su često nudile različite zaključke o tome koji materijal je najpogodniji za rekonstrukciju mekih ili tvrdih tkiva. Pomenuti materijali najčešće se koriste za zamenu ili nadogradnju strukturnih komponenti ljudskog organizma, kako bi se nadomestila oštećenja usled bolesti ili nesrećnih slučajeva. Bilo koji biomaterijal koji se koristi za izradu medicinskih implantata mora da zadovolji opšte kriterijume koji su opisani u nekim od prethodnih studija [3.1, 3.2]. Ti kriterijumi su:

- **Biokompatibilnost** – ukoliko tkivo može da prihvati određeni materijal („strano telo“) onda je on prihvatljiv za izradu implantata;
- **Netoksičnost** – ovo je izuzetno važna karakteristika biomedicinskih materijala s obzirom na to da njihovo prisustvo može da izazove pojavu alergije, nekroze, kalcifikacije i/ili zapaljenjskih procesa;
- **Otpornost prema koroziji** – biokompatibilni metalni materijali ne bi trebalo da korodiraju kada se nalaze u dodiru sa živim tkivima;
- **Izdržljivost** – implantati tokom celog svog veka treba da obavljaju funkciju bez ikakvih oštećenja;
- **Čvrstoća** – dimenzije implantata trebalo bi da budu što manje jer je prostor u ljudskom organizmu ograničen, pri čemu čvrstoća mora biti dovoljno visoka.

Danas se u hirurgiji od materijala uglavnom koriste nerđajući čelik, legure na bazi kobalta (Co-Cr legure), titanijum i kompozitni materijali. U grupi metalnih implantata, titanijum je u značajnoj meri zamenio druge metale zahvaljujući svojoj dobroj biokompatibilnosti. Brza reakcija titanijuma sa kiseonikom, rezultuje stvaranjem veoma stabilnog zaštitnog oksidnog filma na površini titanijuma što ga čini izuzetno otpornim na koroziju. Hemijske i mehaničke karakteristike titanijuma kao i moguće reakcije tkiva detaljno su analizirane u studiji [3.3].

Titanijumski implantati u koje spadaju ortopedske ploče, šipke, šrafovi, proteze, ali i zubni implantati, transformisali su koncept maksilofacijalne hirurgije u pogledu rekonstrukcije orbite, vilice, kao i korekcije dentofacijalnih deformiteta. Ploče i šrafovi koji se koriste za osiguravanje fraktuiranih koštanih fragmenata, omogućavaju realizaciju krutih fiksacija i stabilnost fragmenata sa izuzetnim estetskim karakteristikama.

U nastavku će biti analiziran uticaj sledećih, najčešće korišćenih metalnih medicinskih implantata u hirurgiji glave:

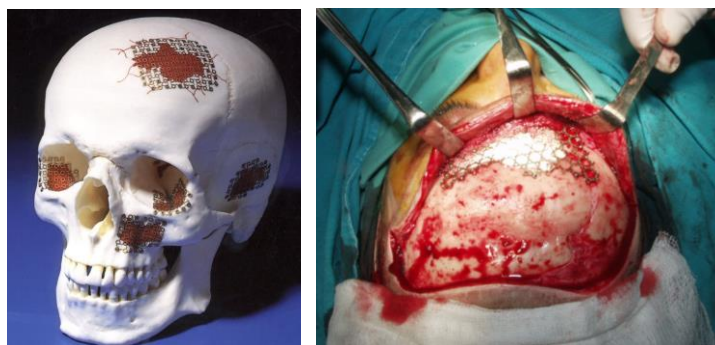
- Titanijumski implantati za rekonstrukciju defekta lobanje;
- Titanijumske pločice i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice;
- Dentalni implantati i
- Fiksne zubne proteze

3.1 Titanijumski implantati za rekonstrukciju defekta lobanje

Ova vrsta implantata uglavnom je dostupna u obliku dinamičke mrežice različitih jačina i debljina i u formi titanijumske ploče koja se izrađuje preoperativno, individualno za svakog pacijenta.

3.1.1 Titanijumska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata lobanje

Titanijumska mrežica može se formirati pojedinačno intraoperativno i pogodna je za rekonstrukciju manjih defekata i zato se često koristi u frontalnom i orbitalnom području (Slika 3.1.1). Ukoliko se rekonstruktivni postupak realizuje u kompjuterski podržanim uslovima, postoji mogućnost da se virtuelni model na kome će se bazirati formiranje dinamičke mrežice preoperativno kreira primenom odgovarajućih softvera čime se poboljšava rezultat same rekonstrukcije. Intraoperativno se takođe može izvršiti i fino prilagođavanje dinamičke mrežice u skladu sa lokalnim uslovima. Postoperativne analize upućuju na zaključak da je preciznost kompjuterski izrađene mrežice veoma visoka.



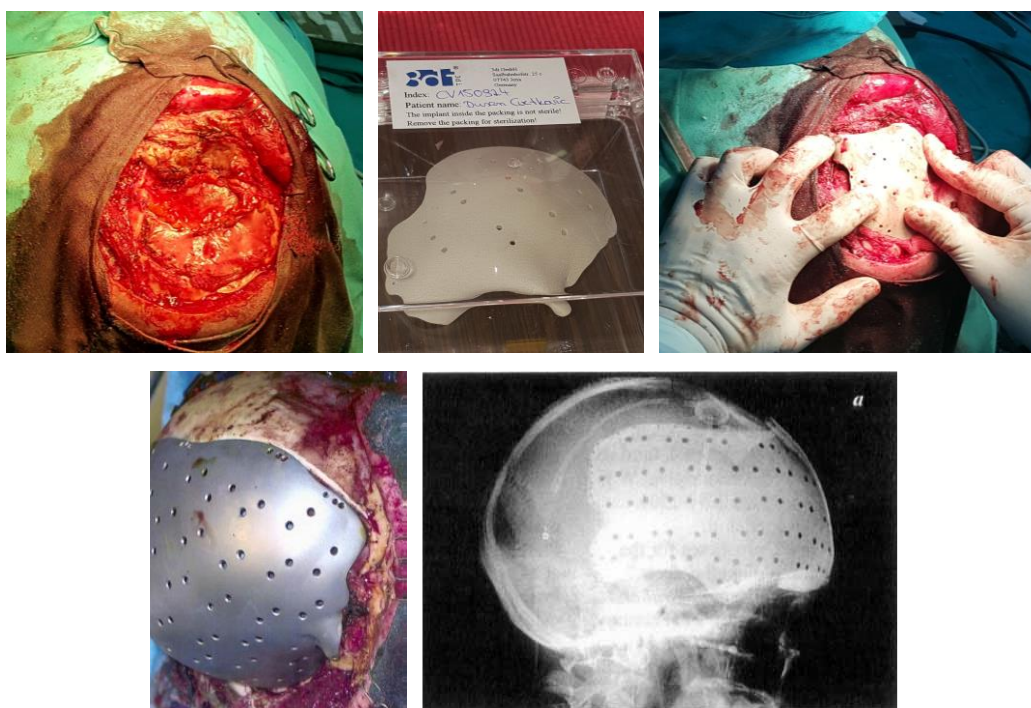
Slika 3.1.1 - Titanijumska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata [3.4].

3.1.2 Titanijumska ploča za rekonstrukciju većih defekata lobanje

Kada je u pitanju rekonstrukcija većih defekata u frontalnom i neurokranijalnom delu lobanje, glavni cilj je obezbeđenje zaštite mozga, jer u nedostatku zaštitne kosti lobanje mozak ostaje pokriven samo kožom. Pored toga, važan cilj ovakve rekonstrukcije je i estetski izgled. Ukoliko se rekonstrukcija vrši intraoperativno pomoću modelovanih dinamičkih mrežica, postavlja se pitanje da li one mogu u potpunosti zadovoljiti zaštitne i estetske

zahteve. Kada su dimenzije defekta veće, hirurg ima poteškoća da individualno odredi zakrivljenost lobanje pacijenta u regionu defekta tokom intraoperativne adaptacije implantata.

Kako bi se izbegli ovi problemi u slučaju većih defekata i zadovoljili odgovarajući zaštitni i estetski zahtevi, koriste se preoperativno kompjuterski izrađeni titanijumski implantati u obliku ploča (Slika 3.1.2.) [3.4 - 3.6]. Za izradu ovakvih implantata neophodni su podaci o defektu lobanje pacijenta. Ovi podaci se dobijaju na osnovu kompjuterske tomografije (CT skenera), pri čemu se njihovi parametri određuju individualno za svakog pacijenta, zavisno od lokacije defekta. Izrada implantata vrši se tako što se pomoću CT skenera visoke rezolucije snimaju koštane oblasti koje treba rekonstruisati, pa se zatim dobijeni podaci obrađuju od strane proizvođača implantata i koriste za njihovu izradu. Proizvodni proces koji se još i naziva 3D sterolitografija omogućava visoku preciznost i zahteva svega nekoliko dana.

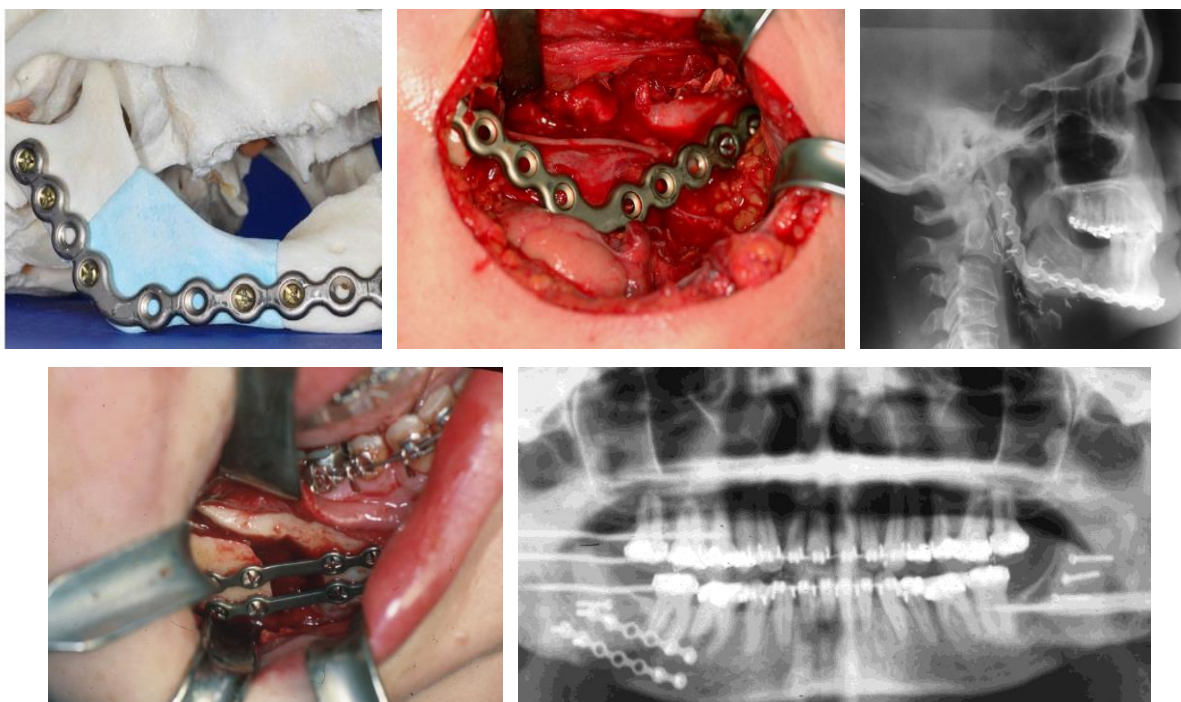


Slika 3.1.2 - Titanijumske ploče za rekonstrukciju većih defekata lobanje [3.4 - 3.6].

3.2 Titanijumske pločice i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice

Pločice i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice najčešće su izrađeni od titanijuma, zahvaljujući njegovom visokom biokompatibilnošću i otpornošću na koroziju (Slika 3.2.1). Izbjegava se istovremena primena implantata načinjenih od različitih metala jer može doći do stvaranja galvanskih struja, odnosno korozije. Titanijumske pločice i šrafovi za

fiksaciju koštanih fragmenata izrađuju se u različitim veličinama, a njihov izbor uslovljen je debljinom kosti, silom koju kost treba da izdrži, kao i debljinom kože koja pokriva regiju u okviru koje se implantati ugrađuju. Za svaku titanijumsku pločicu postoje odgovarajući šrafovi različitog obima i dužine. U zavisnosti od dimenzije pločice, razlikuju se mini (2mm) i mikropločice (1mm - 1.5mm). Dimenzije fiksacionih pločica i šrafova se povećavaju sa porastom opterećenosti odnosno sile koja deluje na kost.



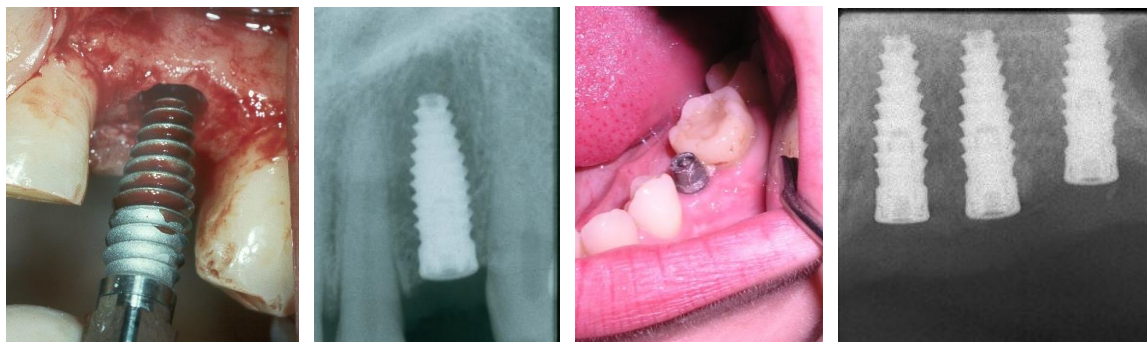
Slika 3.2.1 - Titanijumske pločice i šrafovi za fiksaciju koštanih fragmenata mandibule [3.4, 3.7].

3.3 Dentalni implantati

Budući da je nedostatak zuba jedan od uzroka otežanog ili onemogućenog sitnjenja hrane kako bi se ostvarila enzimska priprema za dalji proces varenja, veoma je važno očuvanje zdravlja zuba, kao i nadoknada izgubljenih zuba. Nedostatak izgubljenog zuba moguće je rešiti na više načina, a jedan od njih je svakako primena tehnike implantacije.

U proteklom periodu, ugradnja veštačkih materijala u vitalno koštano tkivo, čime se nadoknađuje izgubljeni zub i omogućava izrada protetskih nadoknada, doživela je značajan napredak. Procenjuje se da se danas u svetu godišnje ugradi oko 3 miliona implantata sa tendencijom godišnjeg porasta od oko 15%.

Dentalni implantati načinjeni su od titanijuma i hiruški se ugrađuju u kost kako bi se zamenio koren jednog ili više zuba koji nedostaju (Slika 3.3.1). Stabilnost dentalnih implantata postiže se direktnim kontaktom između koštanog tkiva vilice i površine implantata, pa najčešće korišćeni oblik dentalnog implanta odgovara formi šrafa.

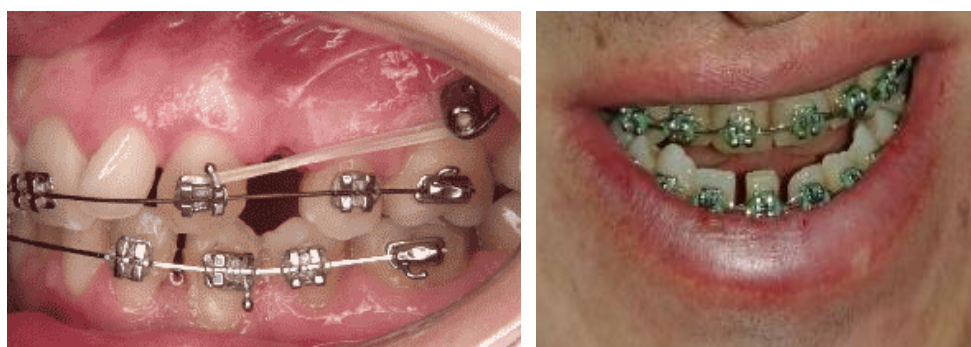


Slika 3.3.1 - Titanijumski dentalni implantati [3.4].

3.4 Fiksne zubne proteze

Fiksne zubne proteze koriste se u ortodonciji za ispravljanje zuba i njihovog postavljanja u ispravan položaj. Ovom ortodontskom terapijom zubi se ispravljaju ne samo zbog estetskog razloga ,već i zbog opšteg zdravlja zuba, desni i vilice. Pravilan položaj zuba i njihov međusobni položaj obezbeđuju pravilno žvakanje čime se čuvaju potporna tkiva zuba i sprečava prekomerno trošenje i propadnje. Upotreba fiksnih proteza najčešća je kod dece i adolescenata, a ređa kod odraslih osoba kod kojih su se kosti već formirale.

Osnovni elementi fiksne zubne proteze su bravice i luk (žica) koji povezuje bravice (Slika 3.4.1).



Slika 3.4.1 - Fiksna zubna proteza [3.4].

Bravice se specijalnim lepkom pričvršćuju na površinu zuba i imaju žleb koji služi za pričvršćivanje luka. Luk ili žica proizvodi silu koja uzrokuje pomeranje zuba i ispravljanje

njihovog položaja. Tokom terapije, lukovi se menjaju (od tanjih ka debljim i krućim), pa se zubi postavljaju sve pravilnije. U isto vreme se i vilice dovode u pravilan međusobni položaj što stvara idealnu funkcionalnu i estetsku celinu.

Dužina nošenja fiksne proteze menja se od slučaja do slučaja i zavisi od prisutne nepravilnosti vilice i zuba. U proseku, vremenski period nošenja fiksne proteze je oko 2 godine. Danas se u ponudi mogu naći proteze realizovane od različitih materijala. Tradicionalne fiksne proteze napravljene su od nerđajućeg čelika, a ponekad se može naći i kombinacija nikel-titanijuma. Izbor metalnih (čeličnih) proteza je uobičajen jer se pomoću njih može brzo i efikasno ispraviti nepravilan položaj zuba, a izuzetno su popularne naročito kod mlađe odnosno tinejdžerske populacije.

3.5 Literatura

- [3.1] Cvijović-Alagić I, Rakin M. Integrity of biomedical implants of titanium alloys: First part. *Integritet i vek konstrukcija* 2008; 8(1): 31–40. (Serbian)
- [3.2] Potter JK, Ellis E. Biomaterials for reconstruction of the internal orbit. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons.* 2004 Oct; 62(10): 1280-1297. doi: 10.1016/j.joms.2004.04.018.
- [3.3] Neumann A, Kevenhoerster K. Biomaterials for craniofacial reconstruction. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg.* 2009; 8: Doc08. doi: 10.3205/cto000060. Epub 2011 Mar 10. PMID: 22073101; PMCID: PMC3199817.
- [3.4] Prof. dr Krasić D. Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu, Uža naučna oblast - Maksilofacijalna hirurgija (fotografije tokom hiruških intervencija).
- [3.5] Eufinger H, Saylor B. Computer-assisted Prefabrication of Individual Craniofacial Implants. *AORN Journal.* 2001; 74: 648-654. [https://doi.org/10.1016/S0001-2092\(06\)61763-8](https://doi.org/10.1016/S0001-2092(06)61763-8)
- [3.6] Schipper J, Ridder GJ, Spetzger U, Teszler CB, Fradis M, Maier W. Individual prefabricated titanium implants and titanium mesh in skull base reconstructive surgery. A report of cases. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2004 May; 261(5): 282-90. doi: 10.1007/s00405-003-0686-8. Epub 2003 Oct 9. PMID: 14551788.

- [3.7] Klammert U, Gbureck U, Vorndran E, Rödiger J, Meyer-Marcotty P, Kübler AC. 3D powder printed calcium phosphate implants for reconstruction of cranial and maxillofacial defects. *J Craniomaxillofac Surg.* 2010 Dec; 38(8): 565-70. doi: 10.1016/j.jcms.2010.01.009. Epub 2010 Mar 4. PMID: 20206538

4. FORMIRANJE NUMERIČKIH MODELA

U okviru istraživanja koje je centralna tema ovog teksta bilo je neophodno kreirati sledeće numeričke modele:

- Model glave korisnika mobilnog telefona;
- Modele odgovarajućih medicinskih implantata:
- Model titanijske ploče za rekonstrukciju većih defekata lobanje;
- Model titanijske dinamičke mrežice za rekonstrukciju manjih defekata lobanje;
- Model titanijske pločice koje se koriste u traumatologiji vilice;
- Model titanijskih dentalnih implantata;
- Model fiksne zubne proteze;
- Model aktuelnog pametnog telefona i
- Model odgovarajuće antene za frekvencije 3G i 4G (1.8GHz i 2.6GHz) mobilne telefonije.

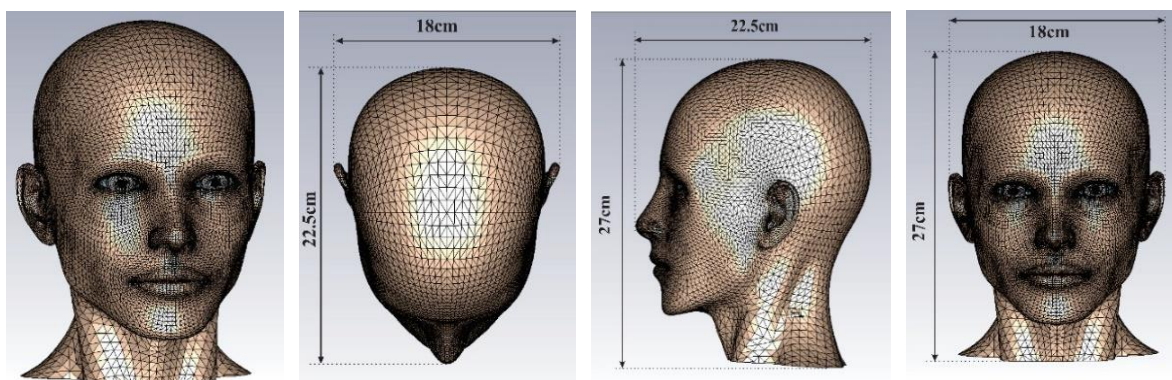
Za kvalitet analize od ključnog značaja je da se navedeni modeli kreiraju tako da njihove karakteristike u što je moguće većoj meri odgovaraju morfologiji, dimenzijama, kao i biohemijskim, odnosno elektromagnetskim karakteristikama tkiva i materijala. Tako se u okviru numeričkih proračuna i simulacija mogu očekivati verodostojni rezultati u pogledu prodrlog elektromagnetskog polja i količine apsorbirane energije RF zračenja mobilnih telefona u prostornom domenu određenom glavom korisnika.

U nastavku teksta biće detaljnije opisane procedure kreiranja gore pomenutih numeričkih modela.

4.1 Numerički model glave korisnika mobilnog telefona

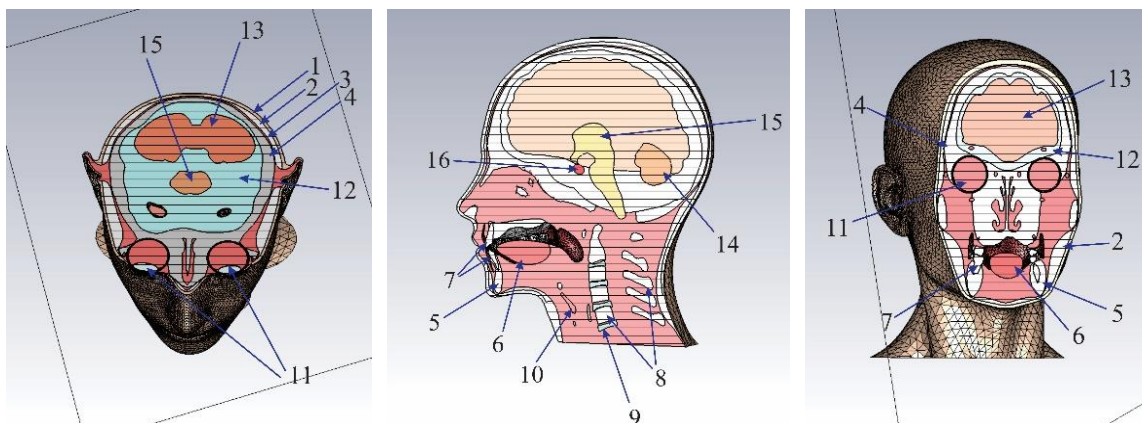
Kao što je ranije naglašeno, da bi se odredio uticaj metalnih medicinskih implantata na prostornu raspodelu prodrlog elektromagnetskog polja i količine apsorbirane energije mobilnog telefona unutar glave korisnika, potrebno je kreirati 3D realni model glave. On je dizajniran tako da anatomske i morfološke karakteristike modela što vernije odgovaraju

realnoj strukturi glave prosečne odrasle osebe (Slika 4.1.1), što je neophodan uslov za precizno određivanje raspodele veličina od interesa.

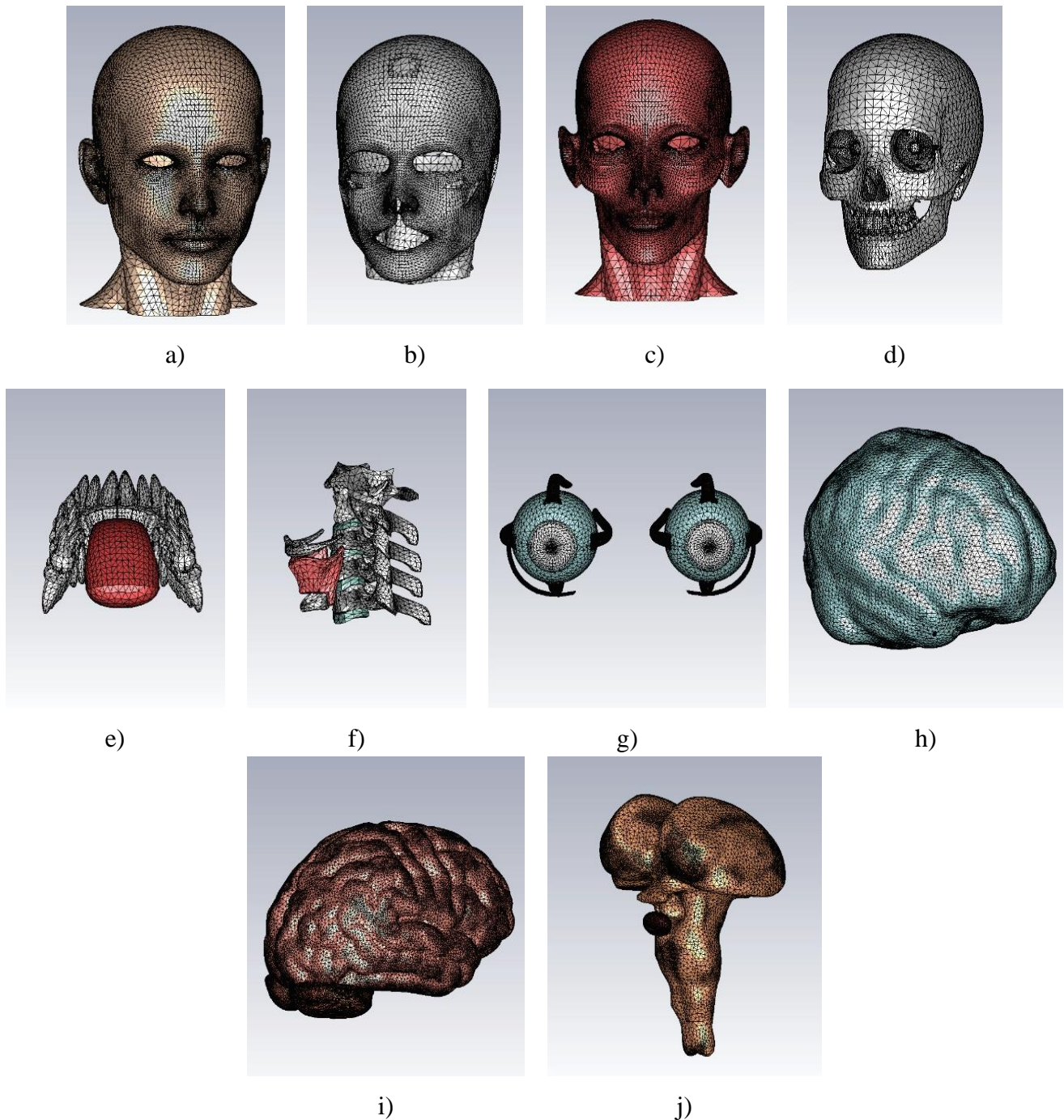


Slika 4.1.1 - Spoljašnji izgled i dimenzije modela glave odrasle osebe.

Realistični 3D model glave korisnika realizovan je tako da uključuje sledeća biološka tkiva i organe: kožu, masno tkivo, mišićno tkivo, lobanju, mandibulu, jezik, zube, pršljenove, hrskavicu, štitnu žlezdu, oči, moždanu vodu, veliki mozak, mali mozak, stablo mozga i hipofizu. Konstrukcija modela glave prikazana je na Slici 4.1.2, pri čemu se na odgovarajućim poprečnim preseccima mogu uočiti pojedina biološka tkiva i organi, dok je njihov spoljašnji izgled prikazan na Slici 4.1.3.



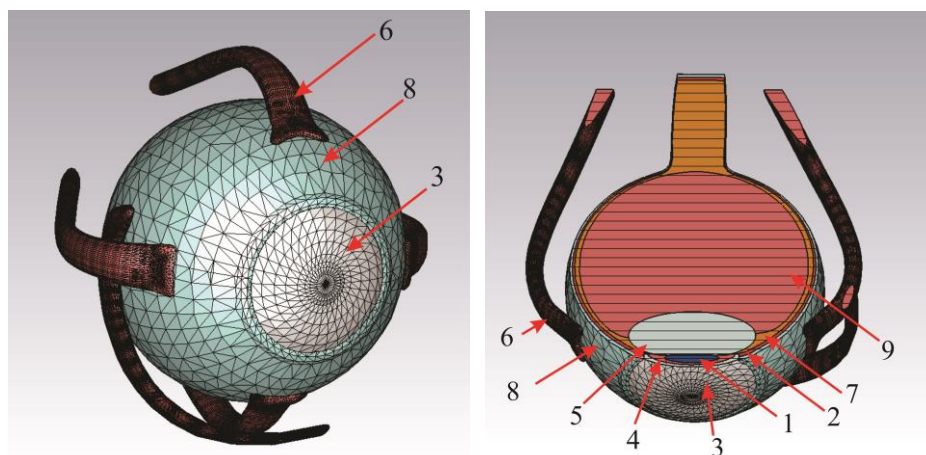
Slika 4.1.2 - Konstrukcija modela glave korisnika: 1 – koža; 2 – masno tkivo; 3 – mišićno tkivo; 4 – lobanja; 5 – mandibula; 6 – jezik; 7 – zubi; 8 – pršljenovi; 9 – hrskavica; 10 – štitna žlezda; 11 – oči; 12 – moždana voda; 13 – veliki mozak; 14 – mali mozak; 15 – stablo mozga i 16 – hipofiza



Slika 4.1.3 - Spoljašnji izgled pojedinih bioloških organa i tkiva: a) koža; b) masno tkivo; c) mišićno tkivo; d) lobanja sa mandibulom i zubima; e) jezik i zubi; f) pršljenovi, hrskavica i štitna žlezda; g) oči; h) moždana voda; i) veliki i mali mozak i j) stablo mozga i hipofiza.

Pored detaljno kreiranog modela glave korisnika (Slike 4.1.2 - 4.1.3), posebno je realizovan 3D model oka tako da uključuje 9 različitih tkiva koja odgovaraju elementima strukture oka. To su očna vodica, sudovnjača, rožnjača, dužica, sočivo, očni mišići,

mrežnjača, beonjača i staklasto telo. Na Slici 4.1.4 prikazana je konstrukcija modela oka i odgovarajući poprečni presek, pri čemu su dimenzije preuzete iz [4.1].



Slika 4.1.4 - Konstrukcija modela oka: 1 – Očna vodica; 2 – Sudovnjača; 3 – Rožnjača; 4 – Dužica; 5 – Sočivo; 6 – Očni mišići; 7 – Mrežnjača; 8 – Beonjača; 9 – Staklasto telo

Za simulaciju prostiranja elektromagnetskih talasa mobilnog telefona unutar bioloških tkiva u prisustvu medicinskih implantata, korišćen je CST Studio Suite [4.2] softverski paket za analizu 3D elektromagnetskih problema. Ovaj paket nudi veoma dobar CAD interfejs za konstrukciju i uređivanje simulacionih modela, dok alati za uvoz i izvoz 3D modela omogućavaju korišćenje modela realizovanih pomoću različitih softvera. Pre uvoza modela i same simulacije, neophodno je najpre kreirati odgovarajuće 3D modele bioloških tkiva i organa koji su predmet numeričke analize. Za njihovu realizaciju obično se koriste softverski paketi za 3D dizajn [4.3 - 4.5]. Prilikom kreiranja 3D modela, pored spoljašnjeg izgleda, bitno je voditi računa i o dimenzijama koje treba da odgovaraju realnim vrednostima za odgovarajuća tkiva i organe u okviru glave odrasle osobe. Obično se biološke strukture kreiraju u obliku ljuske, pa je neophodno da se u drugom koraku dodatno modeluju kao pun (solid) objekat, a zatim kao takve uvezu u softver za simulaciju elektromagnetskih problema. Dakle, svako biološko tkivo i organ (Slika 4.1.3) kreira se zasebno kao solid, zatim uvozi u CST i onda povezuje u jedinstvenu celinu sa drugim elementima. Sva biološka tkiva i organi moraju da se postave jedni unutar drugih (Slika 4.1.2), a za određivanje njihove pozicije obično se koriste snimci glave pacijenata načinjeni pomoću CT skenera. Kod procesa pozicioniranja bioloških tkiva i organa jednih unutar drugih, veoma je bitno modelovati njihove razdvojne površine (bez preklapanja), jer se jedino tako mogu pravilno primeniti odgovarajući granični uslovi na razdvojnoj površini dve različite biološke strukture.

Kada je formirana struktura 3D modela glave tako da odgovara realnoj strukturi glave odrasle osobe, potrebno je svakom biološkom tkivu i organu pridružiti odgovarajuće elektromagnetske karakteristike. Kako su biološke sredine nehomogene, nelinearne i disperzivne, pravilno definisanje adekvatnih elektromagnetskih karakteristika bioloških tkiva je jedan od ključnih faktora u pogledu tačnosti simulacije. To se čini tako što se tkivu, odnosno organu dodeljuje odgovarajuća vrednost relativne dielektrične konstante (ϵ), relativne magnetne permeabilnosti (μ) i specifične provodnosti (σ). Vrednost gustine tkiva takođe je parametar čije je poznavanje neophodno za validnu simulaciju. Sve ove karakteristike bitno uslovljavaju efekte prostiranja, refleksije i slabljenja elektromagnetskih talasa unutar glave. Disperzivnost elektromagnetskih osobina bioloških tkiva nameće neophodnost da se njihove vrednosti usaglase sa odgovarajućom radnom frekvencijom mobilnog telefona (1.8GHz ili 2.6GHz). Karakteristike tkiva i organa, korišćene u simulaciji prikazane su u tabelama 4.1.1 - 4.1.4 [4.6] za tipične frekvencije 3G (1.8GHz) i 4G (2.6GHz) mobilne mreže [4.7].

Tabela 4.1.1 - Elektromagnetske osobine tkiva za frekvenciju 3G (1.8 GHz) mobilne mreže

Biološko tkivo	ϵ_r	σ[S/m]	ρ[kg/m³]
Koža	38.9	1.18	1109
Mišići	53.5	1.34	1090
Moždana voda	67.2	2.92	1007
Veliki mozak	46.1	1.71	1046
Mali mozak	46.1	1.71	1045
Zubi	11.8	0.28	2180
Hrskavica	40.2	1.29	1100
Jezik	53.6	1.37	1090
Hipofiza	58.1	1.50	1053
Lobanja	15.5	0.43	1.543
Mandibula	11.8	0.28	1908
Pršljenovi	11.8	0.28	1908
Stablo mozga	46.1	1.71	1046
Masno tkivo	11.0	0.19	911
Štitna žlezda	58.1	1.50	1050

Tabela 4.1.2 - Elektromagnetske osobine tkiva oka za frekvenciju 3G (1.8 GHz) mobilne mreže

Biološko tkivo	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [kg/m ³]
Očna vodica	67.2	2.92	994
Sudovnjača	59.4	2.04	1050
Rožnjača	52.8	1.86	1062
Dužica	53.5	1.34	1090
Sočivo	34.6	0.79	1076
Očni mišić	53.5	1.34	1090
Mrežnjača	50.1	1.39	1036
Beonjača	53.6	1.60	1032
Staklasto telo	68.6	2.03	1005

Tabela 4.1.3 - Elektromagnetske osobine tkiva za frekvenciju 4G (2.6 GHz) mobilne mreže

Biološko tkivo	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [kg/m ³]
Koža	37.8	1.54	1109
Mišići	52.5	1.84	1090
Moždana voda	66.0	3.60	1007
Veliki mozak	44.5	2.20	1046
Mali mozak	44.5	2.20	1045
Zubi	11.3	0.42	2180
Hrskavica	38.4	1.87	1100
Jezik	52.4	1.92	1090
Hipofiza	57.0	2.09	1053
Lobanja	14.8	0.64	1543
Mandibula	11.3	0.42	1908
Pršljenovi	11.3	0.42	1908
Stablo mozga	44.5	2.20	1046
Masno tkivo	10.8	0.29	911
Štitna žlezda	57.0	2.09	1050

Tabela 4.1.4 Elektromagnetske osobine tkiva oka za frekvenciju 4G (2.6 GHz) mobilne mreže

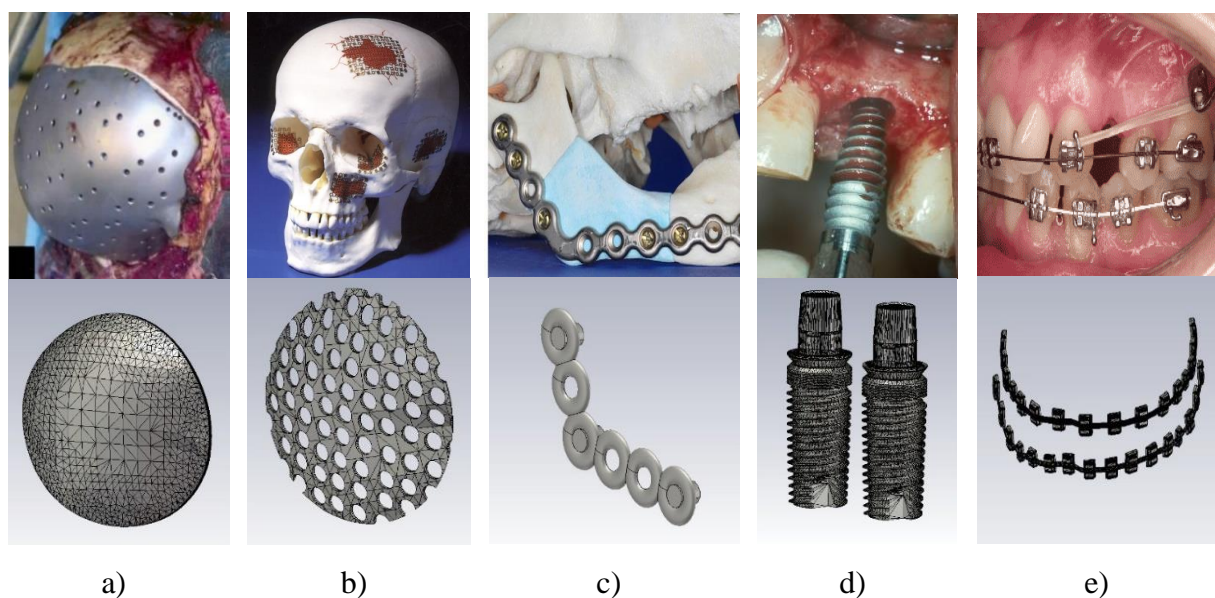
Biološko tkivo	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [kg/m ³]
Očna vodica	66.0	3.60	994
Sudovnjača	58.0	2.68	1050
Rožnjača	51.4	2.41	1062
Dužica	52.5	1.84	1090
Sočivo	33.8	1.16	1076
Očni mišić	52.5	1.84	1090
Mrežnjača	48.7	1.91	1036
Beonjača	52.4	2.15	1032
Staklasto telo	68.1	2.60	1005

4.2 Numerički modeli metalnih medicinskih implantata

Rezultati dostupnih istraživanja upućuju na zaključak da prisustvo metalnih objekata u određenoj biološkoj strukturi može značajno da utiče na raspodelu elektromagnetskog polja kao i na količinu apsorbovane energije zračenja mobilnog telefona [4.8, 4.9]. Zato je u cilju određivanja uticaja metalnih medicinskih implantata na pomenute karakteristike potrebno kreirati odgovarajuće 3D modele. Ovo se posebno odnosi na medicinske implantate koji se koriste u okviru različitih medicinskih tretmana, hiruških intervencija, odnosno za rekonstrukciju određenih koštanih tkiva u hirurgiji glave i vrata. Kao što je rečeno u Poglavlju 3, kao materijali za izradu ovih implantata, uglavnom se koriste nerđajući hiruški čelik, legure na bazi kobalta (Co-Cr (kobalt-hrom) legure), titanijum i kompozitni materijali. U procesu izrade metalnih medicinskih implantata, titanijum je u značajnoj meri zamenio druge metale zahvaljujući svojoj biokompatibilnosti. Metalni medicinski implantati čije je 3D modele potrebno kreirati su:

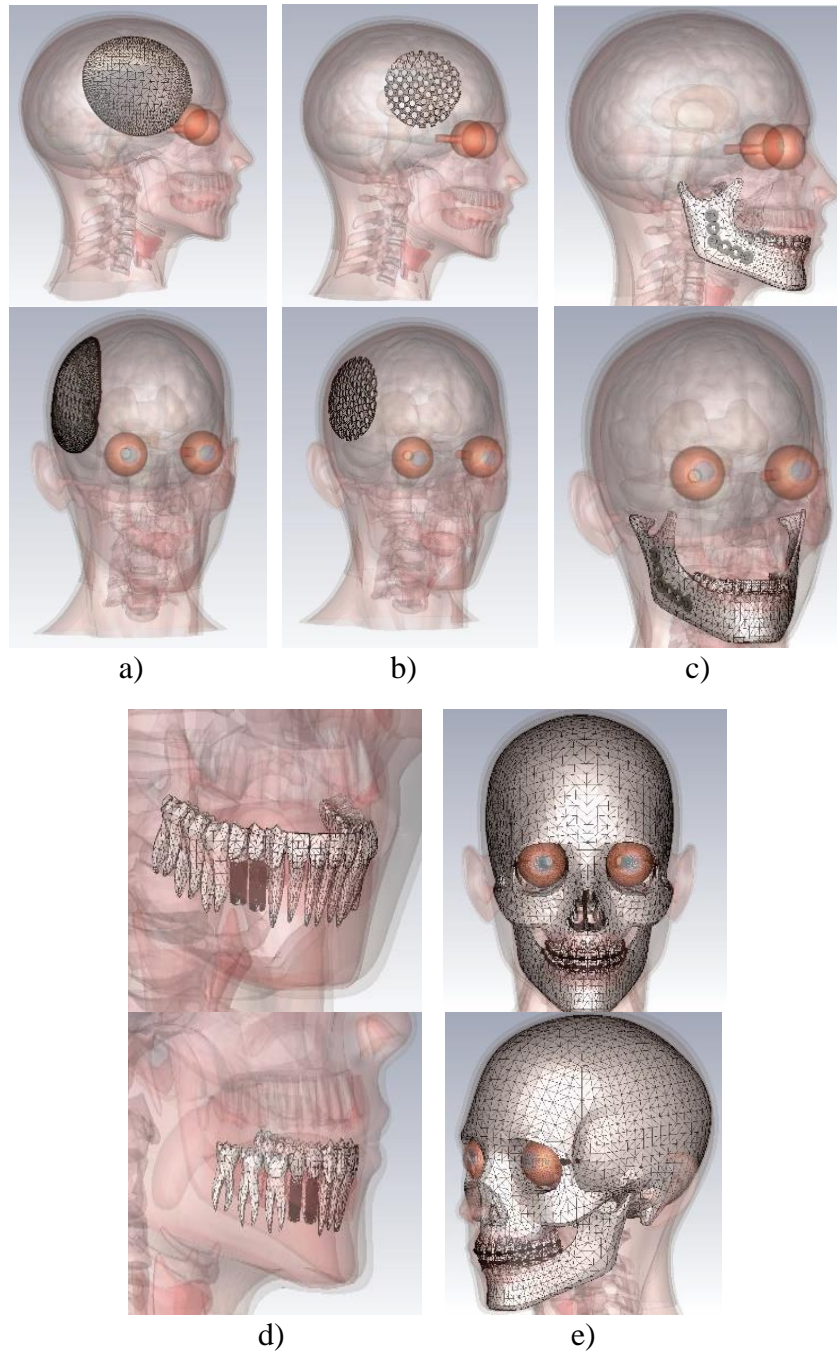
- Titanijumska ploča za rekonstrukciju većih defekata lobanje;
- Titanijumska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata lobanje;
- Titanijumska pločica i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice;
- Dentalni implantat; i
- Fiksna zubna proteza.

Neophodno je naglasiti da je kreiranje trodimenzionalnih numeričkih modela pomenutih medicinskih implantata izvršeno na osnovu 3D snimaka stvarnih implantata, ugrađenih usled postojećih nedostataka koštanog tkiva ili nedostataka koji su rezultat određene hiruške intervencije. Dimenzije implantata i vrednosti parametara materijala primenjeni u numeričkoj analizi, odgovaraju realnim parametrima medicinskih implantata koji se koriste u praksi i čije su vrednosti dostupne. Fotografije medicinskih implantata kao i odgovarajući 3D modeli korišćeni u simulaciji, prikazani su na Slici 4.2.1, dok je na Slici 4.2.2 prikazan položaj medicinskih implantata unutar 3D modela glave korisnika u odnosu na druga biološka tkiva i organe.



Slika 4.2.1 - Spoljašnji izgled metalnih medicinskih implantata korišćenih u hiruškim procesima i njihovih 3D numeričkih modela: a) titanijumska ploča; b) titanijumska dinamička mrežica; c) Titanijumska pločica i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice; d) dentalni implantati i e) fiksna zubna proteza

Kao što se može videti sa Slike 4.2.2, svi medicinski implantati su pozicionirani na desnoj strani 3D modela glave korisnika. Tako će biti pozicioniran i izvor zračenja elektromagnetskog polja, odnosno mobilni telefon čije će karakteristike biti detaljnije opisane u nastavku teksta.



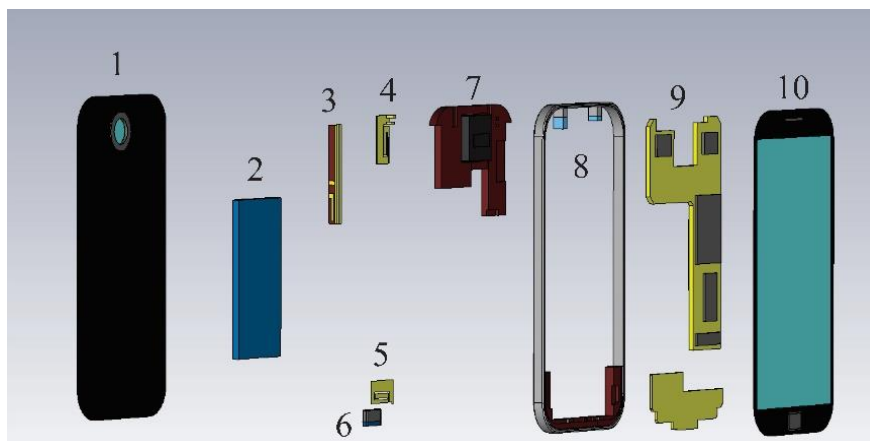
Slika 4.2.2 - Položaj medicinskih implantata unutar 3D modela glave korisnika: a) titanijska ploča; b) titanijska dinamička mrežica; c) titanijska pločica i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice; d) dentalni implantati; i e) fiksna zubna proteza.

4.3 Numerički model mobilnog telefona

Kao izvor elektromagnetskog zračenja, korišćen je aktuelni pametni telefon čiji je izgled i položaj u odnosu na model glave korisnika prikazan na slici 4.3.1. Odgovarajući 3D numerički model mobilnog telefona sastoji se od sledećih delova: kućište, kamera, baterija, displej, PCB ploča, antena za 3G mobilnu mrežu i antena za 4G mobilnu mrežu (Slika 4.3.2).

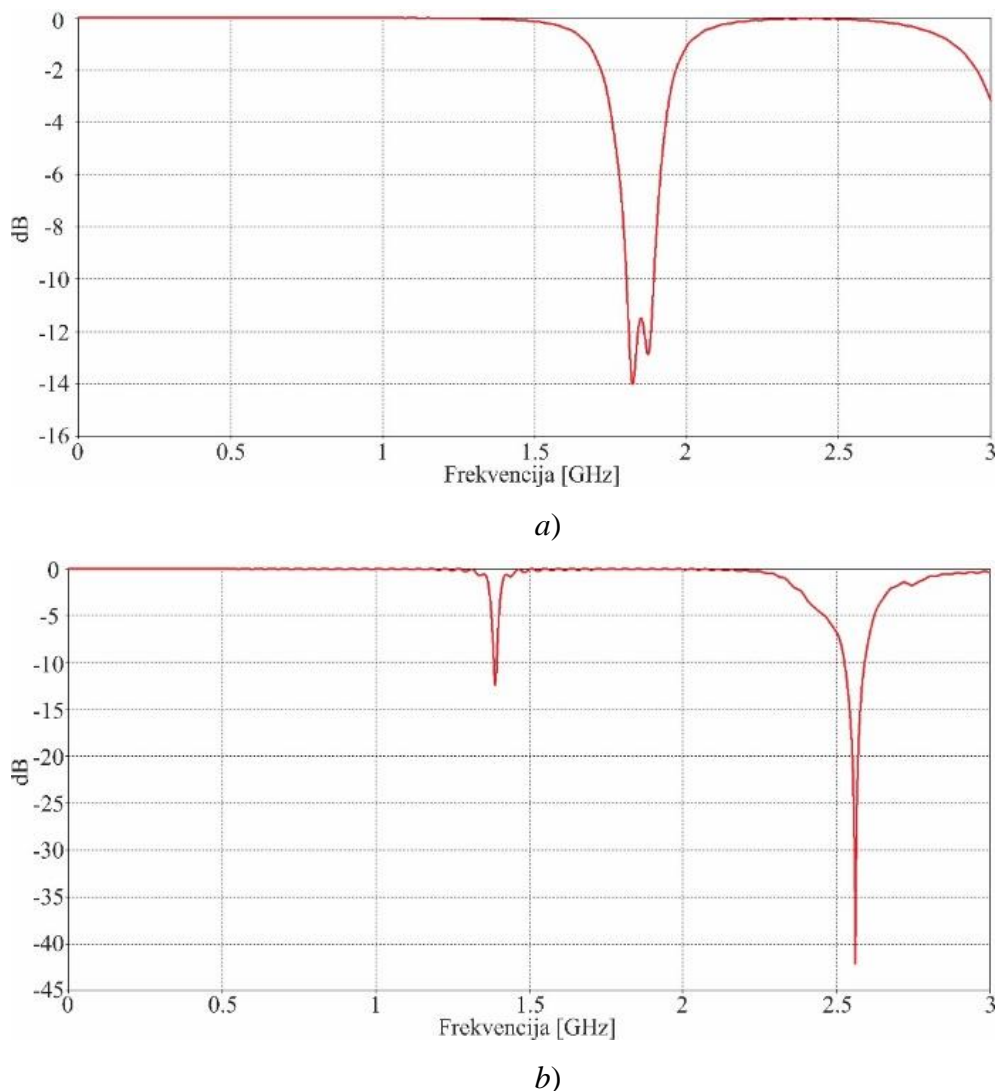


Slika 4.3.1 - Izgled 3D numeričkog modela mobilnog telefona



Slika 4.3.2 - Konstrukcija 3D numeričkog modela mobilnog telefona: 1 – Zadnji deo kućišta; 2 – Baterija; 3 – Wi-Fi antena; 4 – 4G antena; 5 – 3G antena; 6 – Konektor; 7 – Kamera; 8 – Oklop; 9 – PCB ploča i 10 – Displej.

Kako bi se realizovale simulacije koje odgovaraju određenim frekventnim opsezima karakterističnim za 3G i 4G mobilnu mrežu, model mobilnog telefona uključuje dve antene koje su prikazane na Slici 4.3.2. Obe antene (3G i 4G) modelovane su sa izlaznom snagom $P = 1 \text{ W}$ [4.10] i impedansom $Z = 50 \Omega$, dok su S parametri antena dati na Slici 4.3.3.



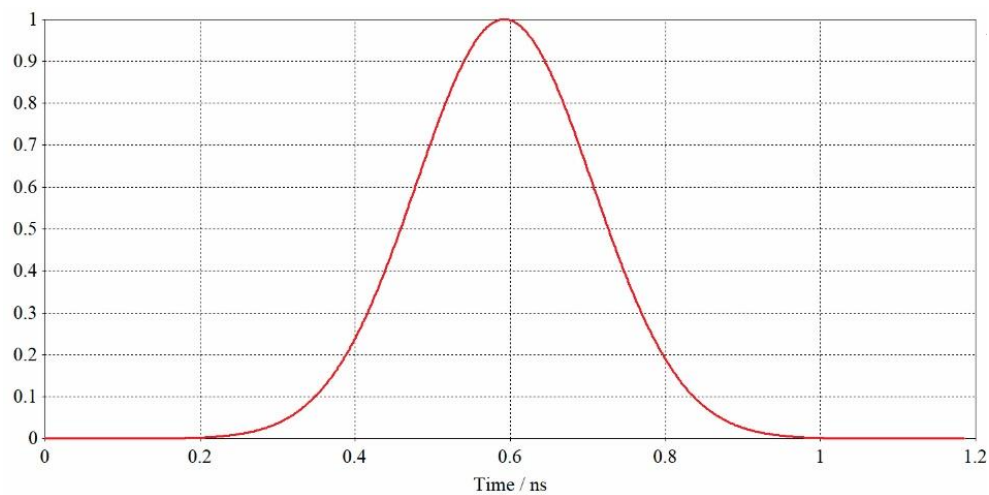
Slika 4.3.3 - S-parametri: a) 3G antena i b) 4G antena.

4.4 Kreiranje mreže u okviru simulacije EM problema

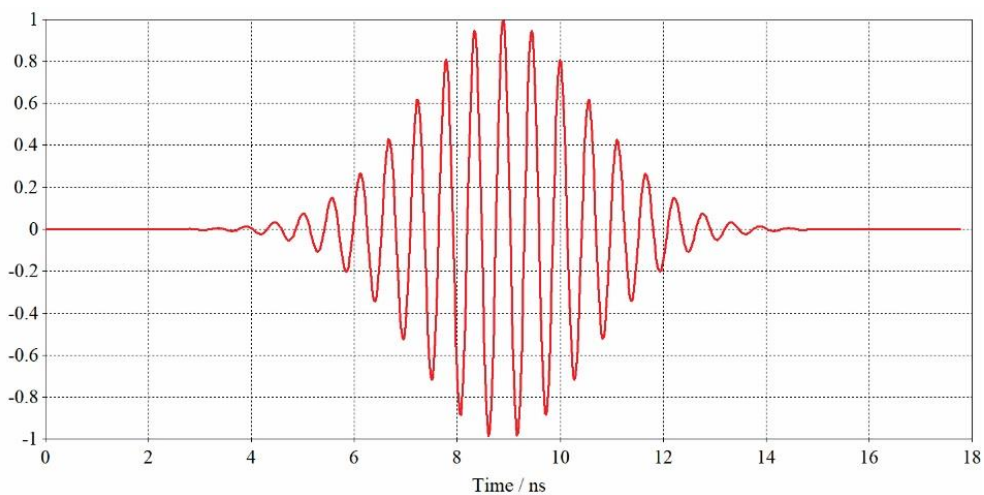
Kada su svi modeli kreirani, adekvatno pozicionirani i nakon što su definisane određene elektromagnetske karakteristike materijala od kojih su modeli sastavljeni i njihova gustina, neophodno je formirati mrežu za diskretizaciju prostora u kom se vrši numerička analiza. O obliku ćelija mreže koje se najčešće koriste, bilo je više reči u drugoj glavi ove disertacije, pa će u nastavku biti detaljnije opisan sam proces kreiranja mreže u CST softverskom paketu.

Pre nego što se krene u proces kreiranja mreže, bitno je razumeti zahteve koje ona treba da zadovolji. Simulacija vremenskog domena započinje prostiranjem EM talasa unutar određene zapremine u kojoj se vrši numerički proračun, odnosno u kojoj se nalazi numerički model. Konkretno, u numeričkoj analizi koja je predmet ove disertacije, za napajanje antene

mobilnog telefona koja emituje EM talase modeluje se diskretni port. Pobudni signal je sam po sebi vremenski zavisian i obično je to Gausov (sinusni) impuls (Slika 4.4.1). U CST softverskom paketu, širina pobudnog signala se automatski podešava tako da sadrži željeni spektralni sadržaj koji je određen frekvencijskim opsegom definisanim od strane korisnika (Slika 4.4.2).



Slika 4.4.1 - Oblik pobudnog signala.



Slika 4.4.2 - Oblik pobudnog signala za frekvenciju od 1.8GHz.

Nakon pobude, vremenski zavisian signal će početi da se prostire kroz zapreminu domena unutar kojeg se vrši numerički proračun. Deo energije koji se izrači biće disipiran, a deo energije apsorbovan unutar određenih materijala. Simulacija će se završiti onda kada nivo energije padne do prethodno definisanog, odnosno konvergentnog nivoa. Brzina opadanja energije zavisi od različitih faktora (gubici, Q-faktor, itd...) svojstvenih konkretnom

modelu. Ukoliko se signal brže prostire, interakcija sa modelom će biti brža, a vreme simulacije kraće. Brzina kojom se signal širi u proračunskom domenu određen je takozvanim vremenskim korakom (*time step*). Očigledno je da bi bilo komfornije da vremenski korak bude veliki, ali se on ne može proizvoljno povećati jer je njegov minimum kako bi zadovoljio određeni uslov stabilnosti definisan kao,

$$\Delta t_{\max} \leq \frac{1}{u_{\max}} \left[\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2} \right]^{-\frac{1}{2}}. \quad (4.1)$$

Gornji uslov stabilnosti je neophodan za konvergenciju tokom numeričkog rešavanja određenih jednačina. U relaciji (1) u_{\max} je maksimalna brzina prostiranja talasa kroz model, određena karakteristikama materijala od kojih je realizovan sam model.

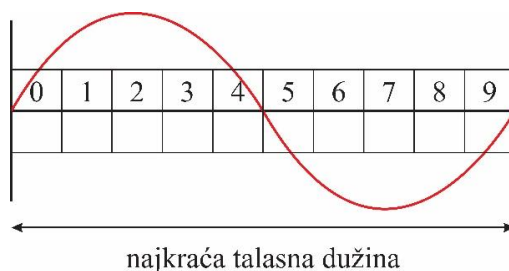
Ukoliko se gornja jednačina analizira za uniformnu mrežu ($\Delta l = \Delta x = \Delta y = \Delta z$, za sve heksaedre), uočava se da je maksimalni dozvoljeni vremenski korak određen veličinom ćelije mreže. Ako su dimenzije ćelija mreže manje i vremenski korak će biti manji:

$$\Delta t_{\max} \leq \frac{\Delta l}{u_{\max} \sqrt{3}}. \quad (4.2)$$

Kada je reč o mreži čije su ćelije promenljive veličine, onda je maksimalni vremenski korak uglavnom određen dimenzijama najmanje ćelije u numeričkom modelu. Uslov stabilnosti osigurava da se sa svakim vremenskim korakom, polje ne prostire sa razmakom koji je veći od dimenzije najmanje ćelije mreže. Dakle, ukoliko se zahteva veći vremenski korak, najmanja ćelija mreže modela treba da bude što veća. U suštini, ograničavajući faktor koji određuje veličinu najmanje ćelije mreže jeste nephodnost da se što tačnije modeluju manji detalji složenih modela. Zbog toga je dimenzija najmanje ćelije mreže uslovljena veličinom najmanjih delova modela u kojima mreža treba da bude finija (sitnija).

Pored ćelije sa najmanjom dimenzijom, najveća ćelija mreže takođe ima važnu ulogu u brzini i tačnosti simulacije. Na osnovu prethodno rečenog, može se zaključiti da je sa povećanjem dimenzija ćelije mreže, vreme simulacije kraće. Međutim, veličina mreže ne može se proizvoljno povećavati zbog ograničenja uzrokovanog diskretizacijom prostora. Da bi se ovaj efekat sveo na minimum i da bi se osiguralo da se mreža podjednako dobro ponaša

na svim frekvencijama, uobičajeno je da se najkraća talasna dužina koja je od interesa prostorno uzorkuje sa najmanje 10 ćelija mreže po talasnoj dužini (Slika 4.4.3). Prethodno izlaganje upućuje na zaključak da je dimenzija najveće ćelije mreže određena najkraćom talasnom dužinom koja je od interesa u numeričkoj analizi (koja odgovara najvišem frekvencijskom opsegu).



Slika 4.4.3 - Najkraća talasna dužina prostorno uzorkovana sa 10 ćelija mreže.

Ukupan broj ćelija mreže takođe je veoma važan faktor koji utiče na brzinu i tačnost simulacije. On se ne može definisati direktno, jer predstavlja rezultat odnosa veličine minimalne i maksimalne ćelije, što zapravo određuje ukupan broj ćelija potreban za diskretizaciju analiziranog domena. Ukoliko je odnos veličine minimalne i maksimalne ćelije mreže konstantan, onda se broj ćelija određuje na osnovu veličine posmatranog domena, odnosno modela. Generalno, ukupan broj ćelija mreže će se povećati ukoliko su dimenzije modela veće, a talasna dužina kraća, tj. frekvencija viša.

Treba napomenuti da pored osnovnih karakteristika za kreiranje mreže, CST softverski paket nudi jedinstvene tehnologije koje uključuju brojne korisne funkcije za generisanje dobre mreže u slučaju složenih modela. Kao što je rečeno, CST je zasnovan na numeričkom metodu FIT i za razliku od drugih metoda, u simulaciji vremenskog domena, FIT podržava niz jedinstvenih naprednih funkcija za kreiranje mreže. Jedna od takvih funkcija jeste i PBA o kojoj je bilo reči u drugom poglavlju ove disertacije.

Sve prethodno rečeno jasno ukazuje da je ključni korak pre svake simulacije kreiranje adekvatne mreže. Finija mreža podrazumeva veći broj ćelija što za posledicu ima tačnije rezultate. Sa druge strane zahteva i snažnije računarske resurse i više vremena potrebnog za numerički proračun (simulacija može trajati i nekoliko dana). Zbog toga je veoma važno uspostaviti balans između tačnosti dobijenih rezultata i potrebnog vremena za simulaciju. Kako bi se napravio ovakav kompromis, potrebno je sprovesti test konvergencije uz pomoć kojeg se može odrediti dovoljan broj ćelija mreže za dobijanje veoma tačnih rezultata. Ovaj

test konvergencije podrazumeva da se izvrši veći broj simulacija sa različitim brojem ćelija mreže. Broj ćelija mreže treba da se postepeno povećava. U momentu kada se ustanovi da dobijeni rezultati više značajno ne zavise od broja ćelije, može se reći da je mreža dobro kreirana i da se mogu očekivati verodostojni rezultati.

4.5 Literatura

- [4.1] Hogan MJ. Hystology of the human eye – an atlas and textbook (WB Saunders, Michigan, 1971)
- [4.2] CST Studio Suite 2019, dostupno na: <https://www.3ds.com/products-services/simulia/products/cst-studio-suite/>.
- [4.3] Autodesk/Meshmixer, dostupno na: <http://www.meshmixer.com/>
- [4.4] Autodesk/3ds-max, dostupno na: <https://www.autodesk.com/products/3ds-max/overview>
- [4.5] Blender, dostupno na: <https://www.blender.org/>
- [4.6] Dielectric properties of tissues, ITIS Foundation, Available at: <https://goo.gl/76SnEN>
- [4.7] Varshney U. 4G Wireless Networks. IT Professional. 2012 Sept.-Oct; 14(5): 34-39. doi: 10.1109/MITP.2012.71.
- [4.8] Whittow WG, Edwards RM, Panagamuwa CJ, et al. Effect of tongue jewellery and orthodontist metallic braces on the SAR due to mobile phones in different anatomical human head models including children. Proc. Loughborough Antennas and Propagation Conference, Loughborough, UK. 2008, March; 293-296. doi: 10.1109/LAPC.2008.4516924
- [4.9] Jovanović BD, Krasić DjD, Stanković BV, Cvetković NN, Vučković DD. Electric Field and SAR Distribution in the Vicinity of Orthodontic Brace Exposed to the Cell Phone Radiation. ACES Journal, 2019 December, 34(12): 1904-1914, ISSN 1054-4887. <https://bit.ly/382fNWF>
- [4.10] C95.3-2002 - IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields with Respect to Human Exposure to Such Fields, 100kHz-300GHz, <http://standards.ieee.org/findstds/standard/C95.3-2002.html>

5. ANALIZA RASPODELE VREDNOSTI INTENZITETA ELEKTRIČNOG POLJA I VREDNOSTI SAR-a UNUTAR MODELA GLAVE KORISNIKA MOBILNOG TELEFONA

Kao što je ranije rečeno, za simulaciju prostiranja elektromagnetskih talasa mobilnog telefona unutar bioloških tkiva glave korisnika u prisustvu metalnih medicinskih implantata, korišćen je CST Studio Suite. Ovaj paket namenjen simulaciji 3D elektromagnetskih problema zasniva se na metodu konačnih integrala – FIT.

Prethodno opisani 3D modeli (model glave korisnika, modeli metalnih medicinskih implantata i model mobilnog telefona), realizuju se pomoću konačnog broja elemenata, odnosno ćelija. Kako je analiza vršena za dve različite frekvencije mobilne mreže 1800 MHz (3G) i 2600 MHz (4G), neophodno je prilagoditi broj ćelija odgovarajućoj talasnoj dužini elektromagnetskog talasa.

Nakon izvršenih numeričkih simulacija, kao veličine od interesa razmatrani su intenzitet električnog polja i količina apsorbovane elektromagnetske energije (Prilog 1) od mobilnog telefona unutar modela glave korisnika.

Dobijeni rezultati analizirani su za različite poprečne preseke i pravce prostiranja u zavisnosti od vrste metalnog medicinskog implantata i njegovog položaja unutar glave korisnika.

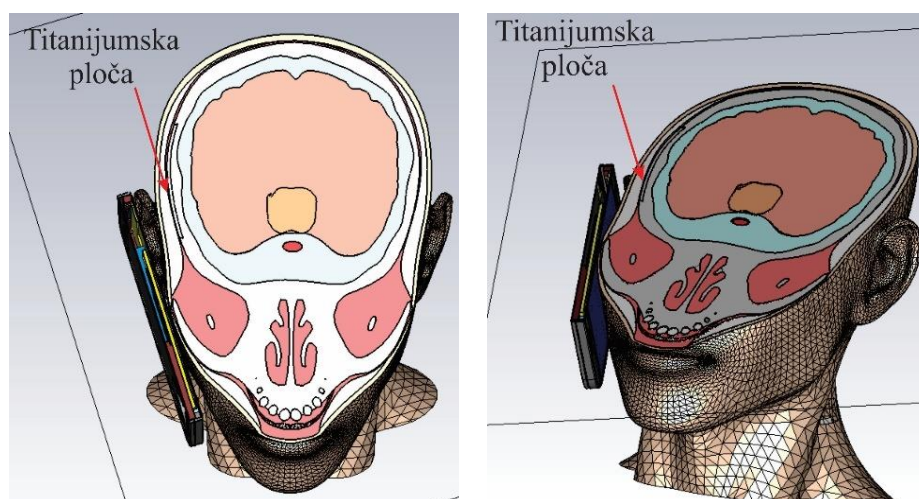
Prilikom određivanja uticaja metalnih medicinskih implantata na raspodelu električnog polja i SAR-a u okolnim biološkim tkivima, vršena je komparativna analiza dobijenih rezultata za slučajeve modela sa i bez prisutnih metalnih medicinskih implantata.

Takođe je značajno napomenuti da prilikom numeričkih proračuna uslov izloženosti elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona mora biti isti u slučaju oba modela. Naime, položaj telefona kao i rastojanje u odnosu na model glave korisnika moraju biti isti, kako za model sa implantatom tako i za model bez implantata. Ovo je neophodan uslov koji omogućuje poređenje dobijenih rezultata, odnosno donošenje validnih zaključaka o uticaju prisustva metalnog medicinskog implantata na raspodelu prodrlog elektromagnetskog polja i količine apsorbovane elektromagnetske energije od mobilnog telefona unutar bioloških tkiva korisnika.

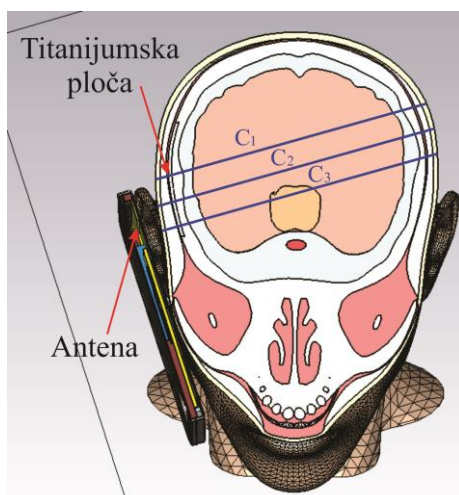
5.1 Titanijumska ploča za rekonstrukciju defekta lobanje

U cilju određivanja uticaja titanijumske ploče koja se koristi za rekonstrukciju velikih defekata u frontalnom i neurokranijalnom delu lobanje (videti poglavlje 3.1.2) na povećanu izloženost elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona, formiran je odgovarajući model i realizovana simulacija čiji je rezultat raspodela električnog polja i količina apsorbirane energije. Nakon toga neophodno je izvršiti uporednu analizu dobijenih rezultata za model sa, odnosno bez titanijumske ploče.

Rezultati dobijeni numeričkom simulacijom prikazani su za oba modela u horizontalnom poprečnom preseku koji odgovara nivou antene mobilnog telefona, odnosno titanijumske ploče (Slika 5.1.1). Takođe, za izabrani poprečni presek prikazani su rezultati duž više pravaca (Slika 5.1.2). Pravci su izabrani tako da budu upravni u odnosu na mobilni telefon, pri čemu se pravac C_2 nalazi u pravcu antene mobilnog telefona, dok su pravci C_1 i C_3 pomereni levo i desno za po 15mm u odnosu na C_2 .



Slika 5.1.1 - Poprečni presek modela glave za analizu dobijenih rezultata u slučaju titanijumske ploče.

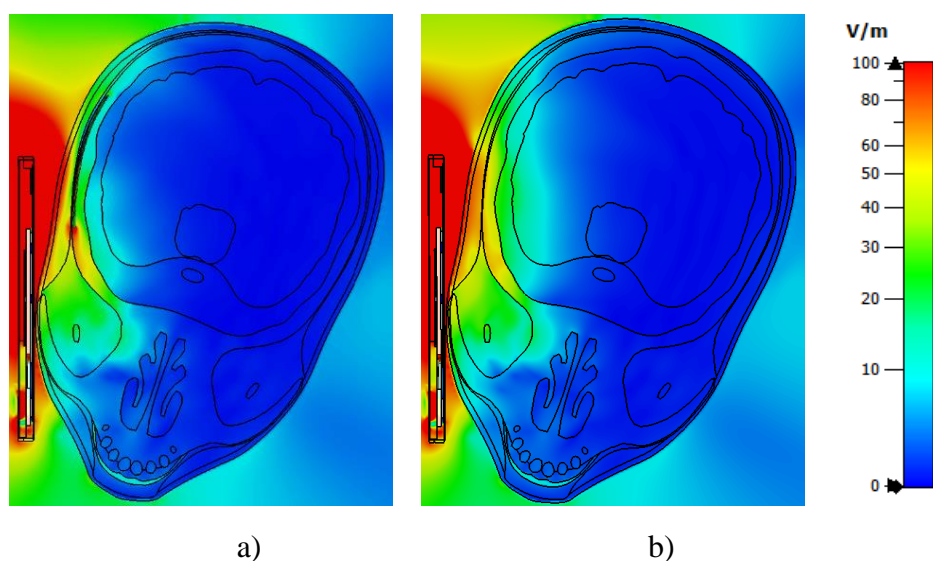


Slika 5.1.2 – Pravci C₁, C₂ i C₃ za analizu dobijenih rezultata.

5.1.1 Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže

5.1.1.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

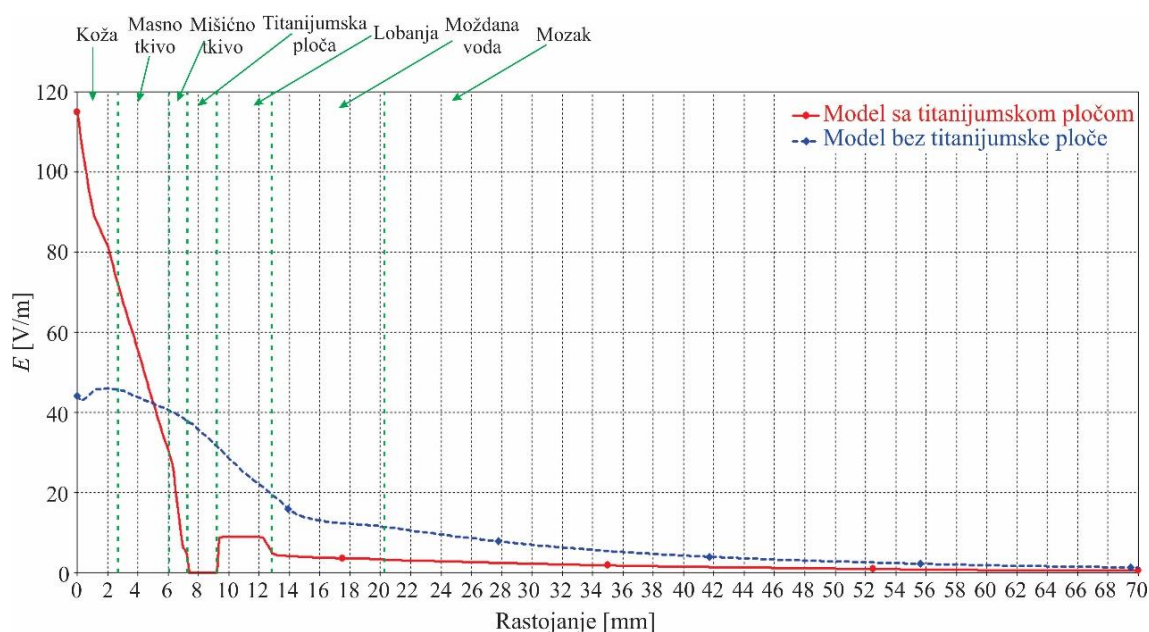
Na slici 5.1.3 data je prostorna raspodela električnog polja unutar oba modela glave korisnika (model sa i model bez titanijske ploče), za horizontalni poprečni presjek sa slike 5.1.1 na frekvenciji 3G mobilne mreže (1800MHz). Sa palete boja (desna strana slike) koja odgovara vrednostima intenziteta električnog polja, uočava se da je maksimalna vrednost električnog polja podešena na istu vrednost za oba modela, što pojednostavljuje uporednu analizu dobijenih rezultata.



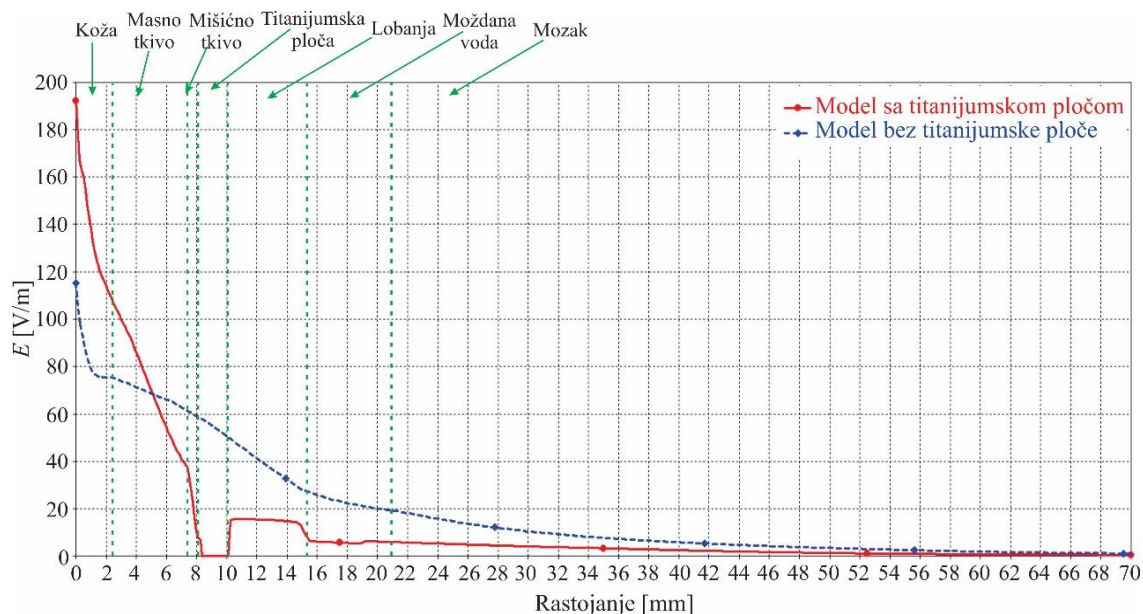
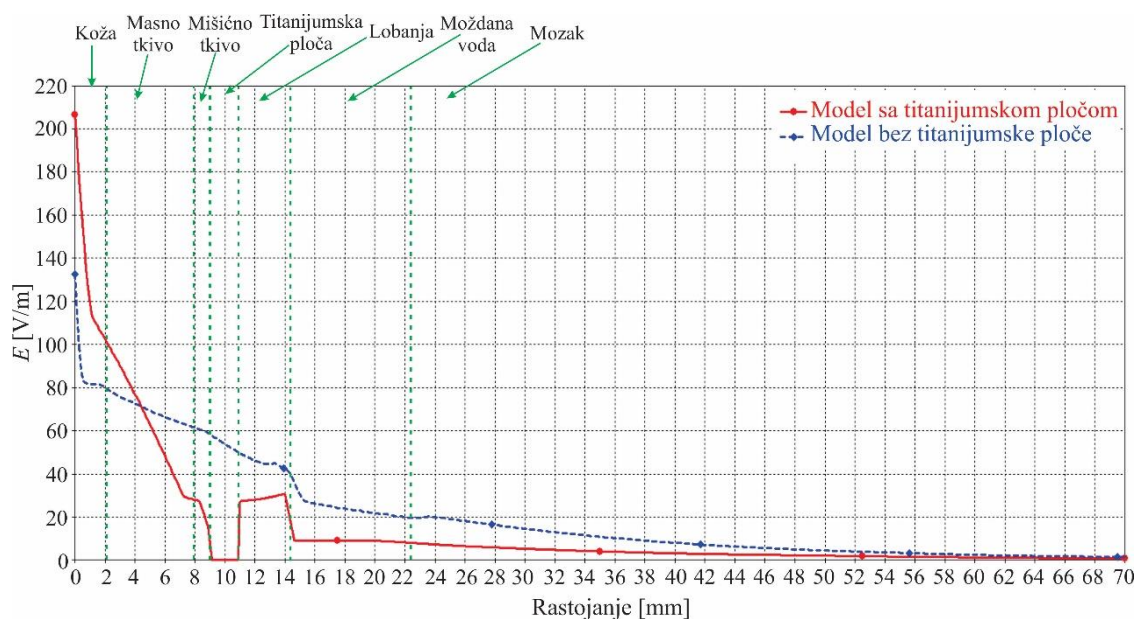
Slika 5.1.3 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar modela glave: a) sa titanijskom pločom i b) bez titanijske ploče.

Na slici 5.1.3 ilustrovana je raspodela vrednosti intenziteta električnog polja koje potiče od mobilnog telefona unutar bioloških tkiva i organa modela sa i bez titanijumske ploče. Analizom dobijenih rezultata zaključuje se da je jačina električnog polja nešto viša u površinskim slojevima (koža i masno tkivo) modela koji uključuje titanijumsku ploču. Međutim, dobijena raspodela unutar mišićnog tkiva, lobanje, moždane vode i mozga, ukazuje na viši intenzitet električnog polja u ovim tkivima za model bez titanijumske ploče.

Uticaj titanijumske ploče na raspodelu električnog polja mobilnog telefona unutar bioloških tkiva korisnika, može se odrediti i pomoću analize rezultata prikazanih na slikama 5.1.4 - 5.1.6. Grafici na ovim slikama odgovaraju promeni intenziteta električnog polja unutar oba modela u funkciji rastojanja od mobilnog telefona duž različitih pravaca prikazanih na slici 5.1.2.



Slika 5.1.4 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1 .

Slika 5.1.5 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 .Slika 5.1.6 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 .

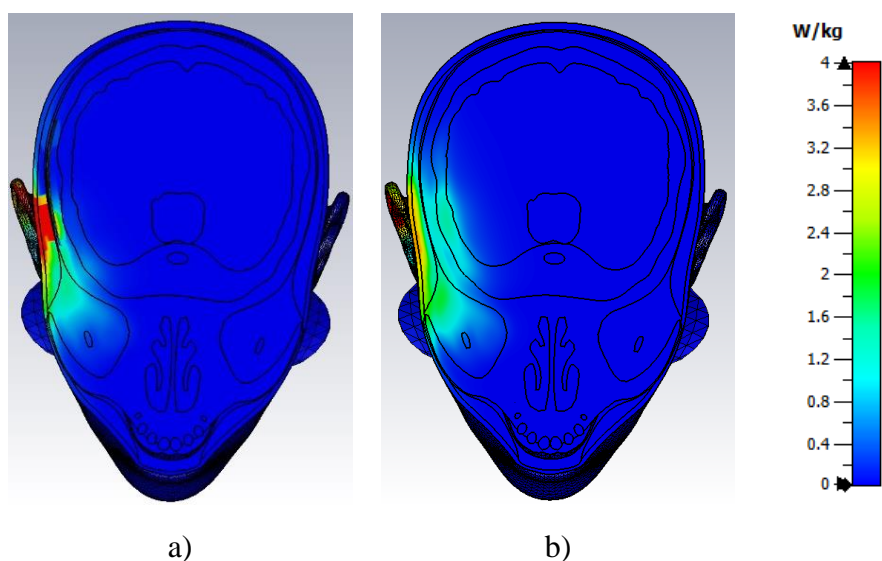
Sa prethodnih grafika se jasno uočava odstupanje vrednosti intenziteta električnog polja kod modela sa titanijumskom pločom. Znatno više vrednosti električnog polja prisutne su unutar kože i masnog tkiva duž sva tri pravca, kod modela sa titanijumskom pločom. Najveće odstupanje dobijeno je duž pravca C_2 . Maksimalna vrednost električnog polja na samom ulazu u model (unutar kože) kod modela sa titanijumskom pločom je za 76 V/m viša u odnosu na vrednost dobijenu za model bez titanijumske ploče. Za ostala tkiva je međutim,

dobijena vrednost jačine električnog polja veća kod modela bez titanijumske ploče za sva tri posmatrana pravca.

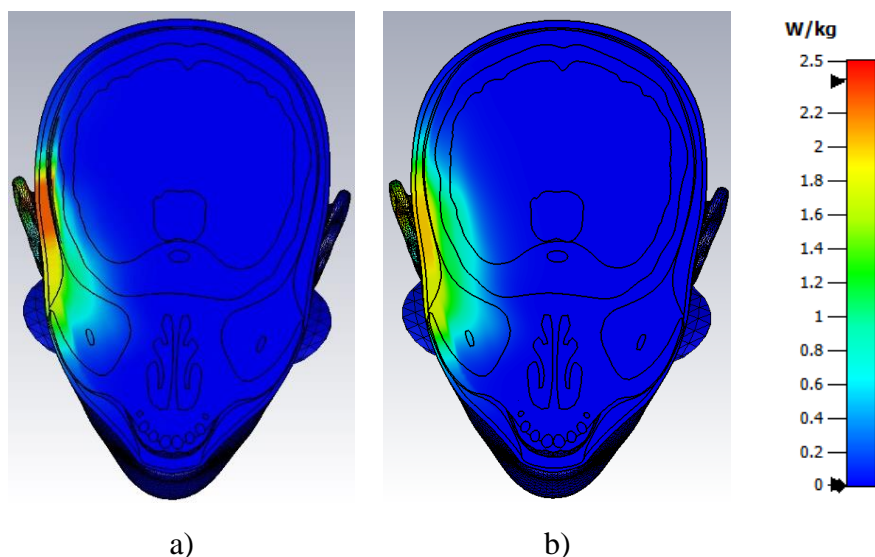
Sa priloženih grafika jasno se vidi razlika vrednosti električnog polja unutar tkiva i organa ispod titanijumske ploče (lobanja, moždana voda i mozak). Najveće odstupanje primetno je unutar lobanje duž pravca C₂, gde je maksimalna vrednost električnog polja za model bez ploče, oko 34 V/m viša u odnosu na vrednost dobijenu simulacijom modela sa titanijumskom pločom. Nakon dubine prodiranja od oko 60 mm, intenzitet električnog polja kod oba modela pada na vrednost blisku nuli.

5.1.1.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

Na slikama 5.1.7 i 5.1.8 nalazi se uporedni prikaz prostorne raspodele vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g}, unutar modela sa, odnosno bez titanijumske ploče, za poprečni presek prikazan na slici 5.1.1 i frekvenciju 3G mobilne mreže (1800 MHz).



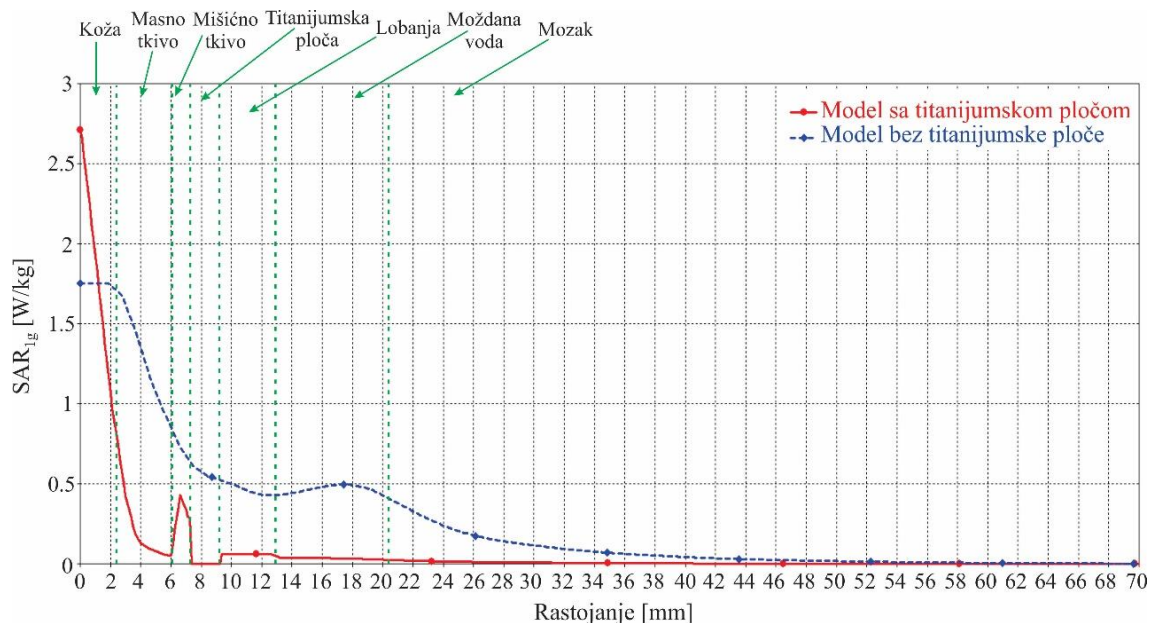
Slika 5.1.7 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločom i b) bez titanijumske ploče.



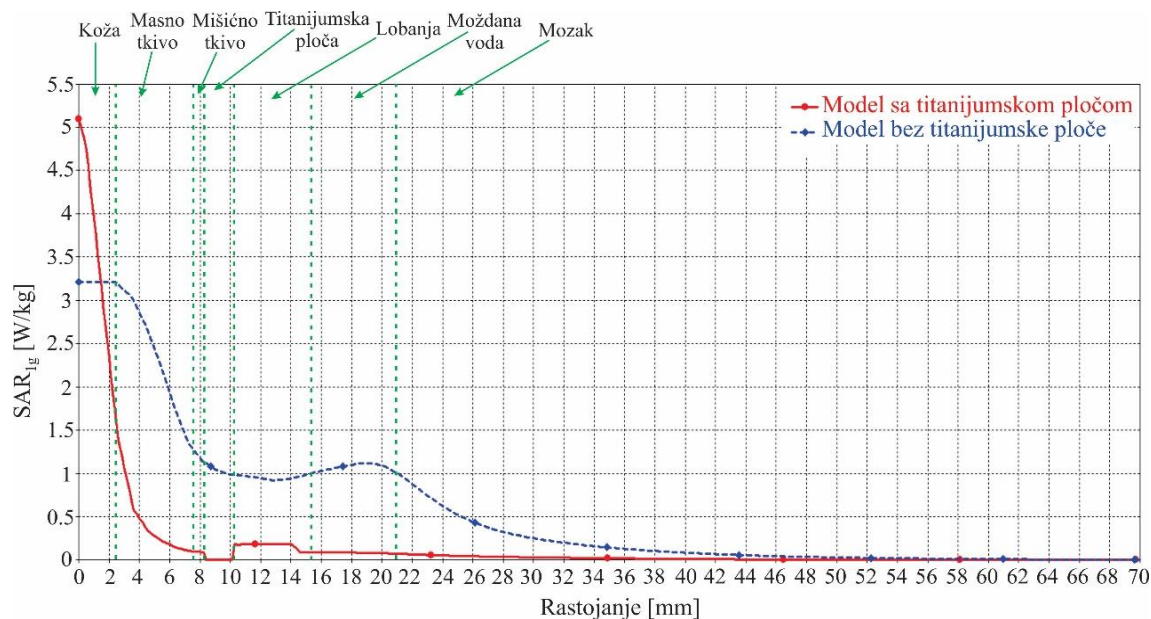
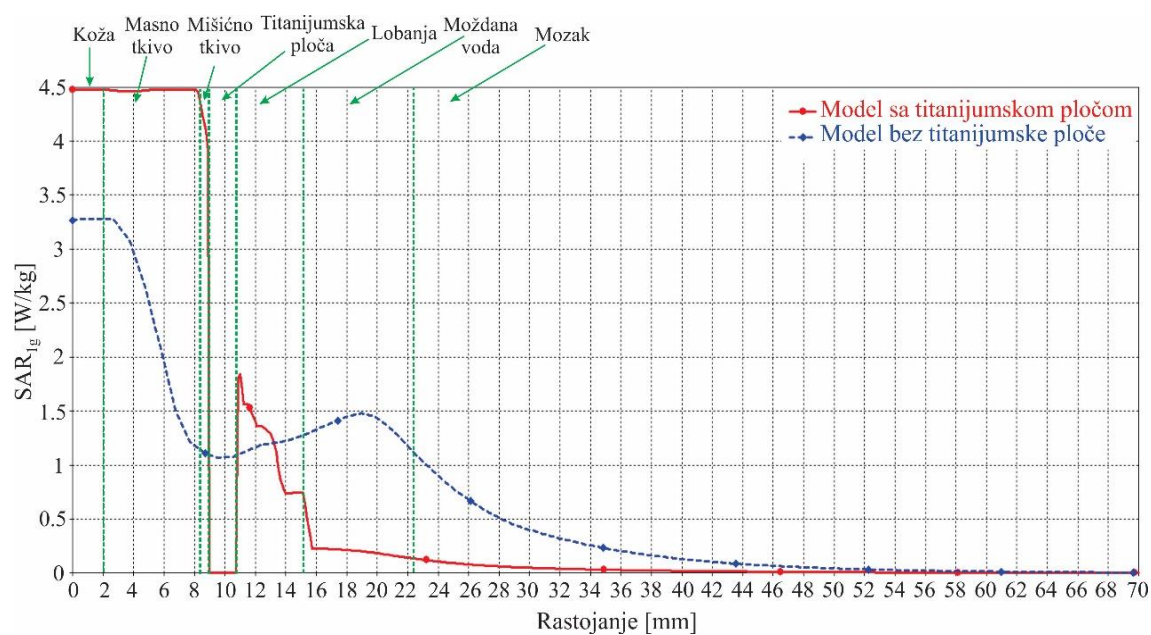
Slika 5.1.8 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločom i b) bez titanijumske ploče.

Kada je u pitanju količina apsorbovane energije unutar tkiva korisnika, očigledno je da prisustvo titanijumske ploče utiče na prostornu raspodelu SAR_{1g} i SAR_{10g} . Sa slika 5.1.7 i 5.1.8 mogu uočiti više vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} unutar površinskih slojeva modela sa titanijumskom pločom, odnosno unutar bioloških tkiva koja se nalaze ispred titanijumske ploče.

Kako bi se izvršila preciznija uporedna analiza, raspodele za SAR_{1g} i SAR_{10g} , za oba modela, sa i bez titanijumske ploče, određene su (kao i prethodno električno polje) duž različitih pravaca (C1, C2 i C3) i simultano prikazane na slikama 5.1.9 - 5.1.14.



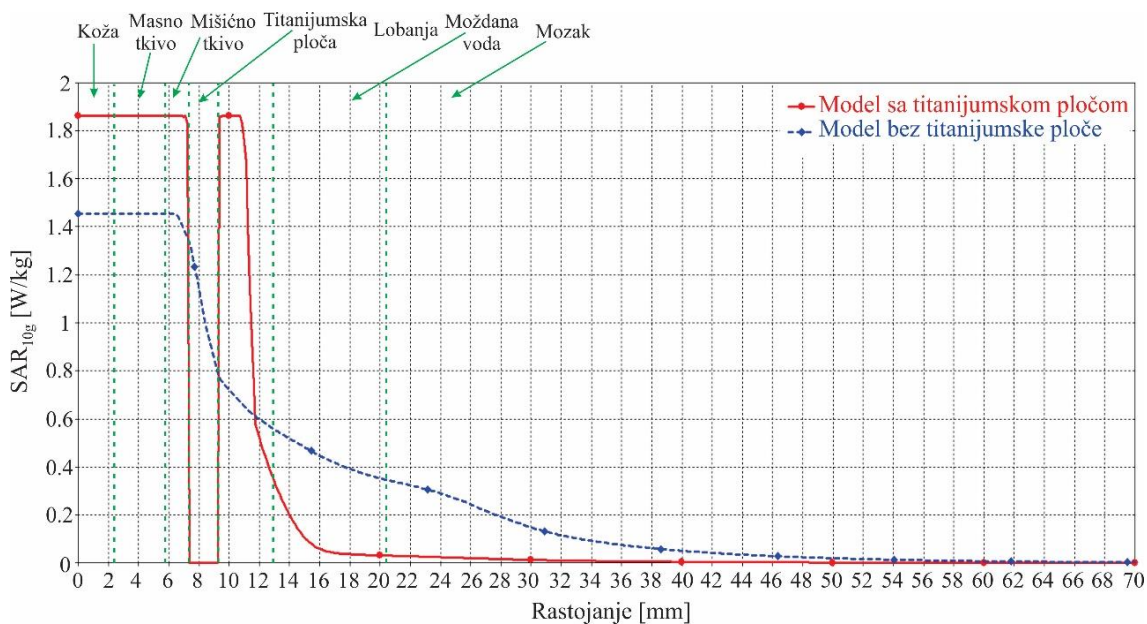
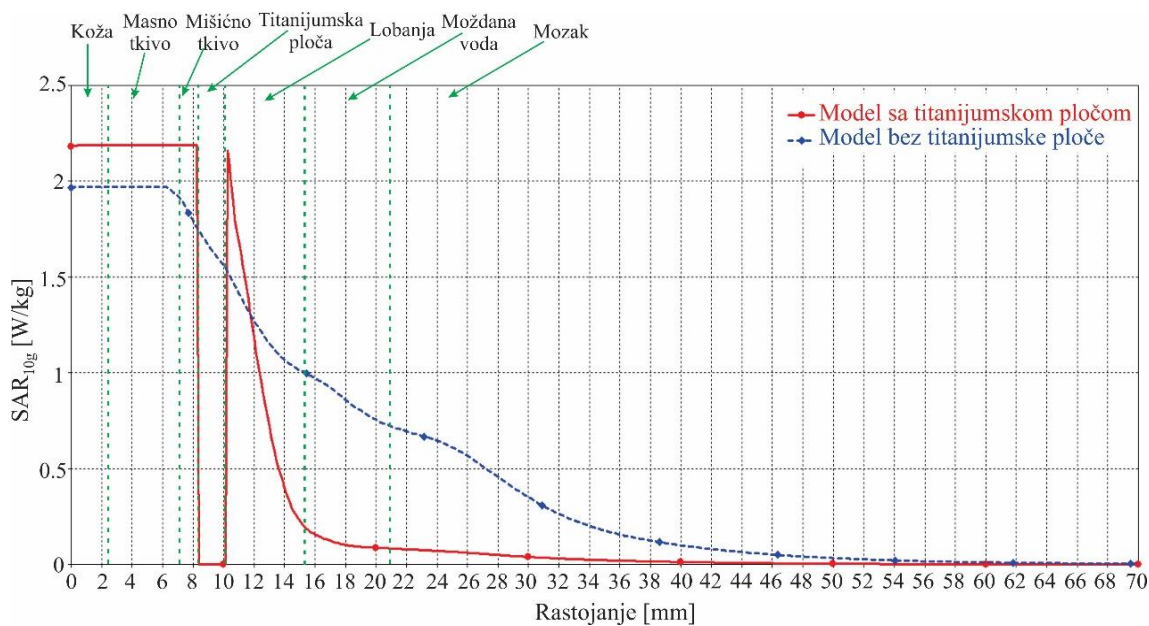
Slika 5.1.9 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C1.

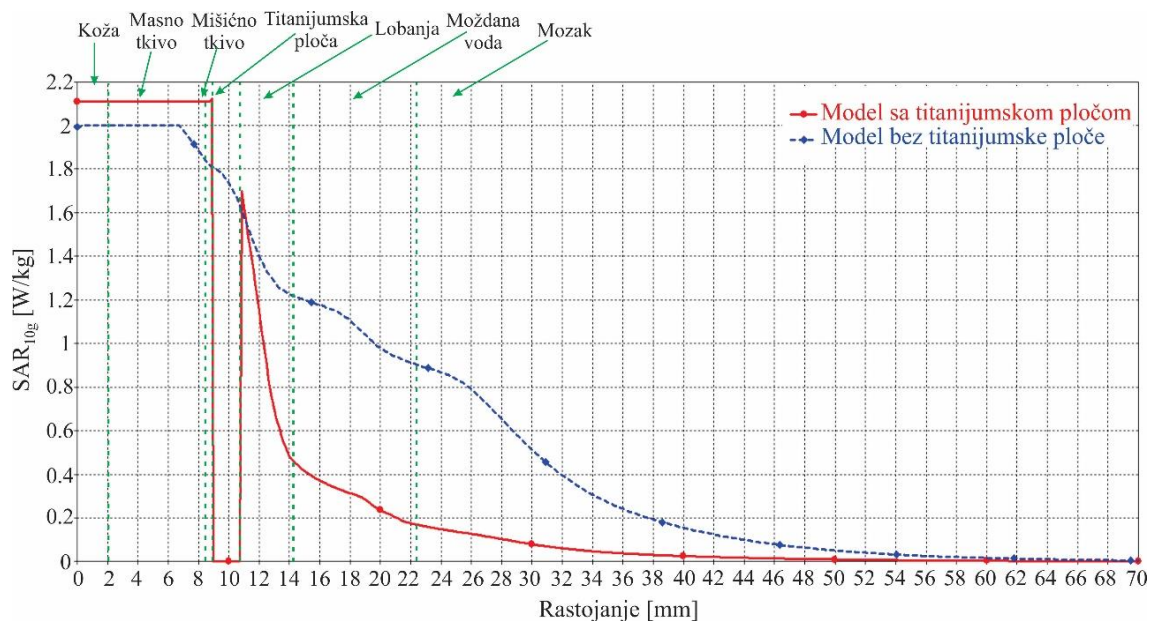
Slika 5.1.10 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_2 .Slika 5.1.11 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_3

Sa grafika 5.1.9 - 5.1.10 (za SAR_{1g}), može se uočiti da je SAR_{1g} viši samo unutar kože duž pravaca C_1 i C_2 , kada model uključuje titanijumsku ploču, dok je unutar ostalih tkiva vrednost SAR_{1g} viša kod modela bez titanijumske ploče.

Kada se radi o grafiku 5.1.11, odnosno raspodeli vrednosti za SAR_{1g} duž pravca C_3 , uočava se da su više vrednosti prisutne u oblastima unutar kože, masnog tkiva, mišićnog tkiva i u jednom delu lobanje u slučaju modela sa titanijumskom pločom. Unutar moždane vode i mozga situacija je drugačija i SAR_{1g} je viši kod modela bez titanijumske ploče.

Najveća razlika između vrednosti SAR_{1g} dobijenih simulacijom modela sa i bez titanijumske ploče postoji unutar kože i može se primetiti duž pravca C_2 gde je SAR_{1g} u slučaju modela sa pločom, viši za oko 2 W/kg u odnosu na model bez titanijumske ploče. Takođe, može se primetiti da je vrednost SAR_{1g} kod modela bez titanijumske ploče, unutar moždane vode viša za oko 1.2 W/kg nego kod modela sa pločom.

Slika 5.1.12 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C_1 .Slika 5.1.13 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C_2

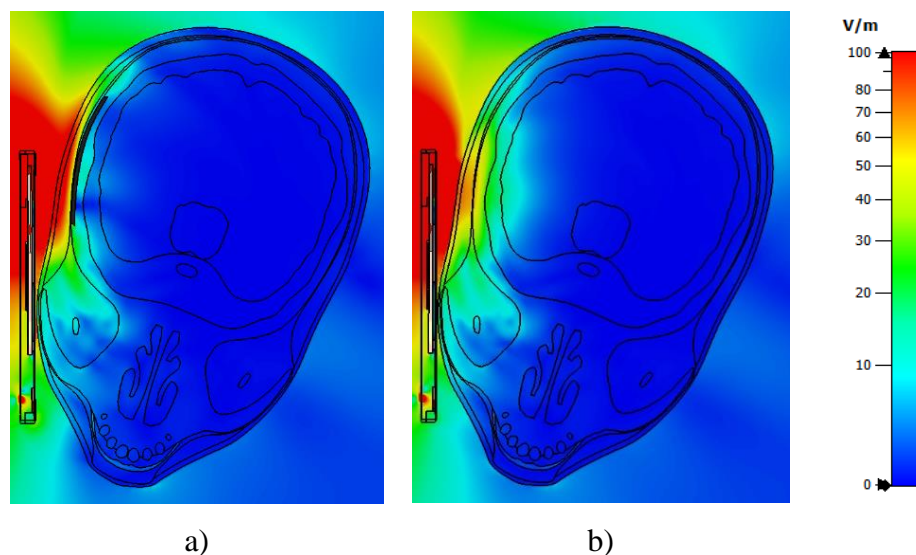
Slika 5.1.14 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C₃

Na osnovu rezultata dobijenih za SAR_{10g} duž sva tri pravca (slike 5.1.12 - 5.1.14), može se zaključiti da je SAR_{10g} viši unutar kože, masnog tkiva, mišićnog tkiva i u jednom delu lobanje (neposredno iza titanijumske ploče), kod modela sa titanijumskom pločom. Najveća razlika između vrednosti SAR_{10g} (oko 1.1 W/kg) određenih za modele sa, odnosno bez ploče, postoji unutar tkiva ispred titanijumske ploče (koža, masno tkivo i mišićno tkivo) i uočava se duž pravca C₃. Takođe, ova razlika u znatnoj meri prisutna je i unutar lobanje, neposredno ispod titanijumske ploče, gde je SAR_{10g} viši za 2.3 W/kg kod modela sa pločom. Nasuprot tome, unutar moždane vode i mozga, SAR_{10g} je viši za model bez titanijumske ploče.

5.1.2 Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže

5.1.2.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

Prostorna raspodela električnog polja unutar oba modela glave korisnika mobilnog telefona (sa i bez titanijumske ploče) za horizontalni poprečni presek (slika 5.1.1), prikazana je na slici 5.1.15. Slično kao i u slučaju slike 5.1.3, paleta boja (desna strana slike) podešena je tako da je maksimalna vrednost električnog polja jednaka za oba slike.

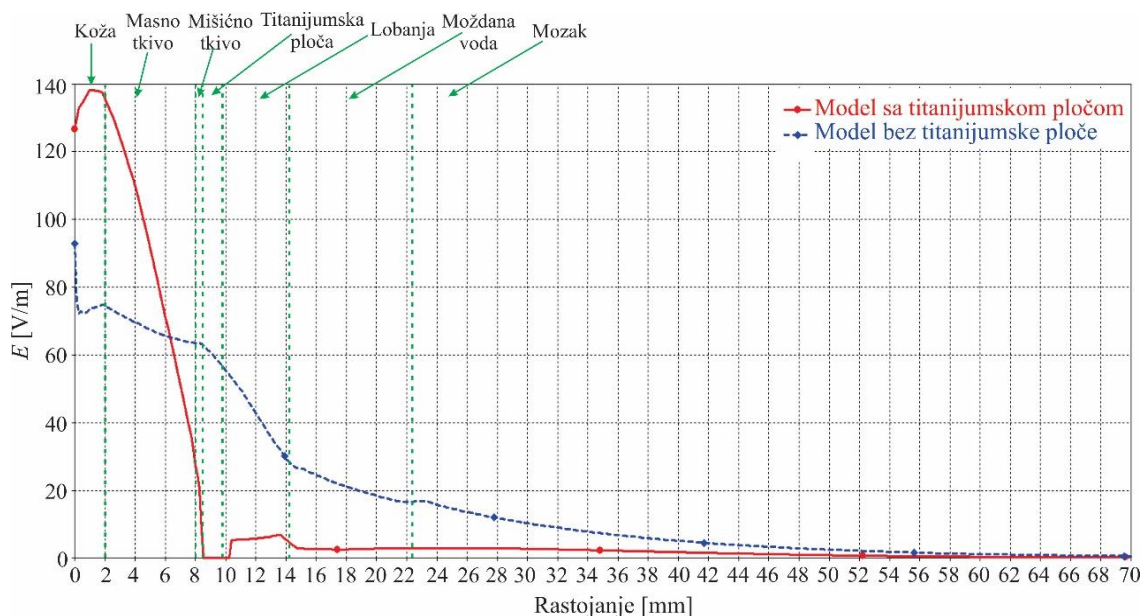


Slika 5.1.15 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločom i b) bez titanijumske ploče.

Dobijeni rezultati (slika 5.1.15) ukazuju na uticaj titanijumske ploče na raspodelu električnog polja unutar tkiva i organa korisnika, koji se ogleda u povišenoj vrednosti intenziteta električnog polja unutar površinskih slojeva modela (koža i masno tkivo). Međutim, unutar tkiva ispod titanijumske ploče, idući od mobilnog telefona ka unutrašnjosti glave (lobanja, moždana voda i mozak), intenzitet električnog polja veći je u slučaju modela bez titanijumske ploče.

Uticaj titanijumske ploče na raspodelu električnog polja mobilnog telefona unutar bioloških tkiva korisnika, može se odrediti i pomoću analize rezultata prikazanih na slikama 5.1.16 - 5.1.18. Na njima se nalaze grafici koji odgovaraju promeni intenziteta električnog polja unutar oba modela u funkciji rastojanja od mobilnog telefona duž različitih pravaca prikazanih na slici 5.1.2.

Slika 5.1.16 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1 .Slika 5.1.17 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 .

Slika 5.1.18 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 .

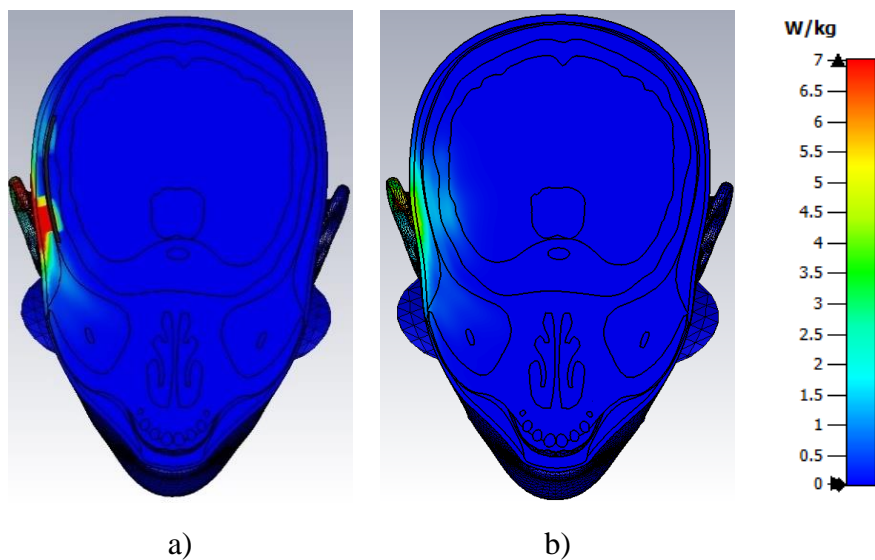
Sa prethodnih grafika se jasno uočava odstupanje vrednosti intenziteta električnog polja kod modela sa titanijumskom pločom. Znatno više vrednosti električnog polja primećuju se unutar kože i masnog tkiva duž sva tri pravca kod modela koji uključuje titanijumsku ploču. Najveće odstupanje intenziteta električnog polja dobijeno je duž pravca C_2 . Pri tome je maksimalna vrednost električnog polja unutar kože kod modela sa titanijumskom pločom za 73 V/m viša u odnosu na vrednost dobijenu za model bez titanijumske ploče.

Takođe, sa prethodnih grafika se može videti da je unutar bioloških tkiva neposredno uz titanijumsku ploču (mišićno tkivo, lobanja, moždana voda i mozak) iznad i ispod nje vrednost električnog polja viša u odsustvu titanijumske ploče. Najveće odstupanje primetno je unutar lobanje duž pravca C_2 , gde je maksimalna vrednost električnog polja za model bez titanijumske ploče, oko 42 V/m viša u odnosu na vrednost dobijenu simulacijom zračenja mobilnog telefona u slučaju modela sa titanijumskom pločom.

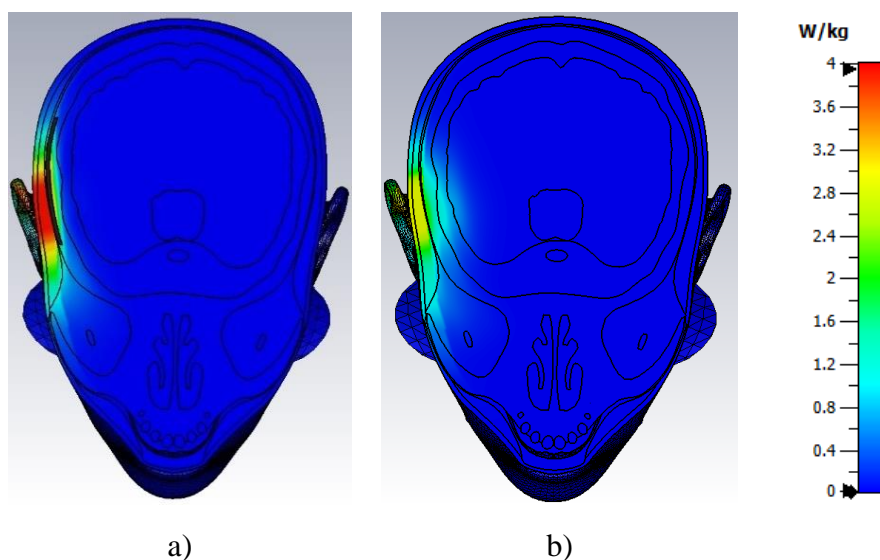
Kao i u slučaju simulacije na frekvenciji 3G mreže (1800 MHz), nakon dubine prodiranja od oko 60 mm, intenzitet električnog polja kod oba modela pada na vrednost blisku nuli.

5.1.2.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

Na slikama 5.1.19 i 5.1.20 nalazi se uporedni prikaz prostorne raspodele vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} , unutar modela sa, odnosno bez titanijumske ploče, za poprečni presek prikazan na slici 5.1.1 i frekvenciju 4G mobilne mreže (2600 MHz).



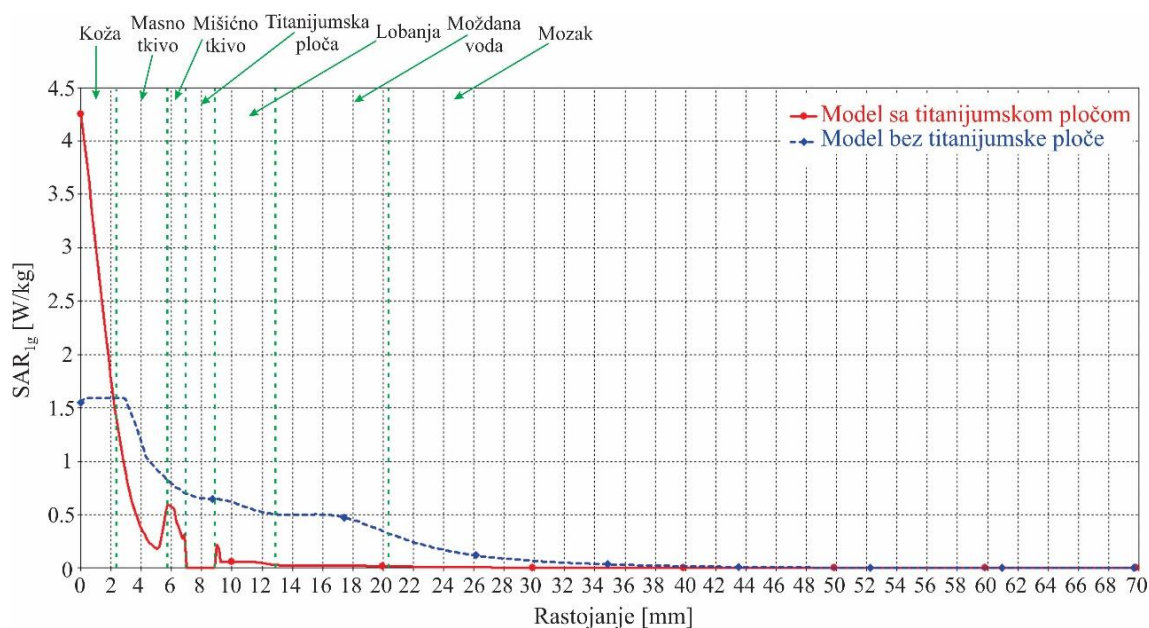
Slika 5.1.19 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločom i b) bez titanijumske ploče.



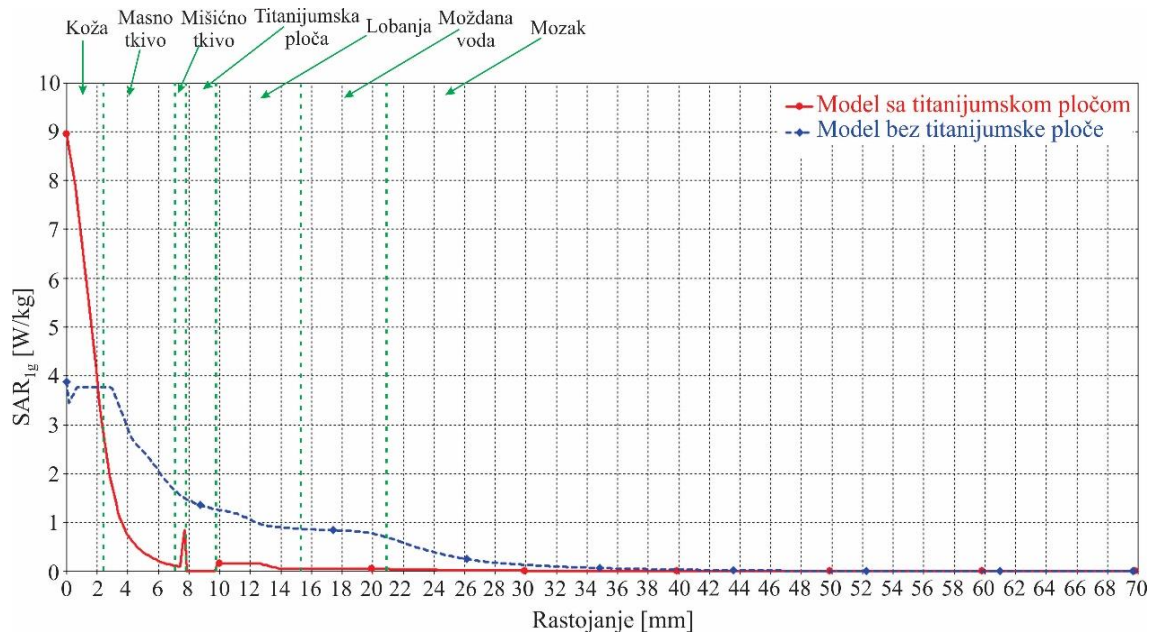
Slika 5.1.20 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločom i b) bez titanijumske ploče.

Kao i kod električnog polja, vidljivo je da prisustvo titanijumske ploče utiče na raspodelu SAR_{1g} i SAR_{10g} unutar modelovanog domena.

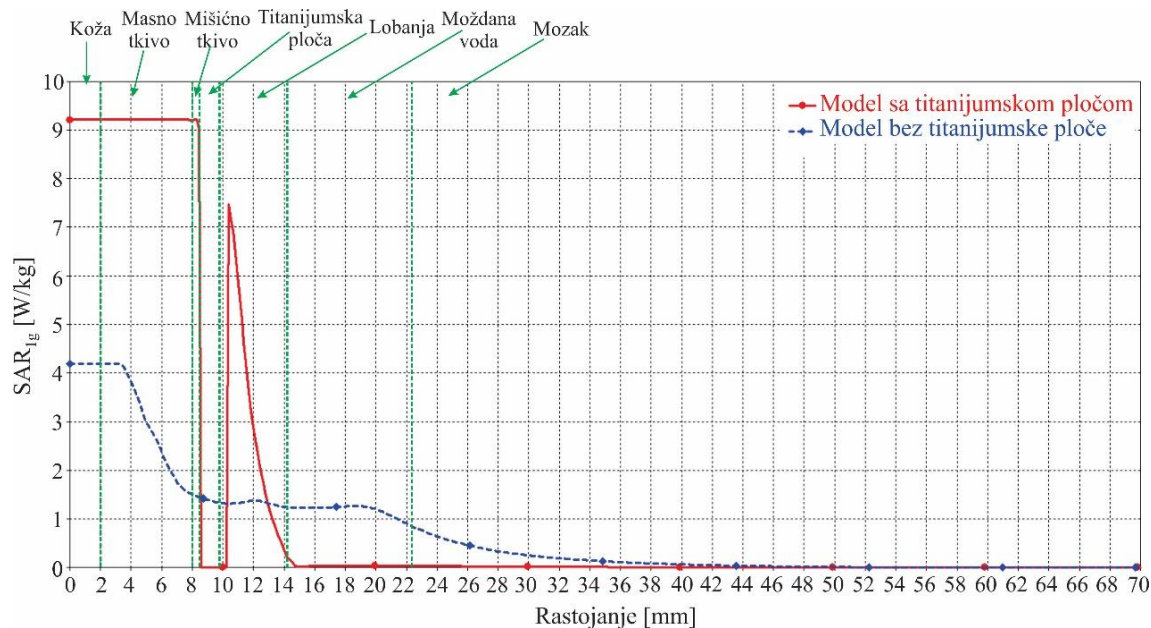
Radi jednostavnije analize dobijenih rezultata za količinu apsorbovane energije unutar pojedinih tkiva i organa, na slikama 5.1.21 - 5.1.26, prikazane su raspodele SAR_{1g} i SAR_{10g} duž različitih pravaca za oba modela (slika 5.1.2).



Slika 5.1.21 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_1 .



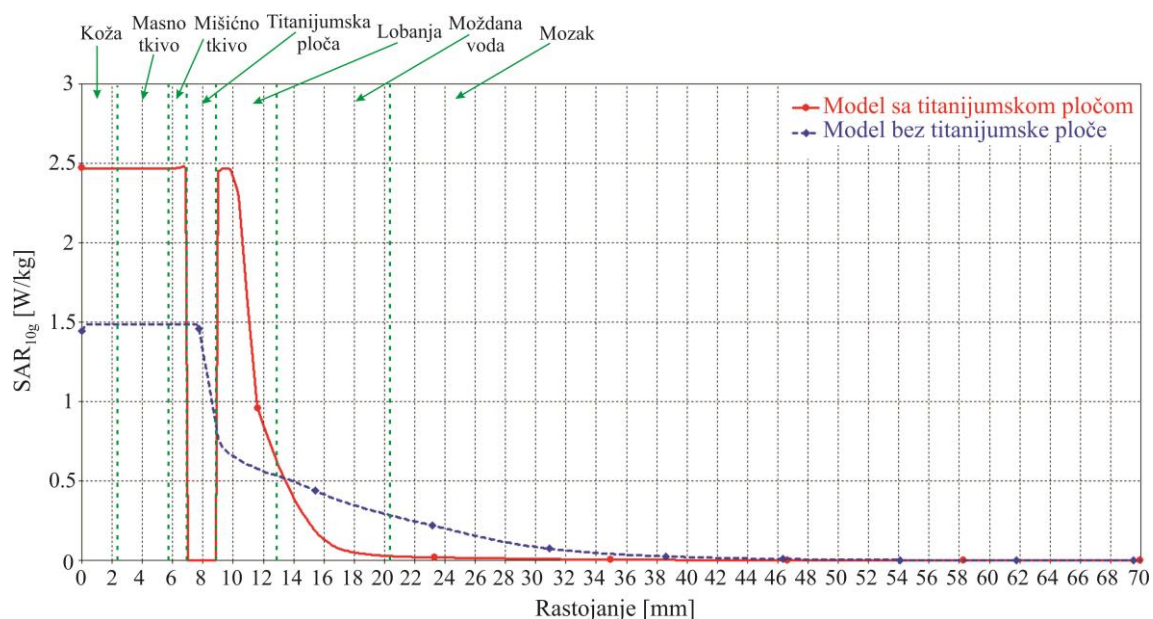
Slika 5.1.22 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_2 .

Slika 5.1.23 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_3 .

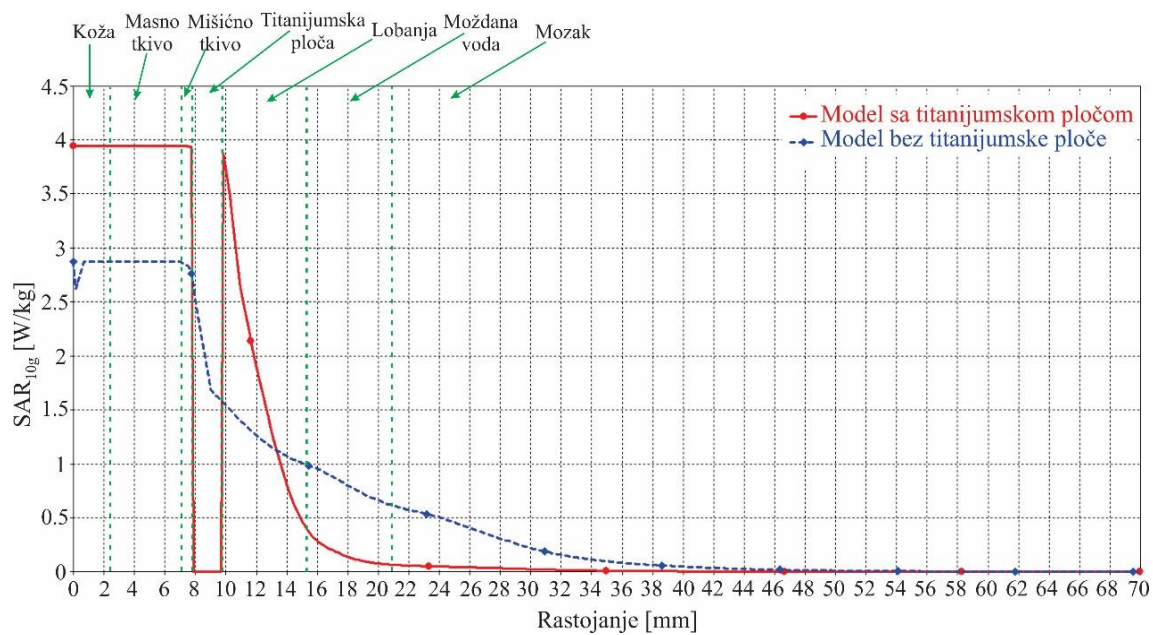
Sa predhodnih grafika uočava se da je SAR_{1g} u površinskim slojevima modela sa titanijumskom pločom viša nego u slučaju modela bez ploče. Na osnovu poređenja vrednosti dobijenih za SAR_{1g} duž pravaca C_1 i C_2 , jasno je da je vrednost SAR_{1g} viša samo unutar kože kod modela sa titanijumskom pločom. U ostalim tkivima vrednost SAR_{1g} je viša u slučaju modela bez titanijumske ploče (Slika 5.1.21-5.1.23).

Kada se radi o promeni SAR_{1g} duž pravca C_3 , SAR_{1g} je viši u koži, masnom tkivu, mišićnom tkivu pa i u jednom delu lobanje neposredno iza titanijumske ploče. Unutar moždane vode i mozga, SAR_{1g} je viši za model bez titanijumske ploče.

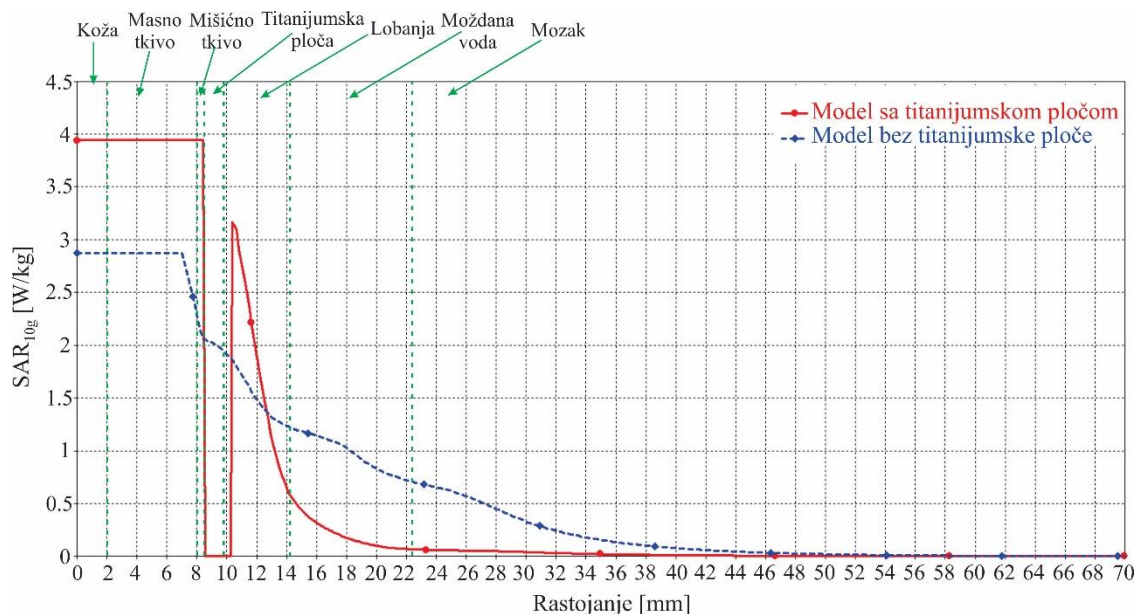
Najveća razlika vrednosti SAR_{1g} za oba modela prisutna je u koži duž pravca C_3 , na kome je njegova vrednost za model sa titanijumskom pločom za 5 W/kg viša od vrednosti za model bez titanijumske ploče. Isto važi i za prostor unutar lobanje, neposredno iza titanijumske ploče, pri čemu razlika dobijenih vrednosti za SAR_{1g} iznosi oko 6 W/kg.



Slika 5.1.24 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C₁.



Slika 5.1.25 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C₂.

Slika 5.1.26 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C_3 .

Slična situacija je i u slučaju SAR_{10g} , pri čemu je SAR_{10g} viši unutar kože, masnog tkiva, mišićnog tkiva, kao i u jednom delu lobanje kod modela sa titanijumskom pločom duž sva tri pravca.

Najveće razlike između vrednosti SAR_{10g} , unutar bioloških tkiva ispred titanijumske ploče (koža, masno tkivo i mišićno tkivo), uočava se duž pravca C_3 i iznosi oko 1.3 W/kg u korist vrednosti dobijenih za model sa titanijumskom pločom. Isto se dešava i unutar lobanje, neposredno nakon titanijumske ploče, duž pravca C_1 , gde je SAR_{10g} za oko 1.7 W/kg viši kod modela sa titanijumskom pločom.

Sa druge strane, unutar moždane vode i mozga, SAR_{10g} je viši kod modela bez titanijumske ploče, gde je ta razlika do 0.7 W/kg (pravac C_3).

Na osnovu prethodne analize dobijenih rezultata kako za električno polje, tako i za SAR, za obe frekvencije (1800 MHz i 2600 MHz), evidentno je da prisustvo titanijumske ploče utiče na njihovu raspodelu.

Rezultati dobijeni za intenzitet električnog polja upućuju na zaključak da prisustvo titanijumske ploče uzrokuje značajni porast intenziteta električnog polja unutar površinskih slojeva modela (koža i masno tkivo). Kada su u pitanju biološka tkiva i organi ispod titanijumske ploče (lobanja, moždana voda i mozak), vrednosti polja su manje nego kada nema titanijumske ploče. Zapravo, titanijumska ploča ponaša se kao štit, čije prisustvo utiče na smanjenje prodiranja elektromagnetskog talasa mobilnog telefona unutar dubljih slojeva lobanje.

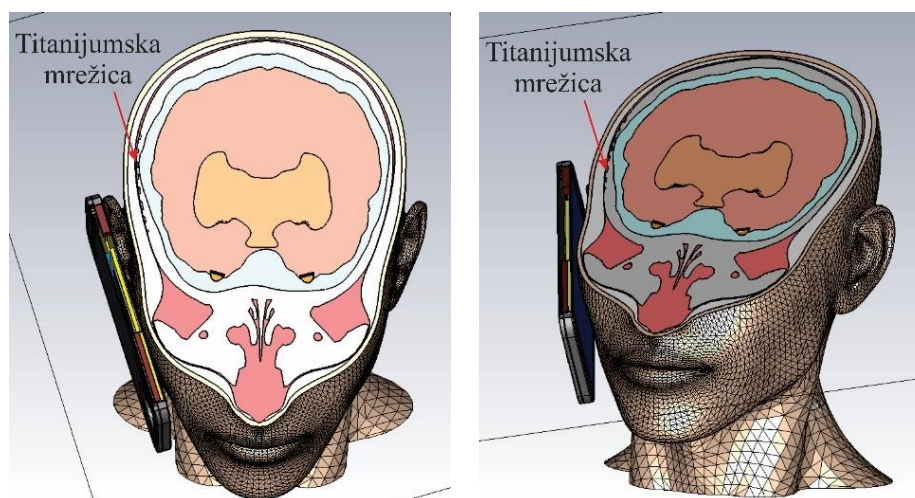
Sličan zaključak može se doneti i kada je reč o količini apsorbovane elektromagnetske energije mobilnog telefona unutar bioloških tkiva. Više vrednosti SAR-a su primetne u površinskim slojevima kod modela sa titanijumskom pločom, dok je unutar dubljih slojeva modela SAR viši u slučaju modela bez titanijumske ploče.

5.2 Titanijumska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata lobanje

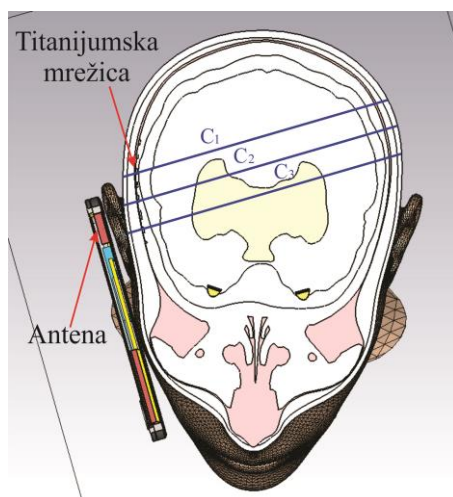
Tekst koji sledi sadrži opis istraživanja i analizu uticaja titanijumske dinamičke mrežice na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnog telefona, unutar bioloških tkiva i organa korisnika. Ovakav implantat uglavnom se koristi za rekonstrukciju manjih defekata lobanje. Procedura za analizu uticaja mrežice na raspodelu elektromagnetskog polja, neizostavno uključuje uporednu analizu dobijenih rezultata za model sa i bez titanijumske mrežice.

Rezultati dobijeni za oba modela biće prikazani za horizontalni poprečni presek (Slika 5.2.1), odabran tako da se nalazi u nivou izvora zračenja (antene mobilnog telefona), odnosno titanijumske mrežice. U okviru posmatranog poprečnog preseka, biće prikazana promena intenziteta električnog polja kao i SAR-a duž različitih pravaca (Slika 5.2.2).

Kao i u slučaju analize rezultata u prisustvu titanijumske ploče, princip izbora pravaca kod procedure za analizu uticaja titanijumske mrežice je takav da se pravac C_2 poklapa sa pravcem zračenja antene, dok su pravci C_1 i C_3 pomereni levo i desno za po 15mm u odnosu na pravac C_2 . Takođe, svi pravci upravni su u odnosu na mobilni telefon i nalaze se u istom poprečnom preseku (Slika 5.2.2).



Slika 5.2.1 - Poprečni presek modela glave za analizu dobijenih rezultata u slučaju titanijumske dinamičke mrežice.

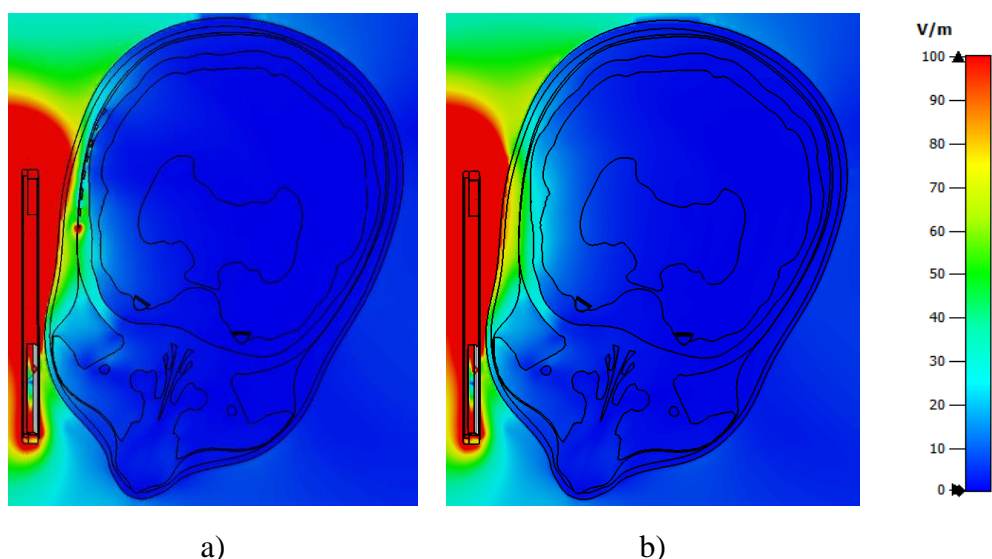


Slika 5.2.2 - Pravci C₁, C₂ i C₃ za analizu dobijenih rezultata.

5.2.1 Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže

5.2.1.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

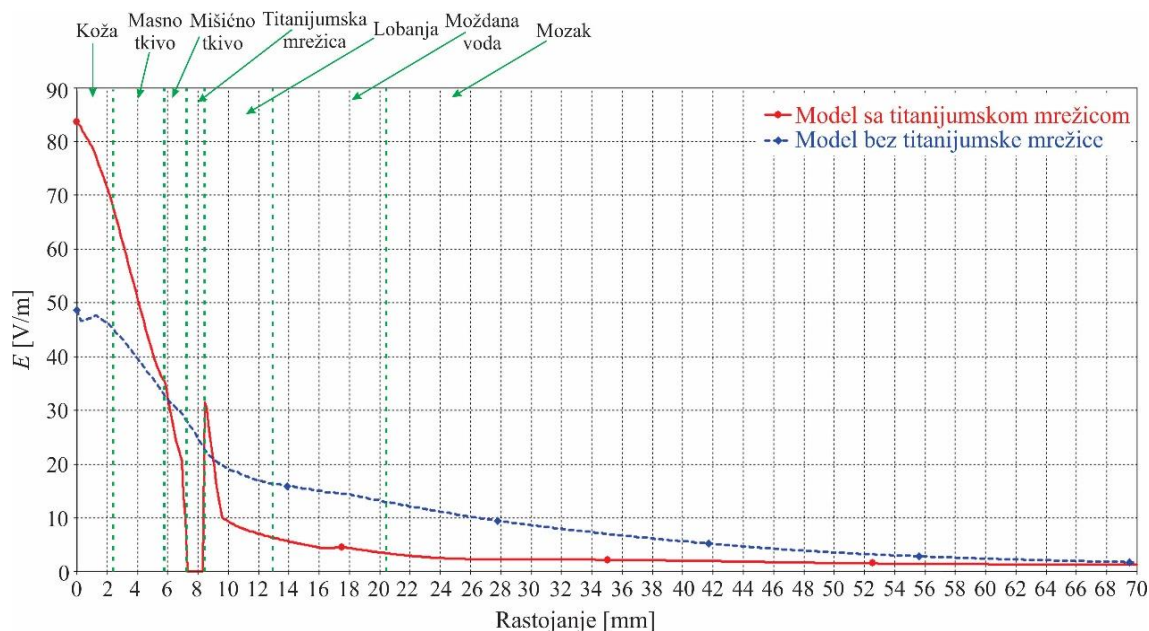
Raspodela električnog polja unutar modela sa i modela bez titanijumske mrežice za horizontalni poprečni presek (Slika 5.2.1) na frekvenciji 3G mobilne mreže (1800 MHz), prikazana je na slici 5.2.3. U cilju lakšeg poređenja dobijenih rezultata, paleta boja (desna strana slike) podešena je tako da je maksimalna vrednost električnog polja jednaka za oba slike.



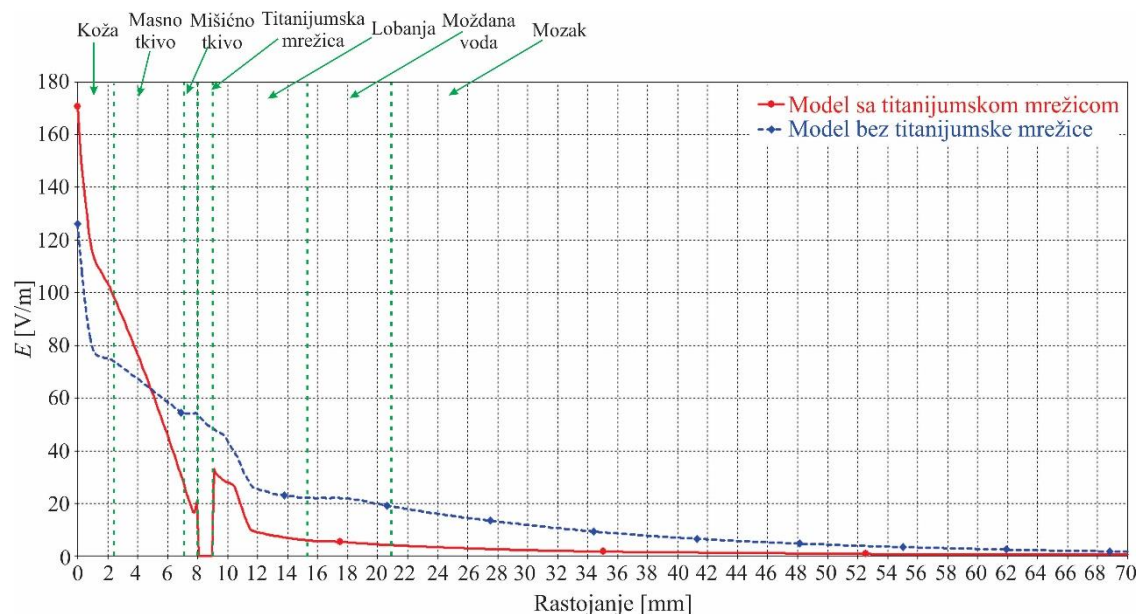
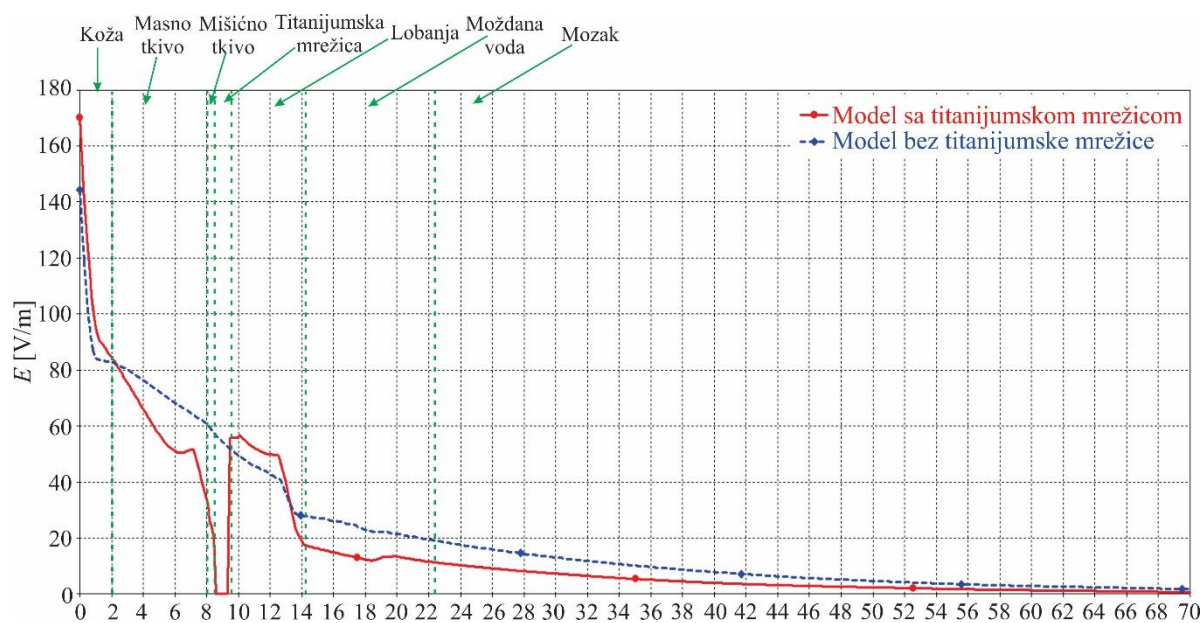
Slika 5.2.3 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar modela glave: a) sa titanijumskom mrežicom i b) bez titanijumske mrežice

Upoređivanjem grafičkih prikaza sa slike 5.2.3, može se uočiti da električno polje ima više vrednosti u površinskim slojevima modela (koža i masno tkivo), u prisustvu titanijumske mrežice. Jasno se može uočiti da je dubina prodiranja elektromagnetskog talasa veća u slučaju modela bez titanijumske mrežice, a u skladu s tim je i činjenica da je intenzitet električnog polja unutar dubljih slojeva (lobanja, moždana voda i mozak) viši u odnosu na slučaj modela sa mrežicom.

Razlika vrednosti električnog polja kao posledica prisutnosti titanijumske mrežice, može se uočiti i sa grafika koji prikazuju promene intenziteta električnog polja unutar oba modela u funkciji rastojanja od izvora elektromagnetskog zračenja, duž pravaca C_1 , C_2 i C_3 (slike 5.2.4 - 5.2.6).



Slika 5.2.4 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1 .

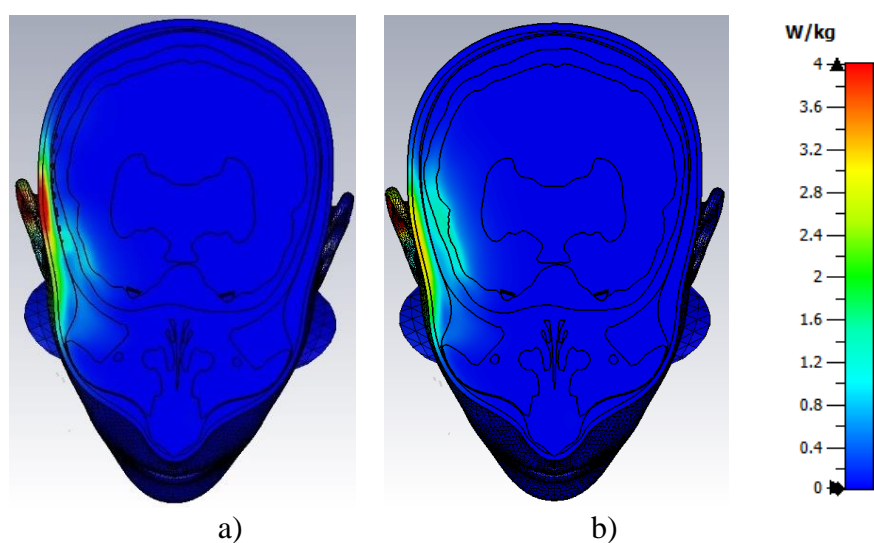
Slika 5.2.5 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 .Slika 5.2.6 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 .

Grafici sa slika 5.2.4 - 5.2.5 ukazuju na povećanje intenziteta električnog polja u slučaju modela kod koga je titanijumska mrežica prisutna u površinskim slojevima modela. Intenzitet električnog polja viši je unutar dubljih slojeva kod modela bez mrežice. Ova razlika postoji duž sva tri pravca, a najveća razlika u vrednosti električnog polja je primetna unutar kože, duž pravca C_2 i iznosi 44.5 V/m u korist modela sa mrežicom. Maksimalna vrednost električnog polja detektovana je, naravno, na samom ulazu u model glave korisnika (unutar

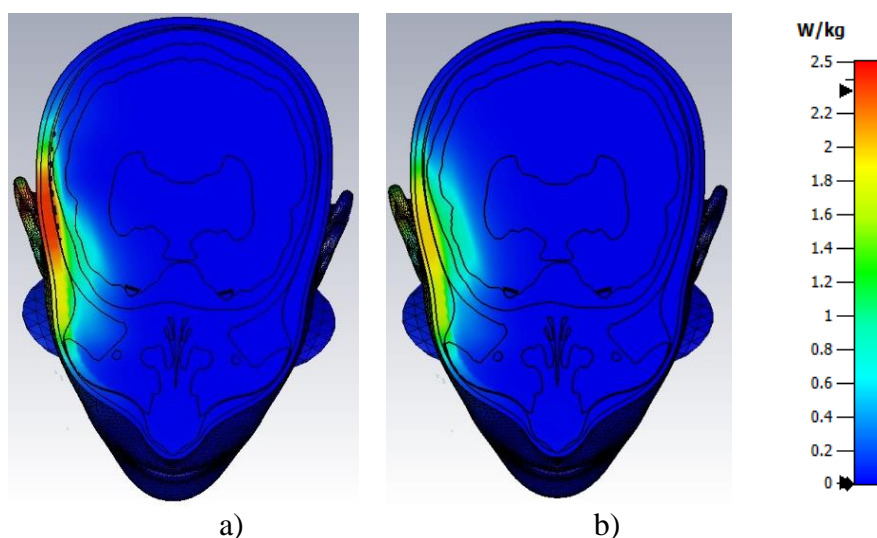
kože) i iznosi 170.56 V/m kod modela sa titanijumskom mrežicom, odnosno 126.01 V/m u slučaju modela bez mrežice.

5.2.1.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

Uporedni prikaz prostorne raspodele SAR_{1g} i SAR_{10g} , unutar modela sa i bez mrežice za horizontalni poprečni presek (slika 5.1.1) na frekvenciji 3G mobilne mreže (1800 MHz) dat je na slici 5.2.7. I ovde je, kao i prilikom analize raspodele električnog polja, paleta boja podešena tako da je maksimalna vrednost SAR-a jednaka za oba modela.



Slika 5.2.7 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom mrežicom i b) bez titanijumske mrežice.



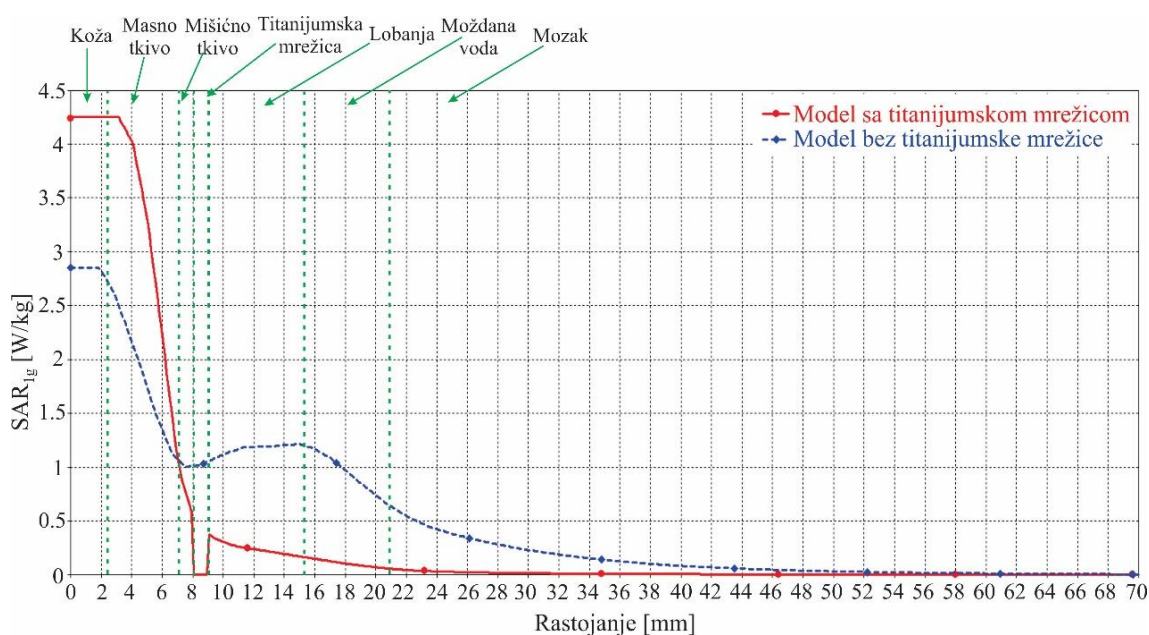
Slika 5.2.8 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom mrežicom i b) bez titanijumske mrežice.

Na osnovu prethodnih grafičkih prikaza, jasno se može uočiti uticaj prisustva titanijumske mrežice na količinu apsorbovane elektromagnetske energije usled izloženosti RF zračenju mobilnog telefona. Pri tome su kod modela sa titanijumskom mrežicom, vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} povišene unutar površinskih slojeva modela. Situacija je drugačija unutar dubljih slojeva, gde su SAR_{1g} i SAR_{10g} viši kod modela bez titanijumske mrežice.

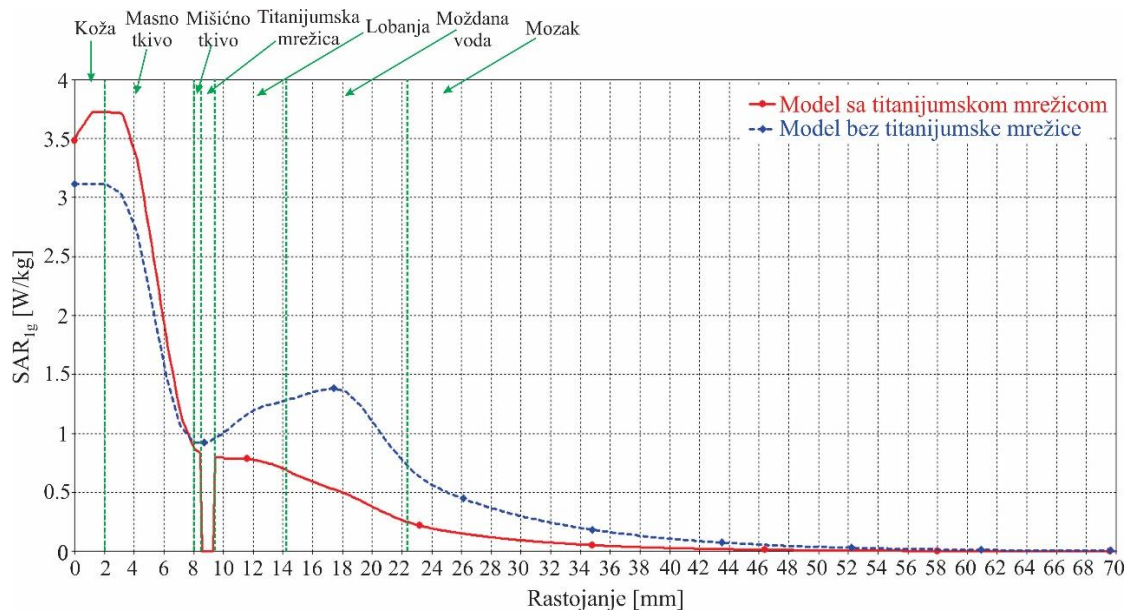
Razlike u vrednostima SAR_{1g} i SAR_{10g} unutar bioloških tkiva i organa oba modela, mogu se takođe uočiti i sa slika 5.2.9 - 5.2.14. Na njima je data raspodela SAR_{1g} i SAR_{10g} duž pravaca C_1 , C_2 i C_3 .



Slika 5.2.9 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_1 .

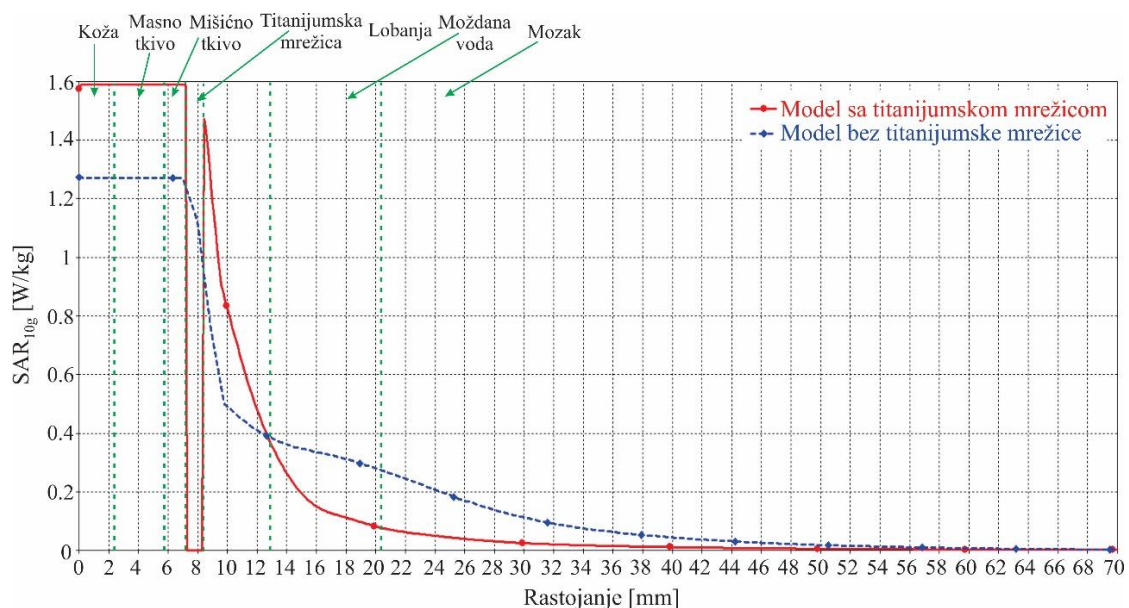


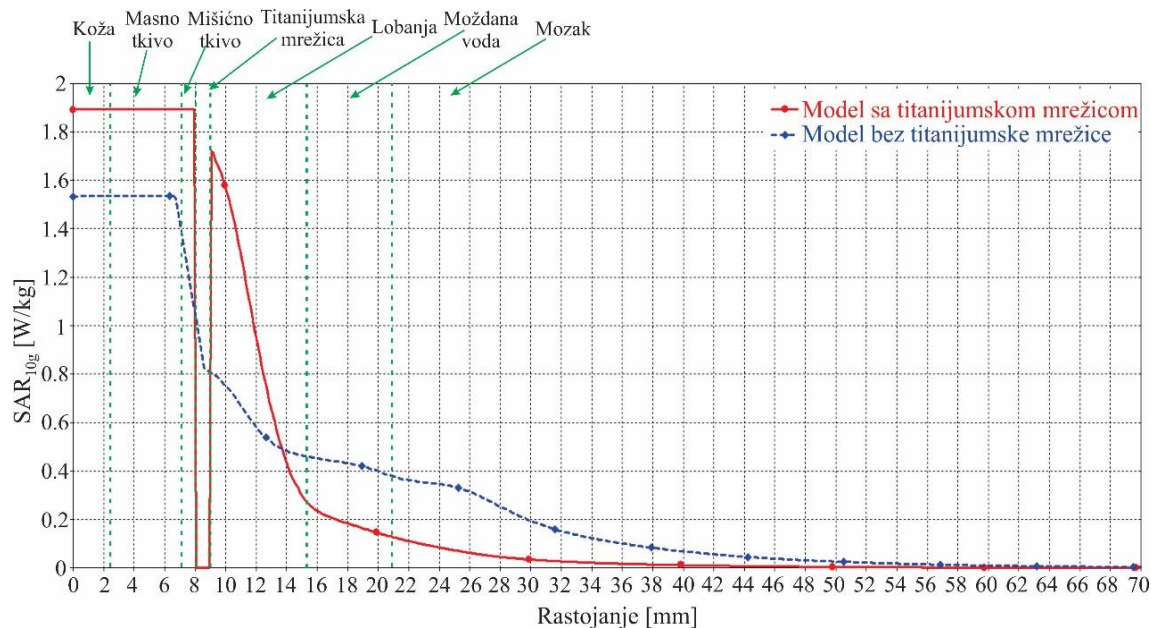
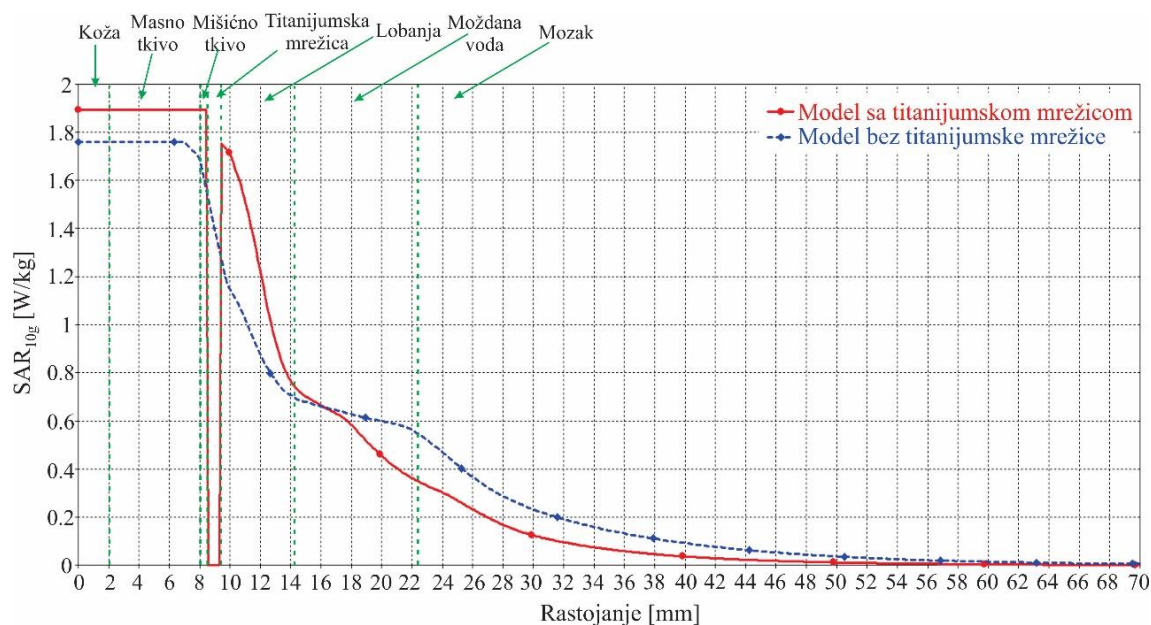
Slika 5.2.10 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_2 .

Slika 5.2.11 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C₃.

Kao što je ranije rečeno, a može se primetiti i sa slika 5.2.9, 5.2.10 i 5.2.11, SAR_{1g} je viši kod modela sa titanijumskom mrežicom unutar površinskih slojeva modela (koža i masno tkivo). Raspodela vrednosti za SAR za model sa i bez mrežice najuočljivija je duž pravca C₂ i to kod vrednosti SAR_{1g}. Na ovom pravcu određena je i maksimalna vrednost SAR_{1g} u slučaju modela sa titanijumskom mrežicom koja iznosi 4.24 W/kg (oko 1.4 W/kg više u odnosu na maksimalnu vrednost SAR_{1g} za modele bez titanijumske mrežice).

Što se tiče dubljih slojeva modela i ovde se uočava viša vrednost SAR_{1g} unutar lobanje, moždane vode i mozga kod modela bez titanijumske mrežice. Najveća razlika u korist modela bez titanijumske mrežice postoji na pravcu C₂, gde iznosi oko 1 W/kg.

Slika 5.2.12 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C₁.

Slika 5.2.13 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C2.Slika 5.2.14 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C₃.

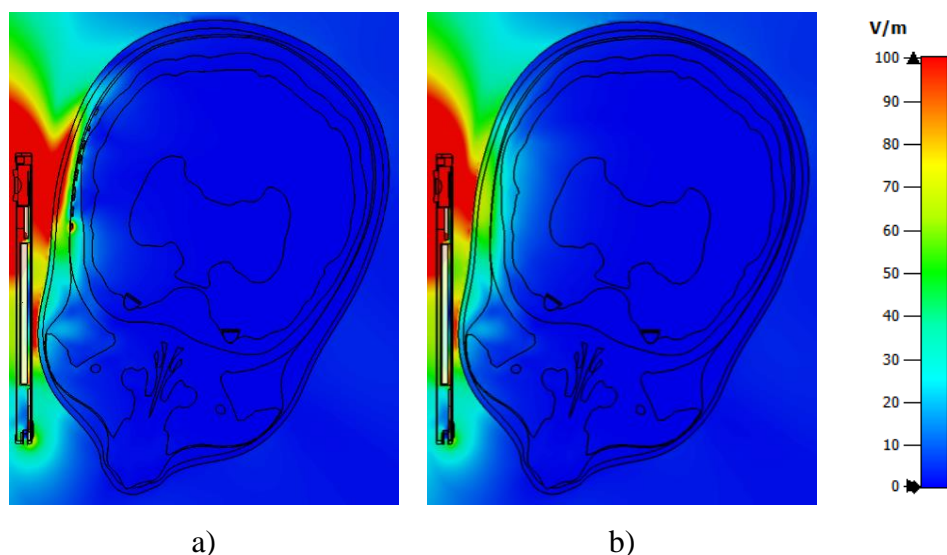
Slični zaključci važe i za raspodelu SAR_{10g}. Kod modela sa titanijumskom mrežicom, više vrednosti ovog parametra javljaju se unutar kože, masnog tkiva, mišićnog tkiva i u jednom delu lobanje (neposredno iza titanijumske mrežice). Maksimalna vrednost SAR_{10g} kod modela sa mrežicom jeste duž pravca C₂, unutar kože i iznosi 1.89 W/kg, što je za 0.35 W/kg više nego kod modela bez titanijumske mrežice. Takođe, i unutar lobanje primećuje se znatna razlika između rezultata za modele sa i bez mrežice i to duž pravca C₂ neposredno

nakon mrežice. U ovom regionu vrednost SAR_{10g} kod modela sa mrežicom veća je za oko 0.9 W/kg. U drugim delovima lobanje, unutar moždane vode i mozga, vrednosti SAR_{10g} su više u slučaju modela bez titanijumske mrežice. Ova razlika najveća je duž pravca C₂ i iznosi oko 0.25 W/kg.

5.2.2 Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže

5.2.2.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

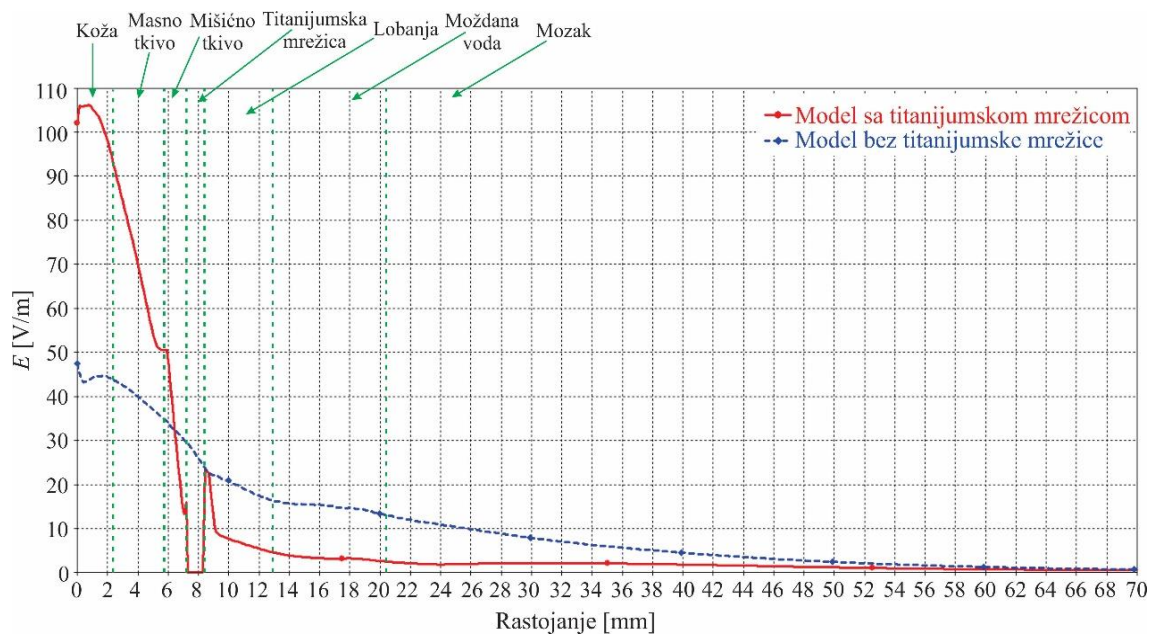
Dobijeni rezultati za vrednost električnog polja, unutar oba modela (sa i bez titanijumske mrežice, za horizontalni poprečni presek (slika 5.2.1) na frekvenciji 4G mobilne mreže, prikazani su na slici 5.2.15. I ovde je maksimum električnog polja na paleti boja podešen na istu vrednost za oba modela radi lakšeg poređenja.



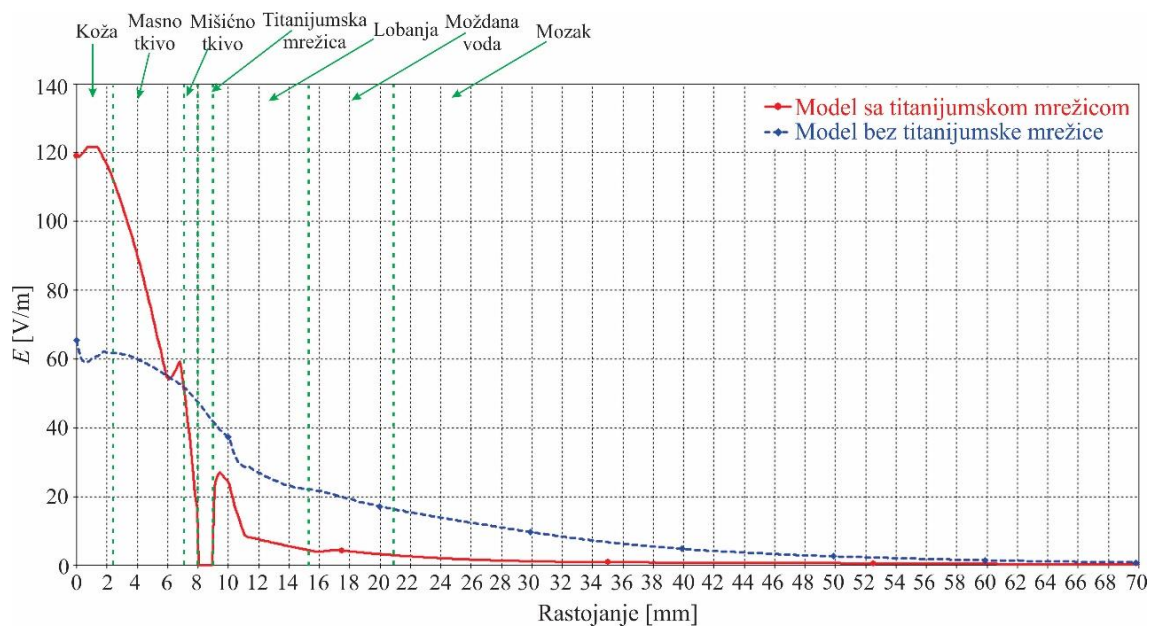
Slika 5.2.15 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar modela glave: a) sa titanijumskom mrežicom i b) bez titanijumske mrežice.

Kao i kod 3G frekvencije i za frekvenciju 4G mobilne mreže (2600 MHz) može se sa prethodne slike uočiti viši intenzitet električnog polja u površinskim slojevima kod modela sa titanijumskom mrežicom.

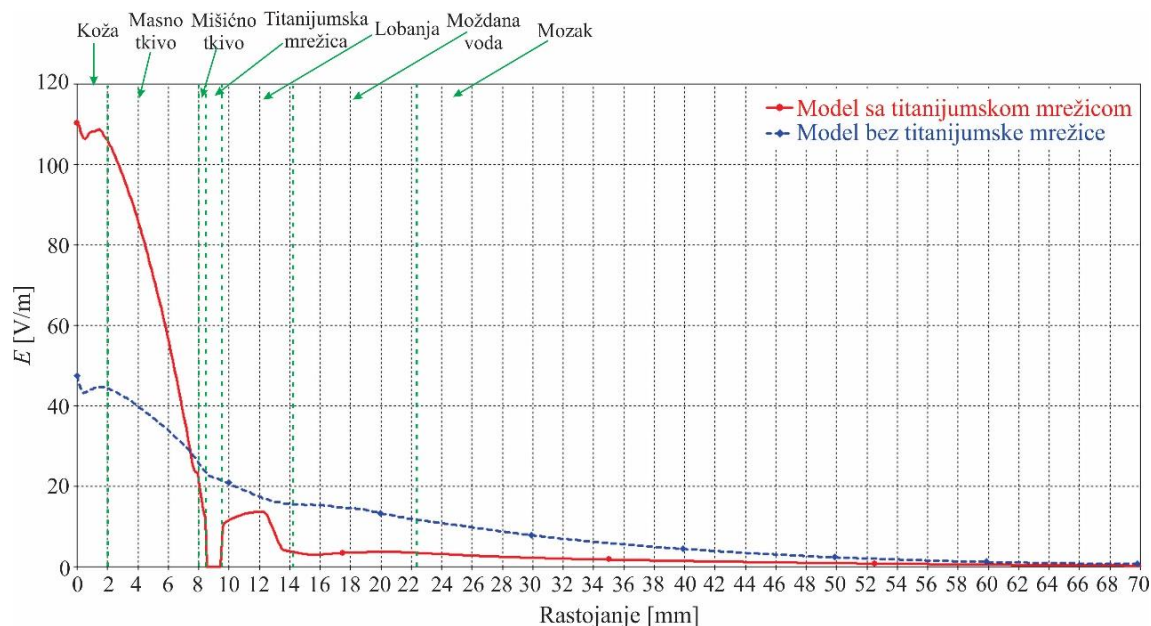
Uticao titanijumske mrežice na raspodelu intenziteta električnog polja unutar tkiva modela može se uočiti i sa grafika prikazanih na slikama 5.2.16 - 5.2.18. Vidljiva je različita raspodela intenziteta električnog polja u funkciji rastojanja od izvora elektromagnetskog zračenja duž različitih pravaca (Slika 5.2.2) za model sa i bez mrežice.



Slika 5.2.16 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1 .



Slika 5.2.17 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 .



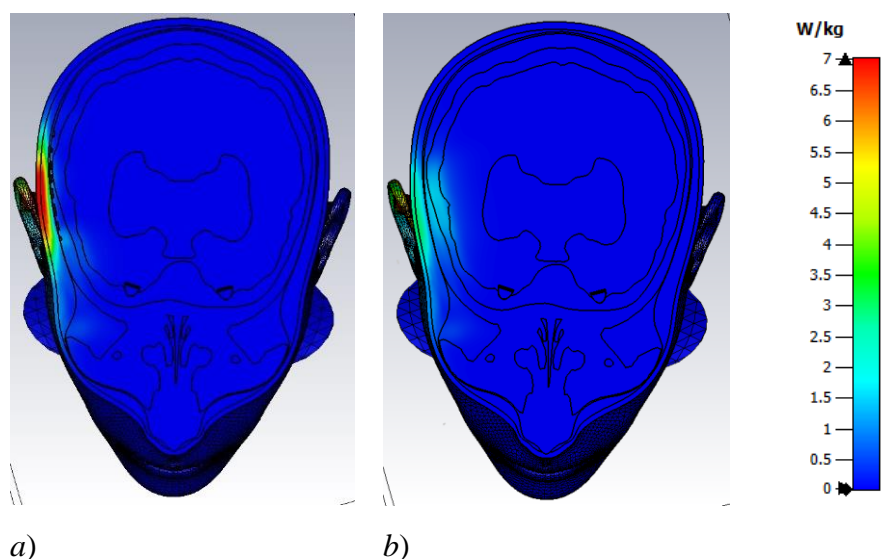
Slika 5.2.18 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 .

Na osnovu analize prethodnih grafika, može se zaključiti da je intenzitet električnog polja viši unutar kože i masnog tkiva kod modela sa titanijumskom mrežicom. Sa druge strani, unutar mišićnog tkiva, lobanje, moždane vode kao i mozgu, vrednosti električnog polja više su kod modela koji ne uključuje titanijumsku mrežicu (Slike 5.2.16- 5.2.18). Ova odstupanja su slična za sva tri pravca, a najveća razlika se može uočiti duž pravca C_3 unutar kože gde je intenzitet polja za model sa titanijumskom mrežicom viši oko 63 V/m od vrednosti dobijene za model bez mrežice. Takođe, maksimalna vrednost električnog polja zabeležena je unutar kože duž pravca C_2 kod modela sa titanijumskom mrežicom i iznosi 121.83 V/m.

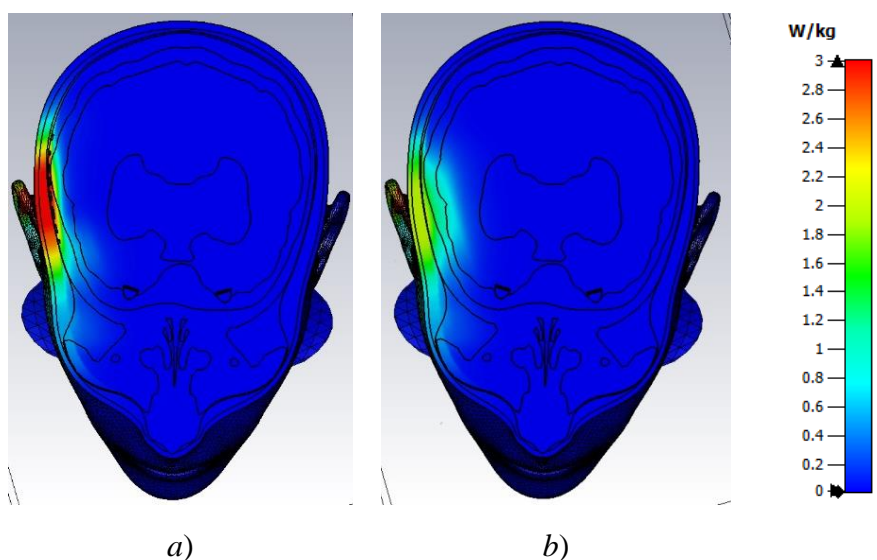
I unutar dubljih slojeva (lobanja, moždana voda i mozak) postoje razlike u vrednosti prodrlog električnog polja, pri čemu je intenzitet električnog polja veći kod modela bez titanijumske mrežice. Najveća razlika prisutna je unutar lobanje i moždane vode, duž pravca C_2 i iznosi oko 17.5 V/m.

5.2.2.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

Na slikama 5.2.19 i 5.2.20 data je prostorna raspodela SAR_{1g} i SAR_{10g} unutar oba modela sa i bez mrežice, za horizontalni poprečni presek prikazan na slici 5.2.1, na frekvenciji 4G mobilne mreže (2600 MHz).



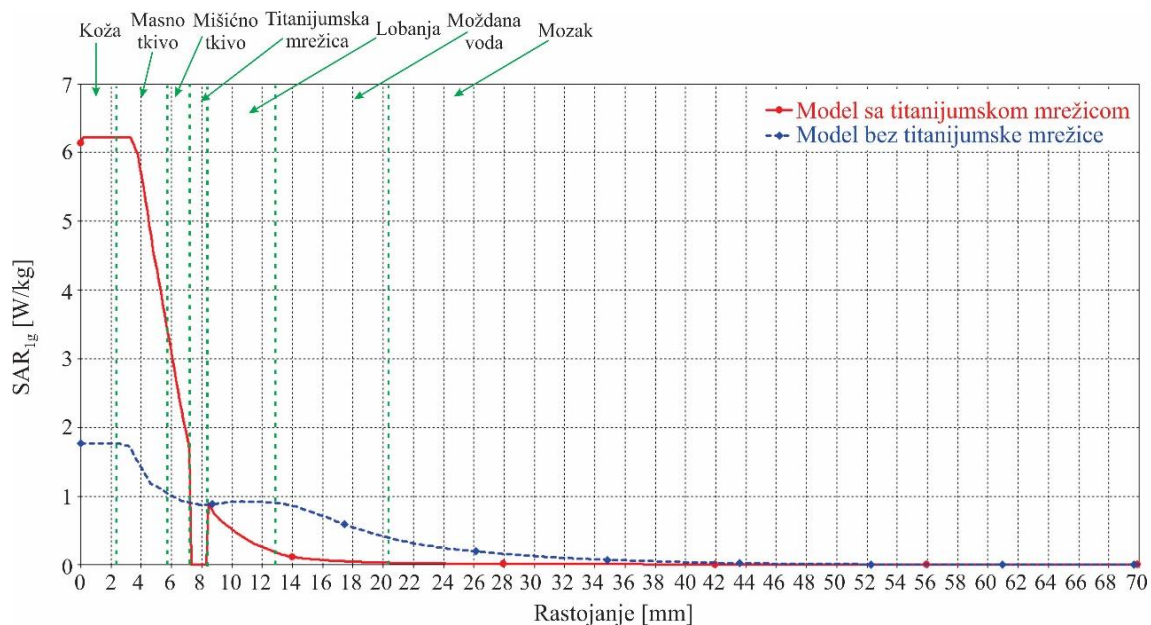
Slika 5.2.19 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom mrežicom i b) bez titanijumske mrežice.



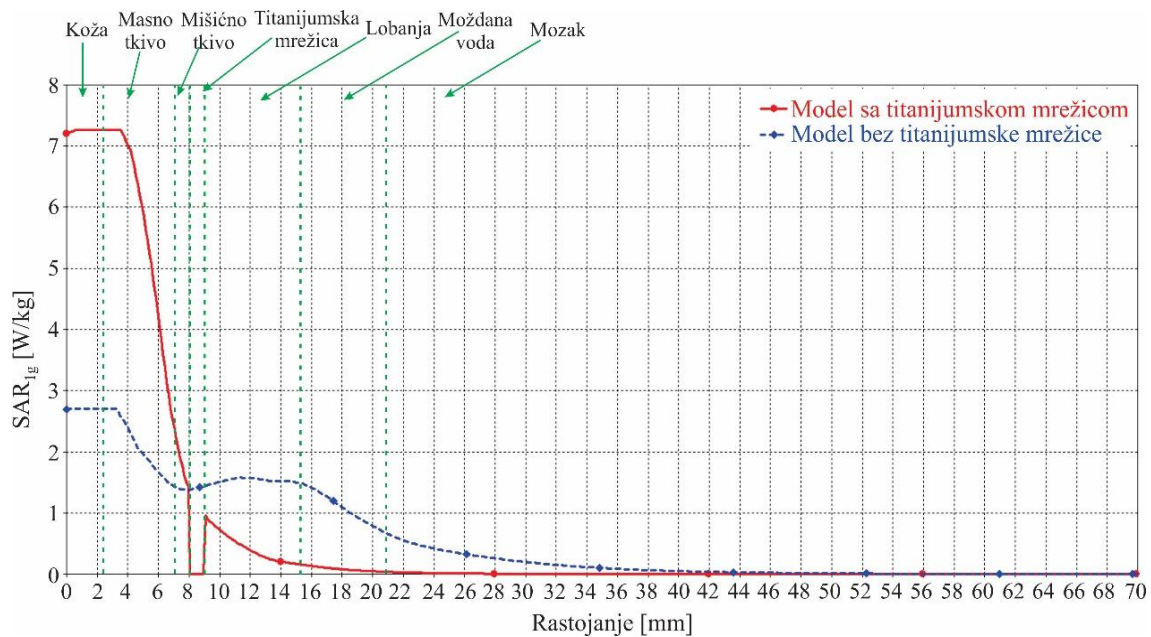
Slika 5.2.20 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] unutar modela glave: a) sa titanijumskom mrežicom i b) bez titanijumske mrežice.

Sadržaj slika 5.2.19 - 5.2.20 upućuje na zaključak da prisustvo titanijumske mrežice utiče na povećanje vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} u površinskim slojevima modela (koža, masno tkivo i mišićno tkivo). Unutar bioloških tkiva i organa nakon titanijumske mrežice, vrednosti za SAR_{1g} kao i za SAR_{10g} su više kod modela kod koga titanijumska mrežica nije prisutna.

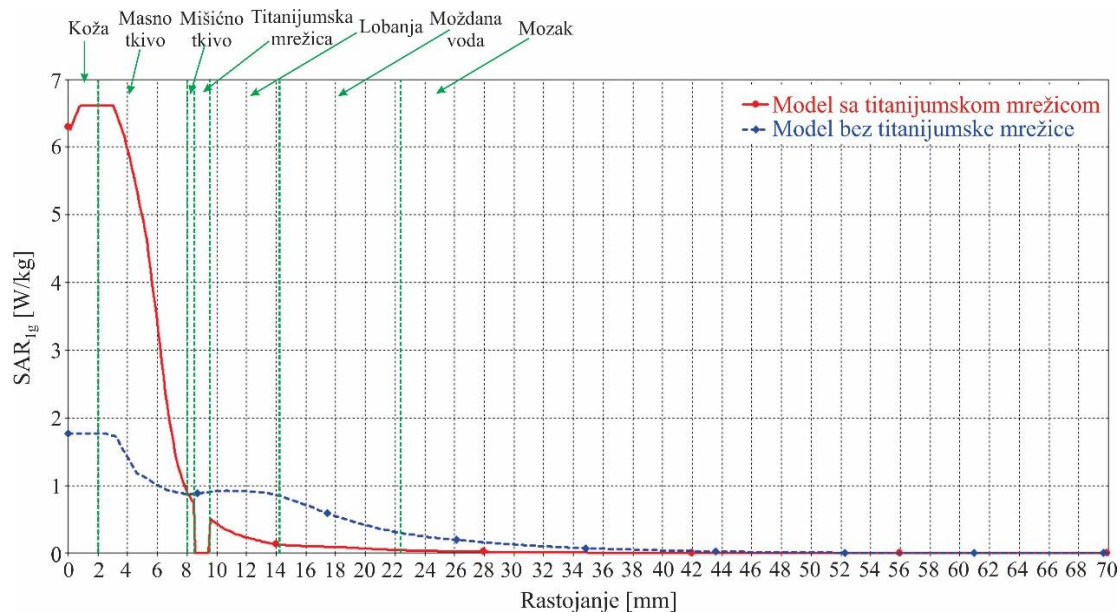
Ove razlike vrednosti SAR-a unutar modela sa i modela bez titanijumske mrežice se bolje uočavaju i na osnovu grafika za SAR_{1g} i SAR_{10g} duž pravaca C_1 , C_2 i C_3 , prikazanih na slikama 5.2.21 - 5.2.26.



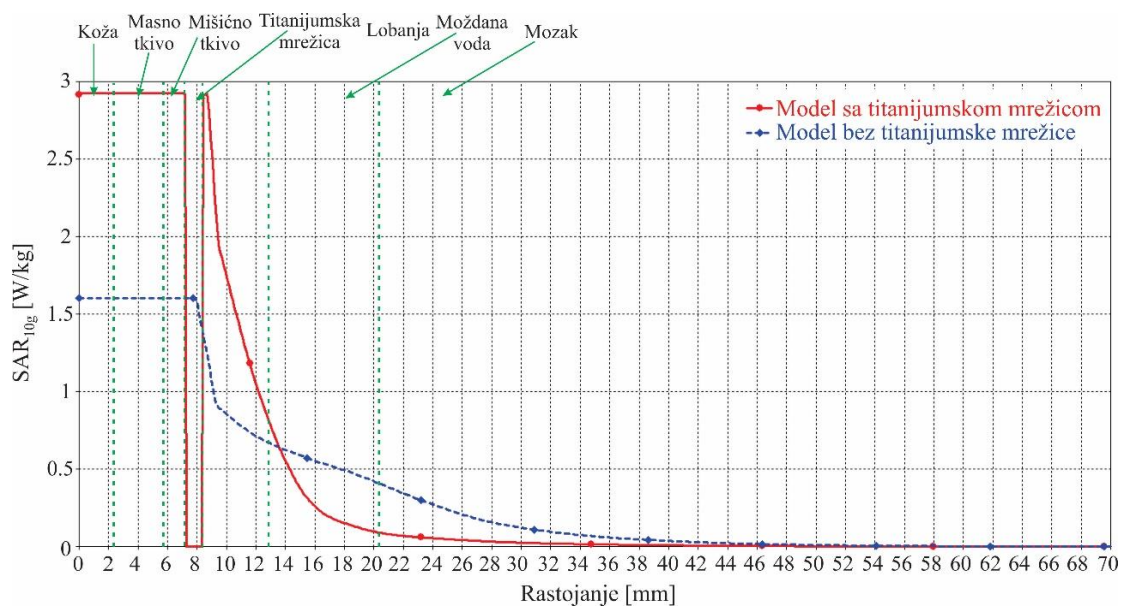
Slika 5.2.21 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C₁.

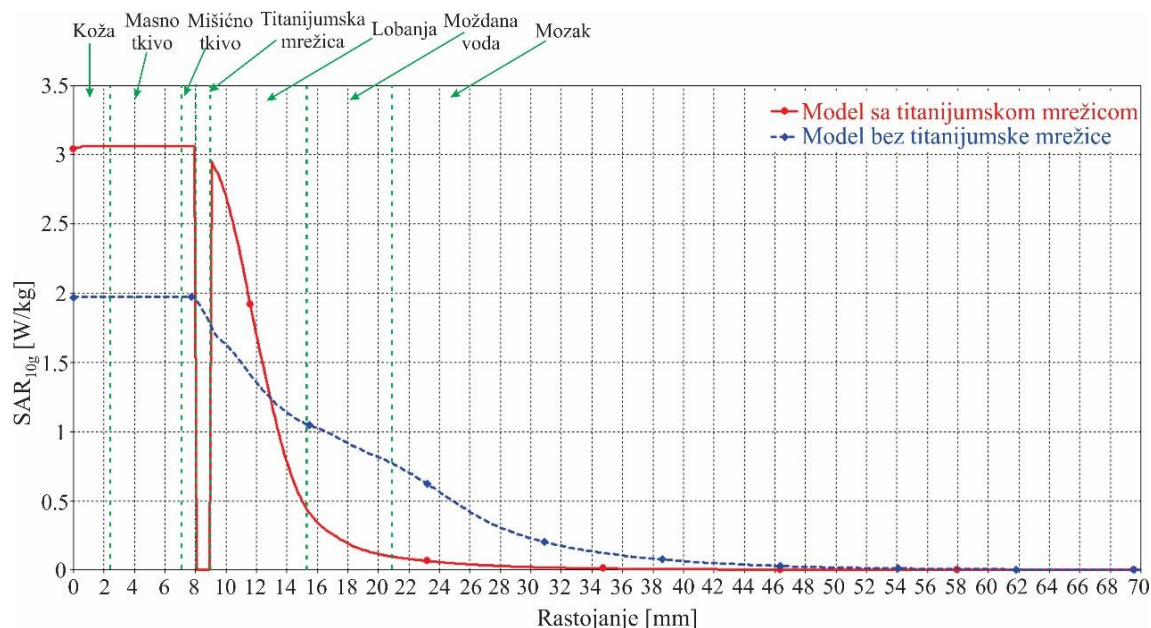
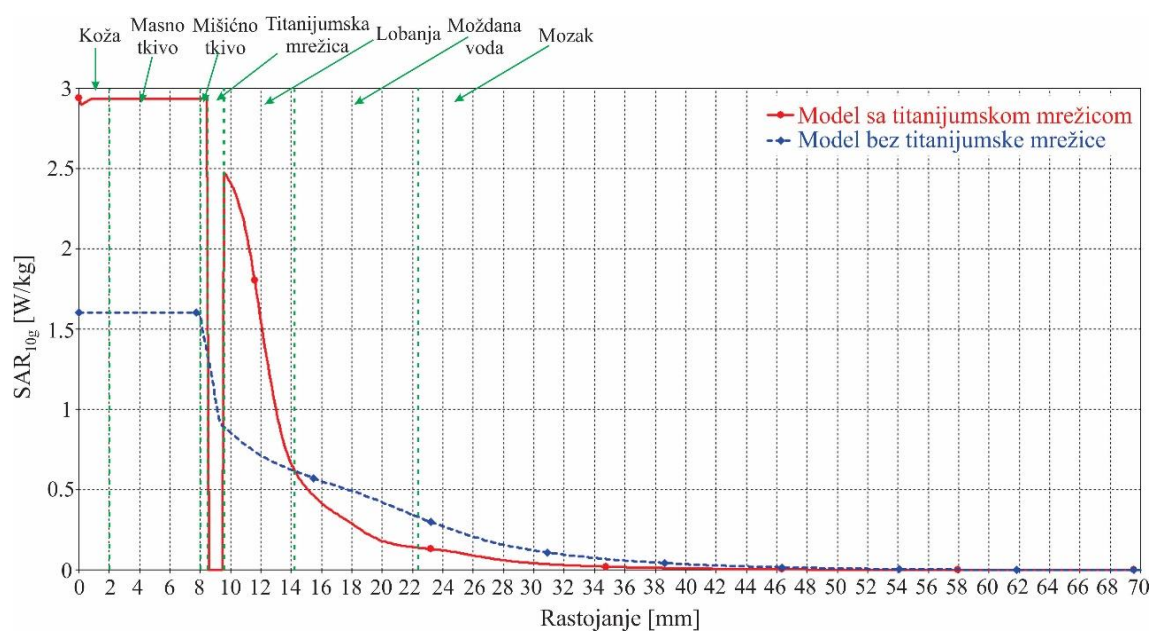


Slika 5.2.22 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C₂.

Slika 5.2.23 - Promena vrednosti SAR_{1g} [W/kg] duž pravca C_3 .

Karakteristično za sve grafike prikazane na prethodnim slikama, je da je SAR_{1g} znatno viši unutar površinskih slojeva modela sa titanijumskom mrežicom. Maksimalna vrednost SAR_{1g} od 7.26 W/kg, zabeležena je unutar kože, kod modela glave koji uključuje mrežicu, duž pravca C_2 . Ova vrednost je viša za oko 4.5 W/kg u odnosu na maksimalnu vrednost SAR_{1g} kod modela bez titanijumske mrežice. Najveća razlika vrednosti SAR_{1g} u korist modela sa mrežicom, javlja se duž pravca C_3 , takođe unutar kože i iznosi 4.85 W/kg. Sa prethodnih grafika se može videti i da je SAR_{1g} , unutar lobanje, moždane vode i mozga (biološka tkiva nakon titanijumske mrežice), viši kod modela bez titanijumske mrežice.

Slika 5.2.24 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C_1 .

Slika 5.2.25 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C_2 .Slika 5.2.26 - Promena vrednosti SAR_{10g} [W/kg] duž pravca C_3 .

Slična situacija je i sa rezultatima za SAR_{10g} . Kod modela sa titanijumskom mrežicom, više vrednosti se javljaju unutar kože, masnog tkiva, mišićnog tkiva i u jednom delu lobanje (neposredno iza titanijumske mrežice). Maksimalna vrednost SAR_{10g} kod modela sa mrežicom detektuje se na pravcu C_2 i iznosi 3.05 W/kg, što je za 1.08 W/kg više nego kod modela bez titanijumske mrežice. Takođe, može se primetiti i znatna razlika između vrednosti dobijenih za oba modela, duž svih pravaca neposredno nakon titanijumske mrežice unutar lobanje.

Sa grafika se takođe uočava da je u jednom delu lobanje, moždane vode i mozga, vrednost SAR_{10g} viša u slučaju modela bez mrežice. Ova razlika je najveća u okolini površine mozga, duž pravca C₂ i iznosi 0.68 W/kg.

Na osnovu svega prethodnog, može se zaključiti da prisustvo titanijumske mrežice ima (kao i u slučaju titanijumske ploče, poglavlje 5.1) za posledicu znatno više vrednosti električnog polja unutar površinskih slojeva modela (koža i masno tkivo), kako na frekvenciji 3G (1800MHz), tako i na frekvenciji 4G (2600 MHz) mobilne mreže.

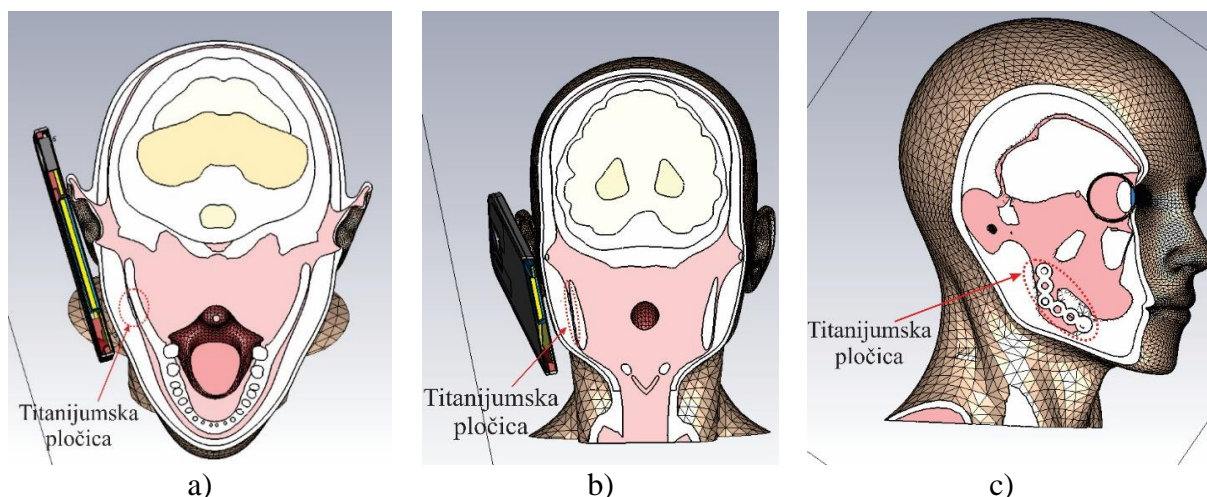
Kada su u pitanju tkiva koja se nalaze ispod titanijumske mreže (lobanja, moždana voda i mozak), titanijumska mrežica se kao i titanijumska ploča ponaša kao štit, koji smanjuje prodiranje elektromagnetskog talasa od mobilnog telefona unutar dubljih slojeve modela. Ovo za posledicu ima više vrednosti električnog polja unutar moždane vode i mozga kod modela kod koga titanijumska mrežica nije prisutna.

Isti zaključak može se doneti i kada je reč o količini apsorbovane elektromagnetske energije mobilnog telefona unutar bioloških tkiva korisnika. Više vrednosti SAR-a su primetne takođe u površinskim slojevima kod modela sa titanijumskom mrežicom, dok je unutar bioloških tkiva i organa nakon titanijumske mrežice, SAR viši u slučaju modela bez mrežice.

5.3 Titanijumske pločice i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice

Analiza uticaja elektromagnetskog zračenja mobilnog telefona izvršena je i za slučaj titanijumske pločice koja se koristi u traumatologiji mandibule na raspodelu električnog polja i količine apsorbovane energije u okolnim tkivima. Ova analiza podrazumeva i poređenje dobijenih rezultata iz simulacije prostiranja elektromagnetskih talasa mobilnog telefona, kako unutar modela sa pločicom tako i za model bez pločice.

Dobijeni rezultati prikazani su za različite poprečne preseke (Slika 5.3.1) koji se nalaze u nivou titanijumske pločice. Pločica je postavljena tako da naleže na mandibulu i nalazi se na istoj strani glave kao i mobilni telefon, kao što je prikazano na slici 5.3.1.

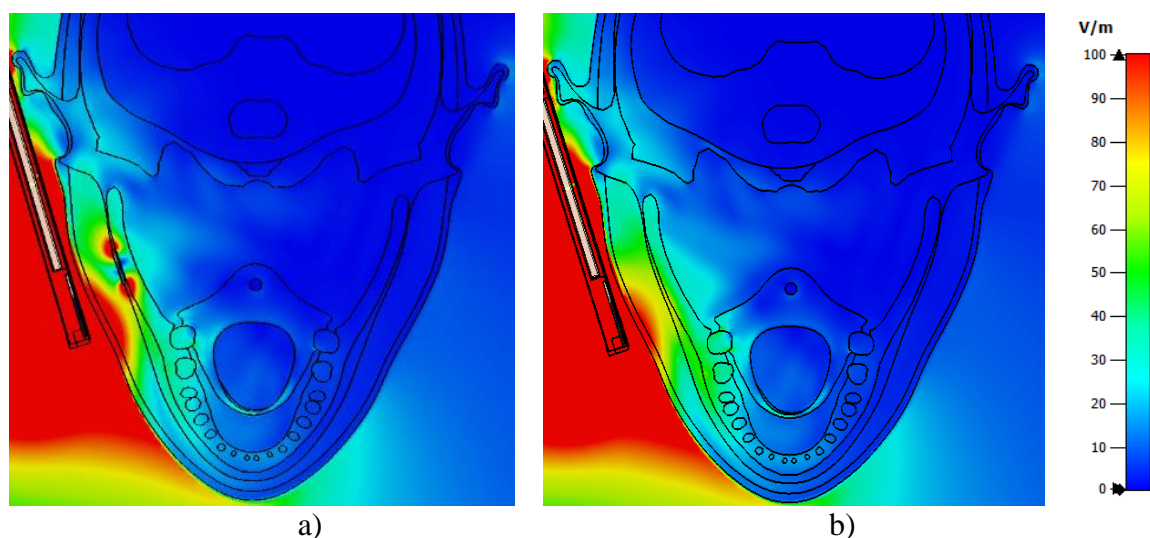


Slika 5.3.1 - Poprečni preseki modela glave za analizu dobijenih rezultata u slučaju titanijumske pločice za fiksaciju koštanih fragmenata mandibule: a) presek A; b) presek B i c) presek C.

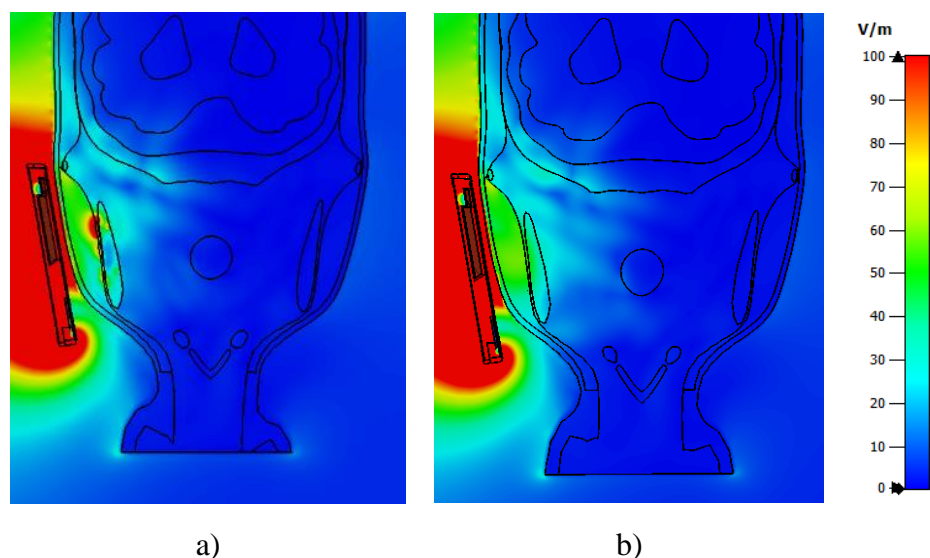
5.3.1 Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže

5.3.1.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

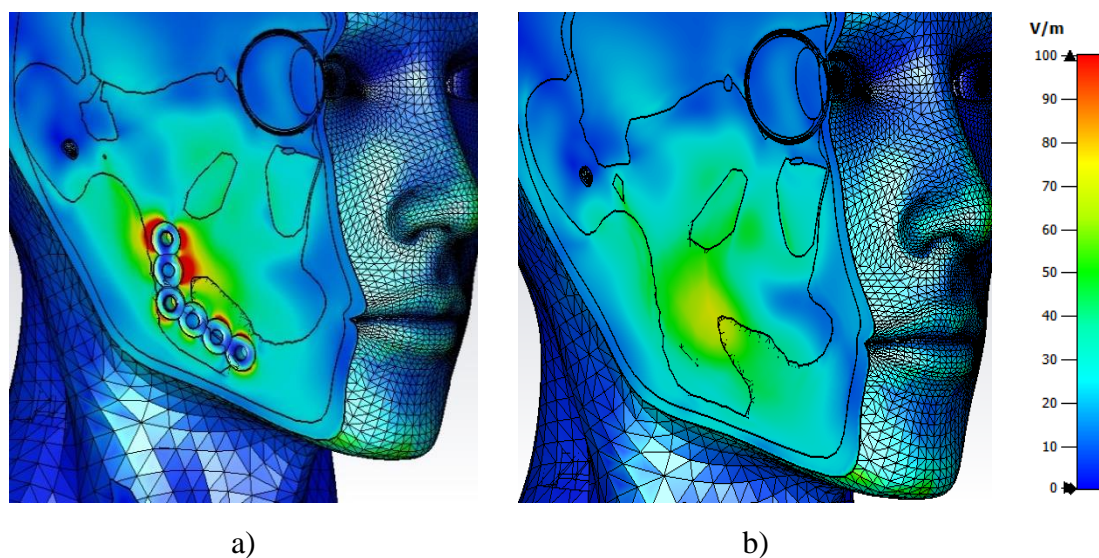
Prikaz dobijenih rezultata za raspodelu električnog polja unutar modela kod koga je prisutna titanijumska pločica i modela bez pločice dat je na slikama 5.3.2 - 5.3.4 za poprečne preseke sa slike 5.3.1, i frekvenciju 3G mobilne mreže (1800 MHz). Treba napomenuti da je maksimalna vrednost električnog polja na paleti boja, na desnoj strani slika podešena tako da bude ista za oba modela kako bi se lakše izvršilo poređenje dobijenih rezultata.



Slika 5.3.2 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



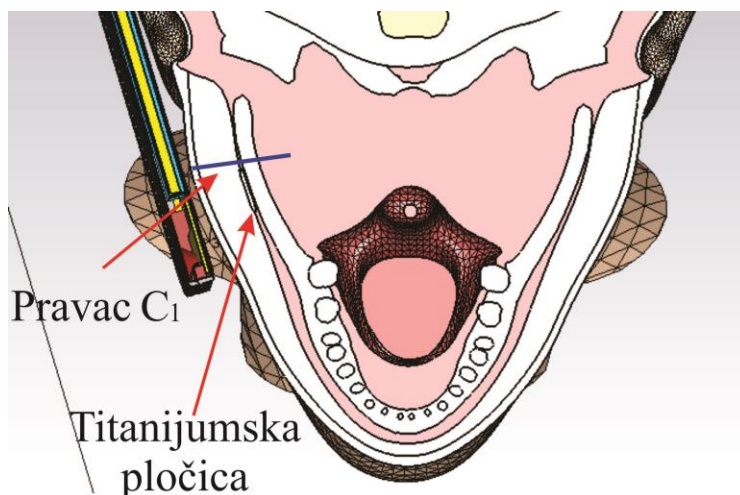
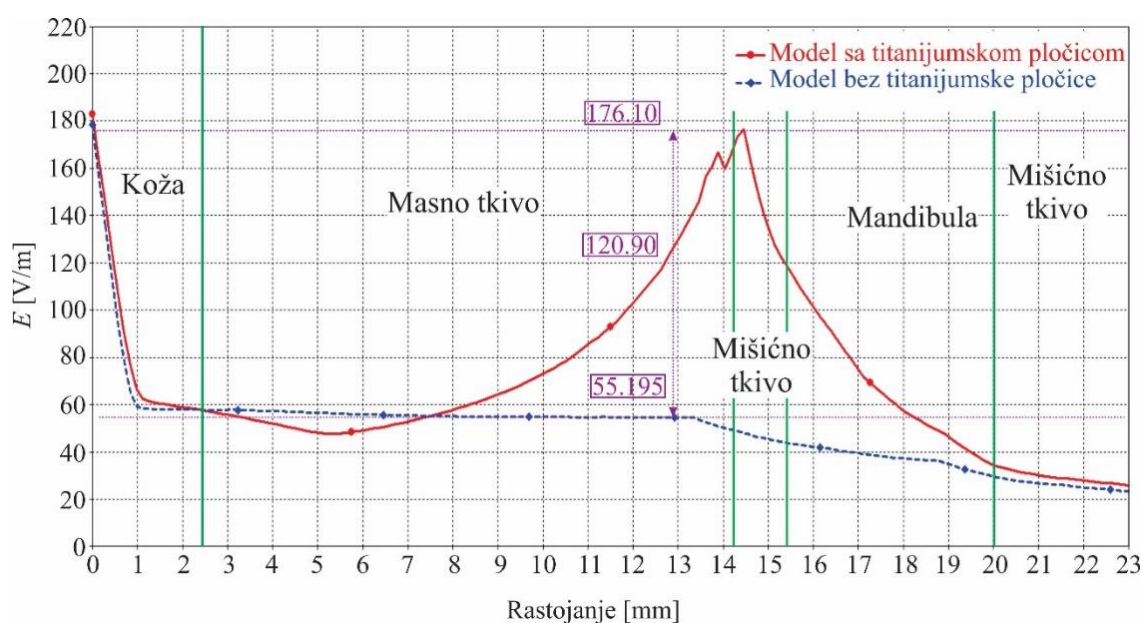
Slika 5.3.3 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



Slika 5.3.4 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

Sa prethodnih slika jasno se može uočiti da u okolini titanijumske pločice dolazi do povećanja intenziteta električnog polja u sva tri poprečna preseka.

Radi lakše analize dobijenih rezultata u slučaju modela sa i bez titanijumske pločice, na slici 5.3.6 data je zavisnost intenziteta električnog polja unutar oba modela u funkciji rastojanja od izvora zračenja, duž pravca C_1 prikazanog na slici 5.3.5. Pravac je izabran tako da prolazi kroz oblast gde se i javlja povišena vrednost intenziteta električnog polja.

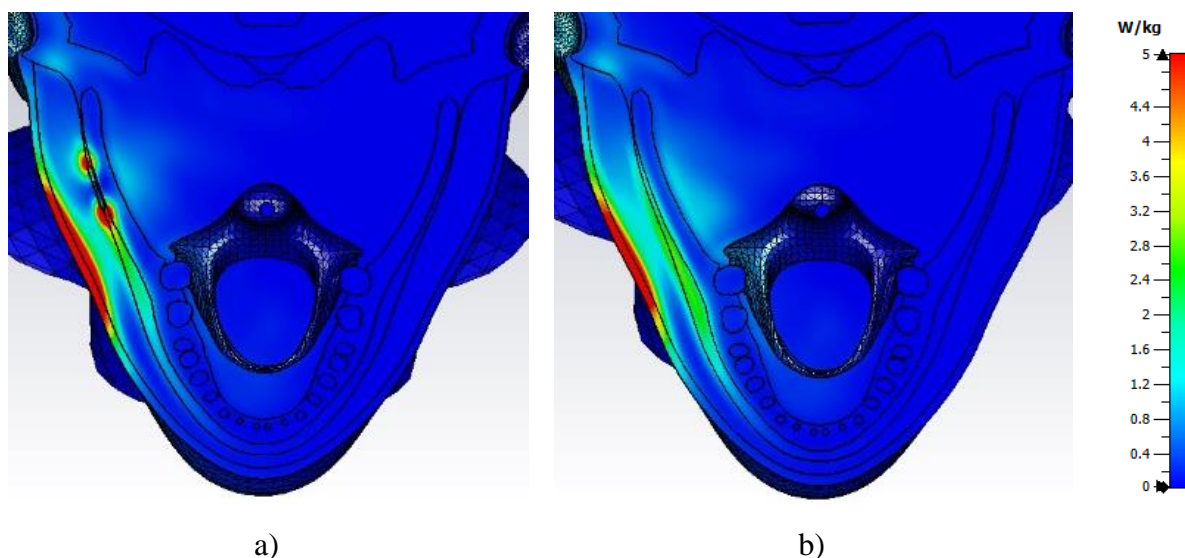
Slika 5.3.5 - Pravac C_1 za analizu dobijenih rezultata.Slika 5.3.6 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1 .

Na graficima sa slike 5.3.6, mogu se uočiti povišene vrednosti intenziteta električnog polja unutar tkiva i organa u okolini titanijumske pločice. Najveće razlike vrednosti intenziteta električnog polja u prisustvu pločice i bez nje primetne su unutar masnog i mišićnog tkiva kao i unutar mandibule na kojoj je fiksirana titanijumska pločica.

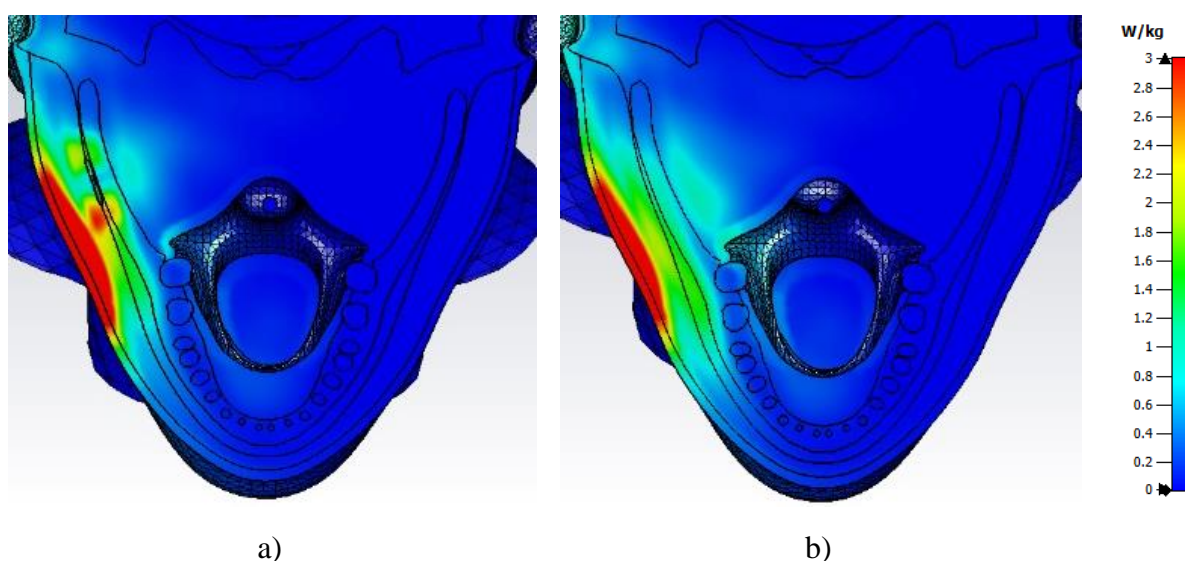
Na istoj slici može se videti da maksimalna vrednost intenziteta električnog polja u okolini pločice (unutar mišićnog tkiva), iznosi 176.1 V/m, dok je u slučaju modela bez titanijumske pločice vrednost električnog polja 55.19 V/m. Razlika ovih maksimalnih vrednosti intenziteta električnog polja je 120.9 V/m što predstavlja povećanje od oko 3.2 puta.

5.3.1.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

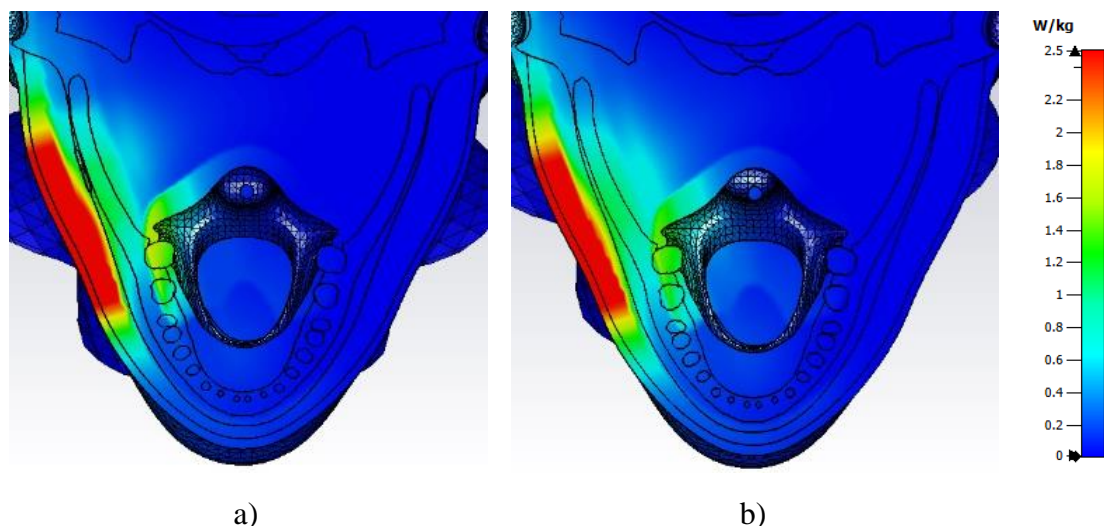
Kada su u pitanju rezultati koji se odnose na količinu apsorbovane energije unutar tkiva u okolini titanijumske pločice usled izloženosti RF zračenju mobilnog telefona, prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$, SAR_{1g} kao i SAR_{10g} za model sa i bez titanijumske pločice za sva tri poprečna preseka (slika 5.3.1) prikazana je na slikama 5.3.7 - 5.3.15 na frekvenciji od 1800MHz. Kao i kod prethodnih analiza, maksimalna vrednost SAR-a na paleti boja podešena je na istu vrednost kako za model sa tako i za model bez titanijumske pločice.



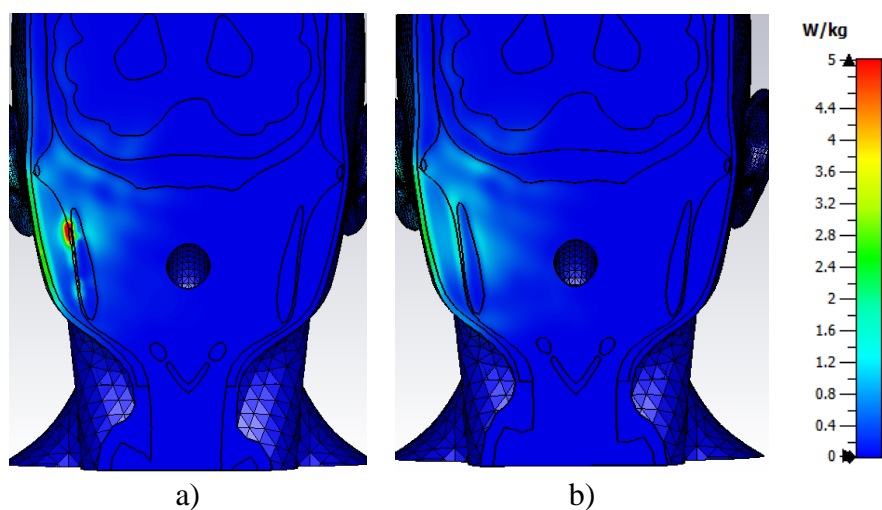
Slika 5.3.7 - Prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$ [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



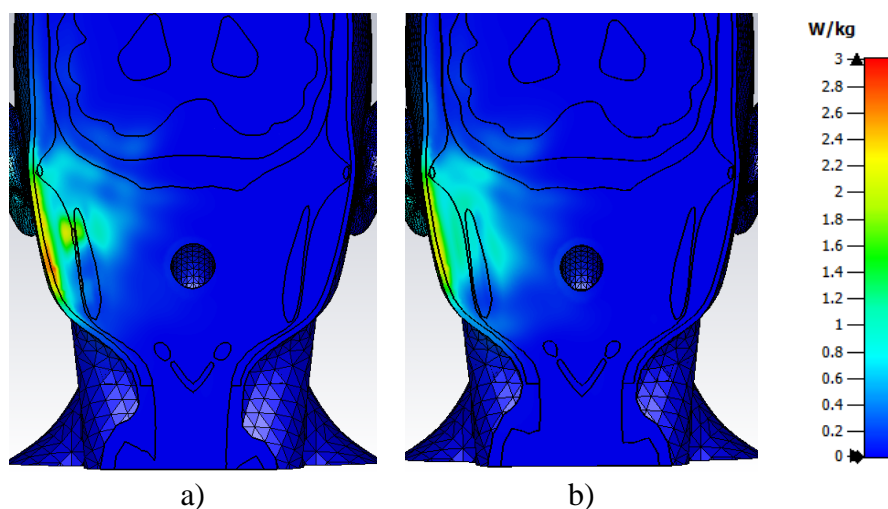
Slika 5.3.8 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



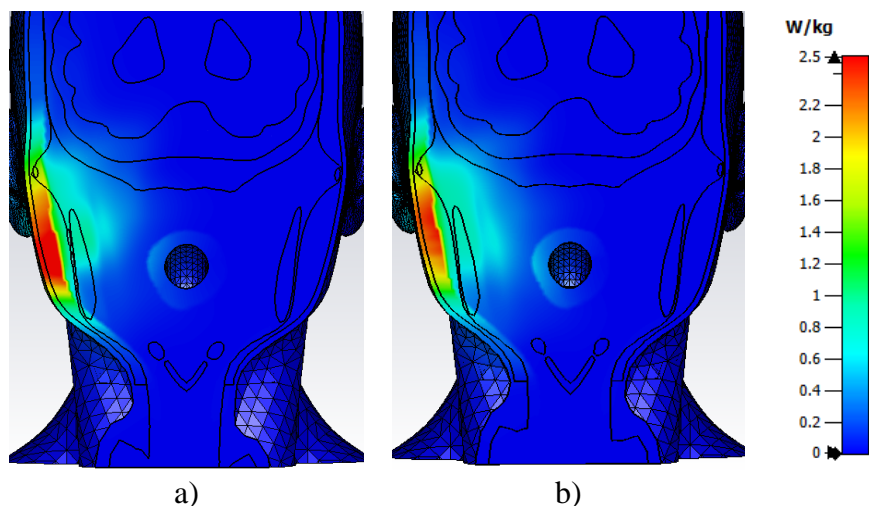
Slika 5.3.9 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



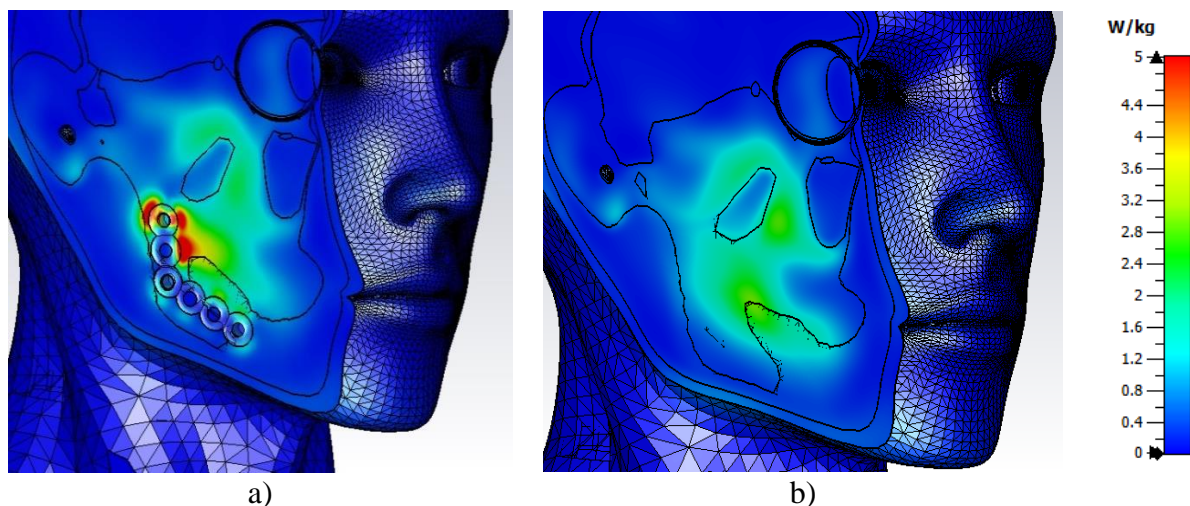
Slika 5.3.10 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



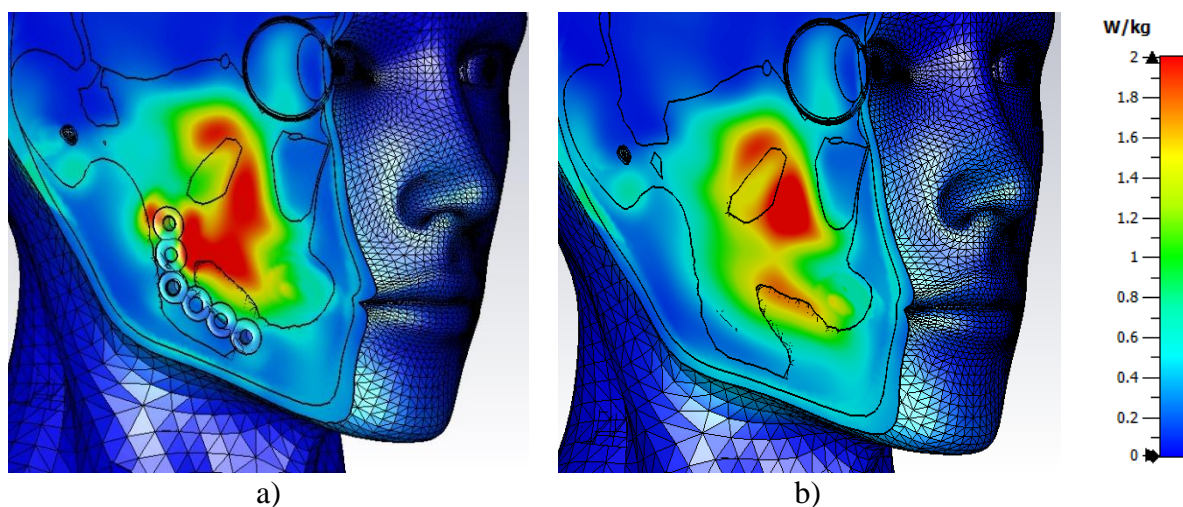
Slika 5.3.11 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



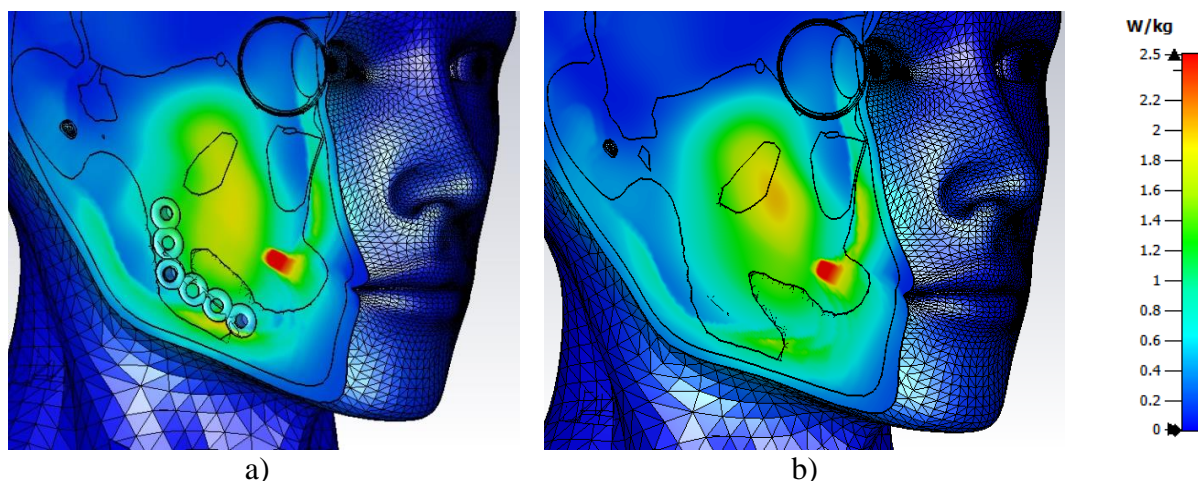
Slika 5.3.12 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



Slika 5.3.13 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

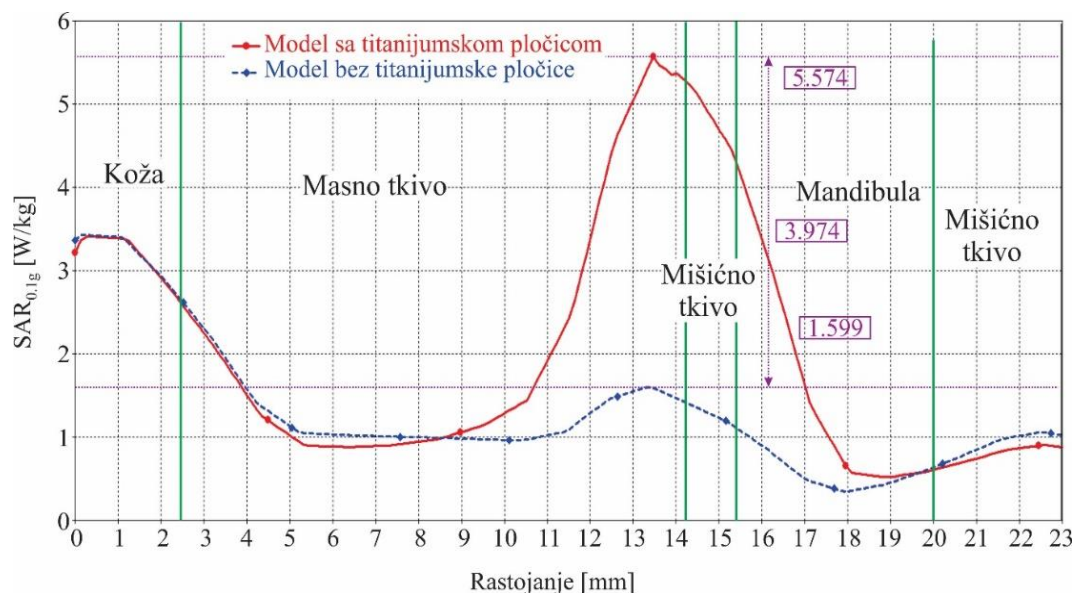


Slika 5.3.14 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



Slika 5.3.15 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

Ukoliko se izvrši uporedna analiza prostornih raspodela SAR-a prikazanih na prethodnim slikama, može se doći do zaključka da se raspodele $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} razlikuju kada su u pitanju model sa i model bez titanijumske pločice. Povećanje $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} u slučaju modela sa titanijumskom pločicom primetno je u sva tri poprečna preseka. Što se tiče prostorne raspodele SAR_{10g} ona je identična za oba modela. Najveće razlike u vrednostima za modele sa i bez pločice postoji u slučaju $SAR_{0.1g}$ pa je ova vrednost prikazana i duž pravca C_1 (Slika 5.3.16).



Slika 5.3.16 - Promena vrednosti $SAR_{0.1g}$ [W/kg] duž pravca C_1 .

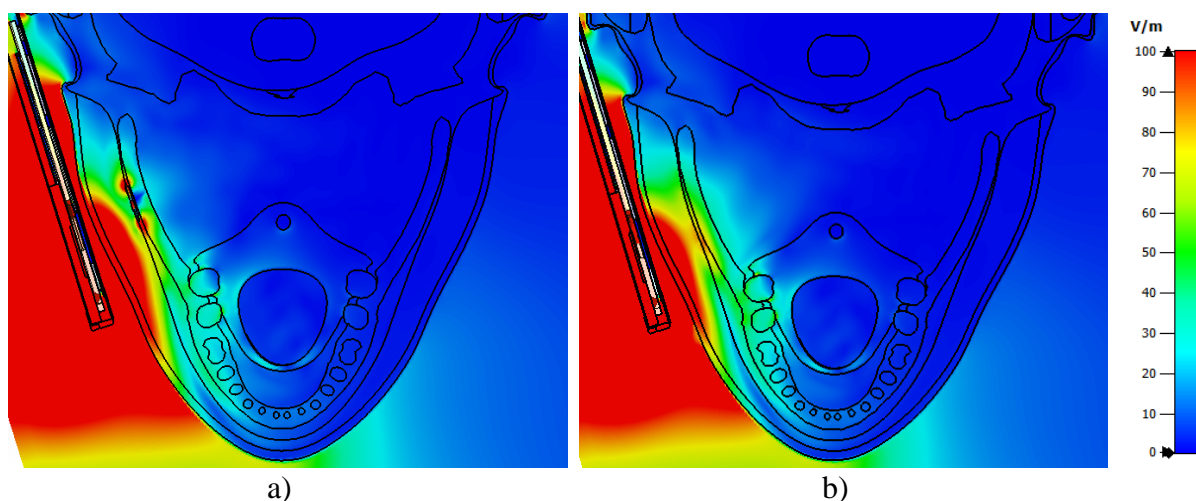
Sa grafika prikazanih na prethodnoj slici se jasno može videti da razlika između vrednosti $SAR_{0.1g}$ dobijenih za model sa i bez pločice nije zanemarljiva. Maksimalna vrednost

$SAR_{0.1g}$ u okolini titanijumske pločice iznosi 5.57 W/kg, što je skoro 3.5 puta više u odnosu na maksimalnu vrednost $SAR_{0.1g}$ kod modela bez pločice. Takođe, najveća razlika u vrednosti $SAR_{0.1g}$ nastaje u tkivima u okolini titanijumske pločice.

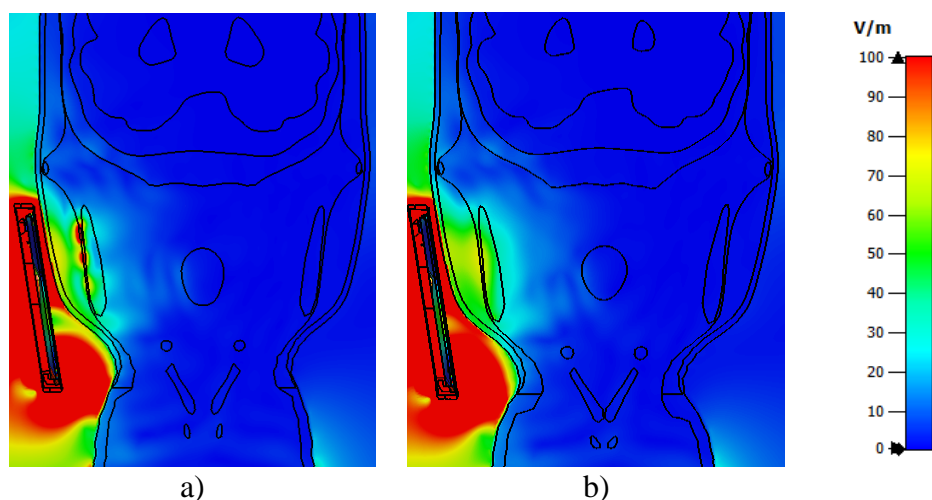
5.3.2 Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže

5.3.2.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

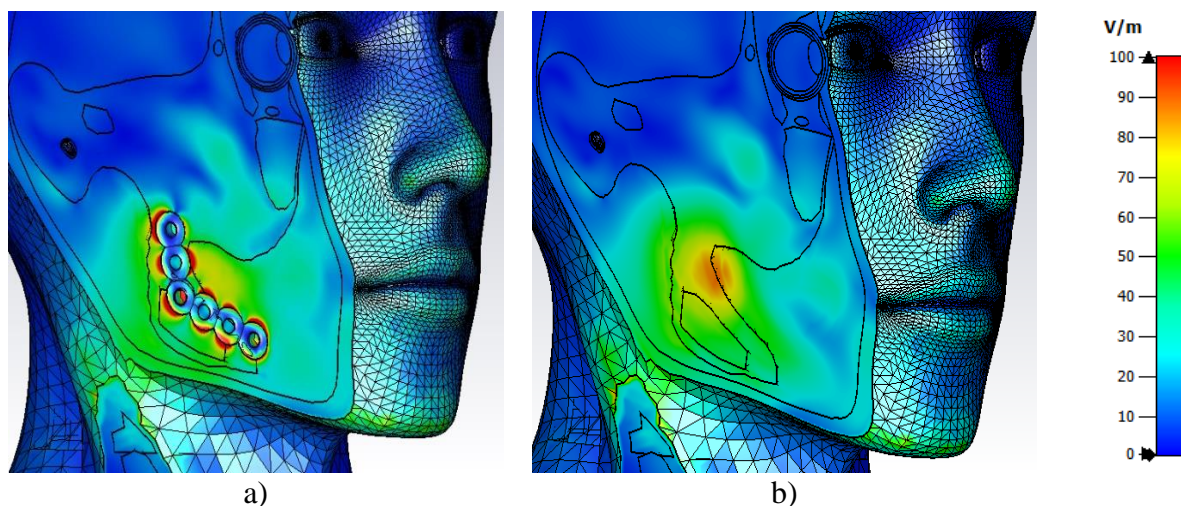
Na slikama 5.3.17 - 5.3.19 date su vrednosti intenziteta električnog polja unutar bioloških tkiva i organa kako za model sa, tako i za model bez titanijumske pločice tokom zračenja mobilnog telefona na frekvenciji 4G mobilne mreže (2600 MHz).



Slika 5.3.17 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

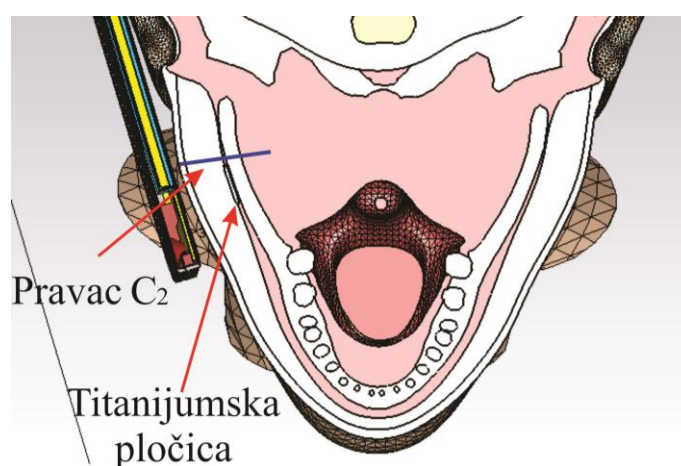


Slika 5.3.18 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

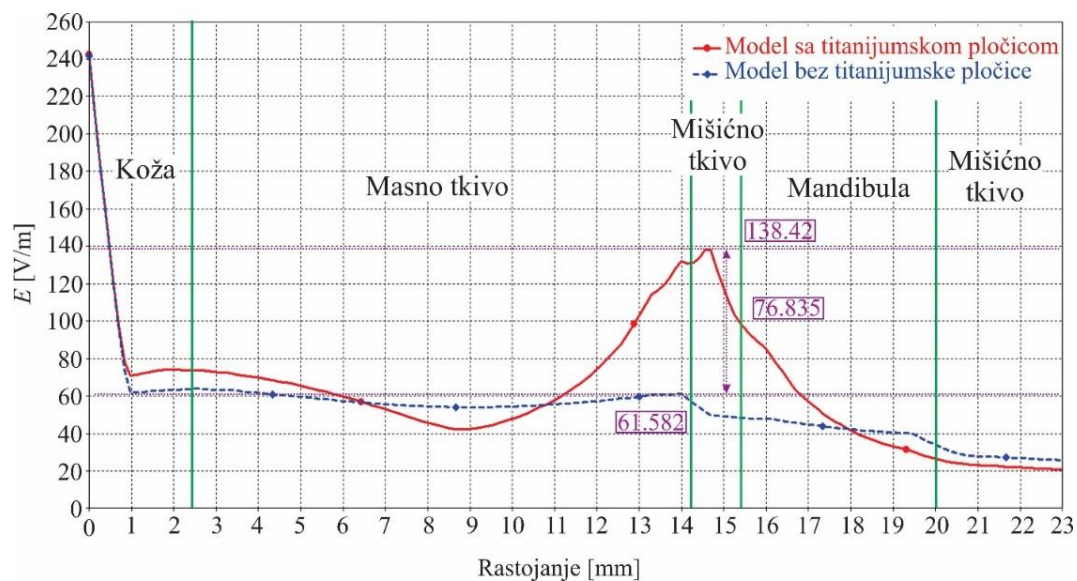


Slika 5.3.19 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

Na osnovu poređenja dobijenih rezultata za model sa i bez titanijumske pločice prikazanih na prethodnim slikama, može se zaključiti da prisustvo titanijumske pločice značajno utiče na povećanje intenziteta električnog polja. Povišene vrednosti intenziteta električnog polja javljaju se u tkivima u okolini titanijumske pločice. I ovde je zbog jednostavnijeg poređenja rezultata za model sa i bez pločice, na slici 5.3.21 prikazana zavisnost intenziteta električnog polja unutar oba modela u funkciji rastojanja od mobilnog telefona duž pravca C_2 (Slika 5.3.20). Pravac je izabran tako da prolazi kroz oblast gde se javlja najveće razlika između dobijenih rezultata za raspodelu električnog polja.



Slika 5.3.20 - Pravac C_2 za analizu dobijenih rezultata.

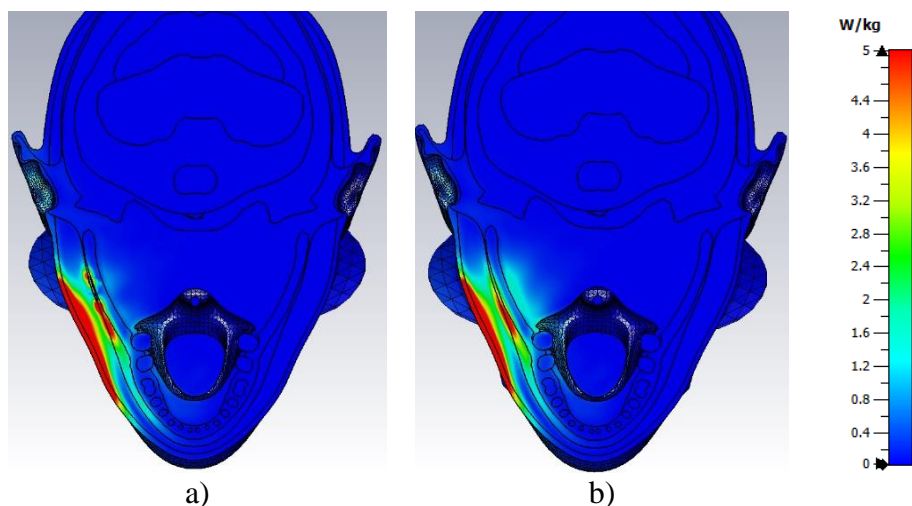


Slika 5.3.21 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 .

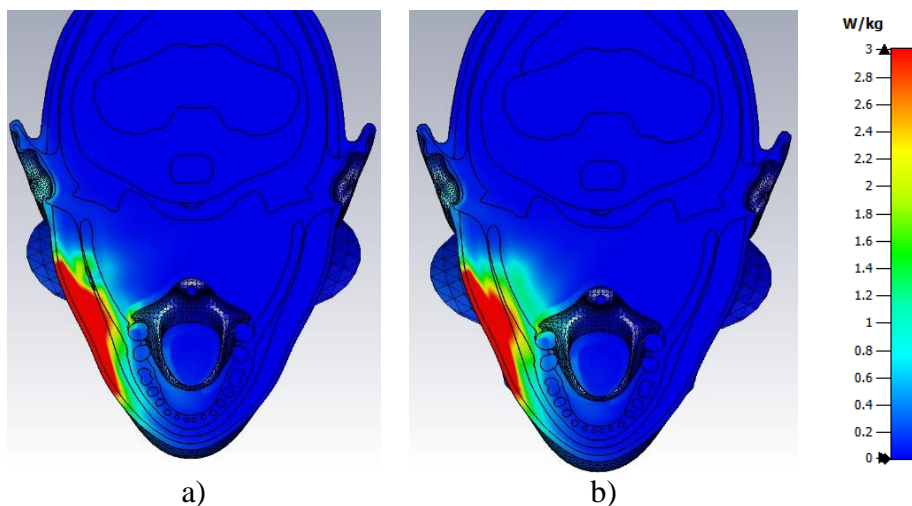
Na osnovu grafika sa prethodne slike, jasno se uočava povećanje intenziteta električnog polja unutar bioloških tkiva i organa u okolini titanijumske pločice. Najveća razlika intenziteta električnog polja između dva modela javlja se u masnom i mišićnom tkivu, kao i u mandibuli. Maksimalna vrednost intenziteta električnog polja na pravcu C_2 unutar tkiva u okolini titanijumske pločice iznosi 138.42 V/m, što je za 76.83 V/m više u odnosu na rezultate dobijene kod modela bez titanijumske pločice, gde je maksimalna vrednost električnog polja 61.58 V/m.

5.3.2.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

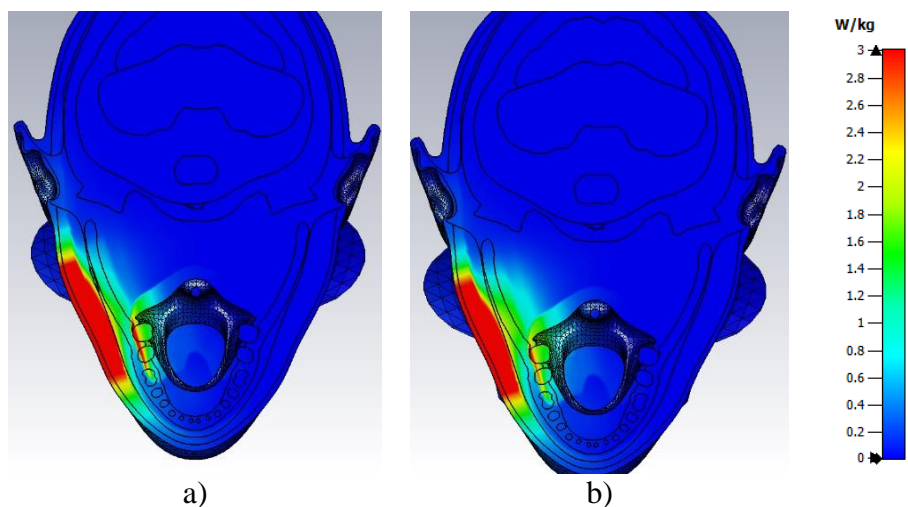
Na slikama 5.3.22 - 5.3.30 data je prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$, SAR_{1g} i SAR_{10g} za različite poprečne preseke (slika 5.3.1) za model sa, odnosno bez titanijumske pločice. Pošto se maksimalne vrednosti za SAR razlikuju za ova dva modela, maksimalne vrednosti $SAR_{0.1g}$, SAR_{1g} i SAR_{10g} podešene su tako da budu iste za oba modela, kako bi se jasnije uočile oblasti sa povećanom količinom apsorbovane elektromagnetske energije.



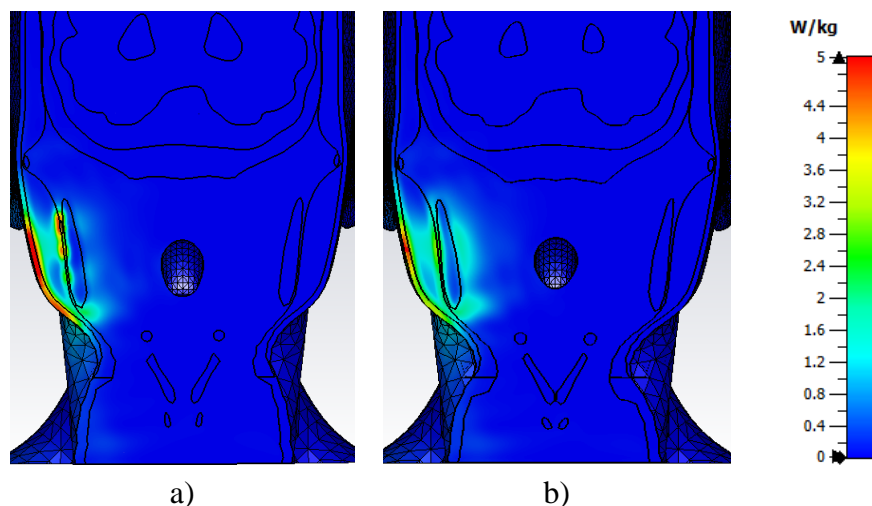
Slika 5.3.22 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



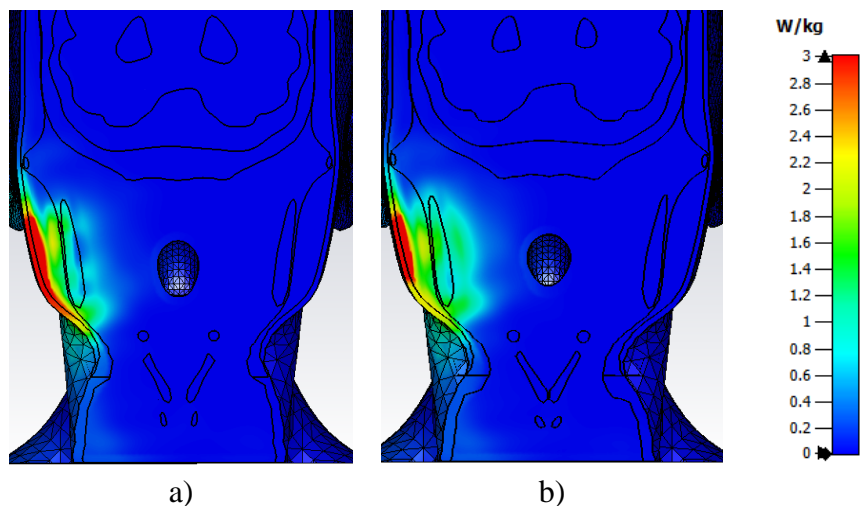
Slika 5.3.23 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



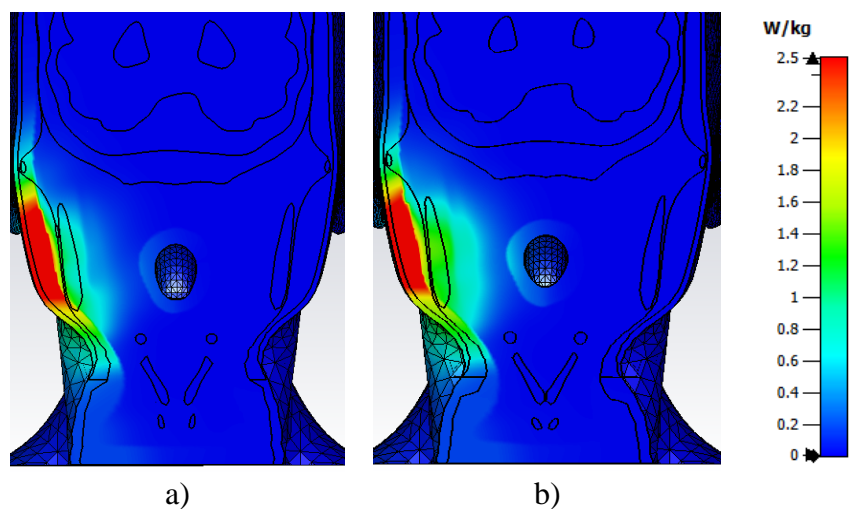
Slika 5.3.24 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



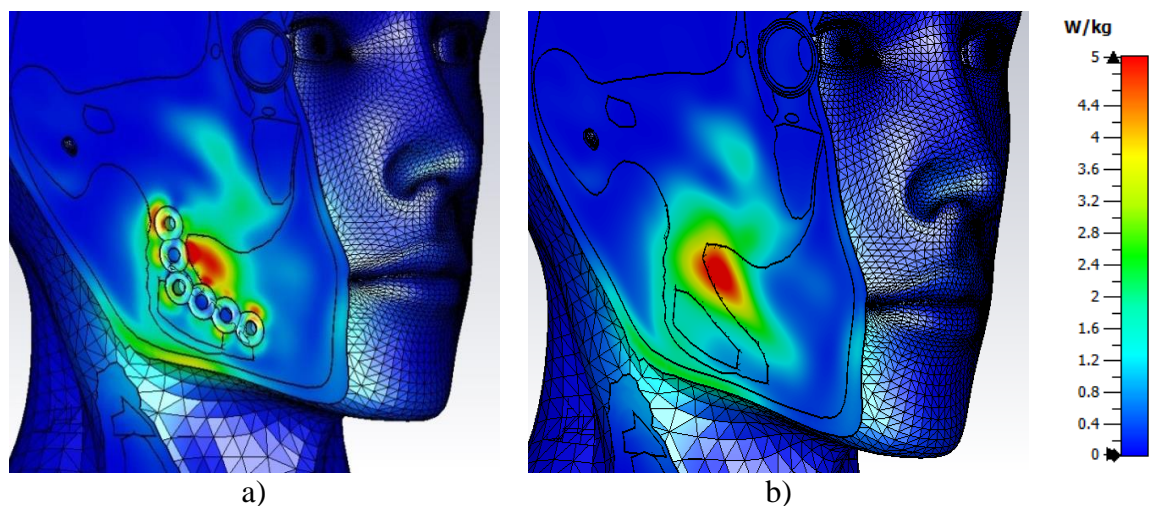
Slika 5.3.25 - Prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$ [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



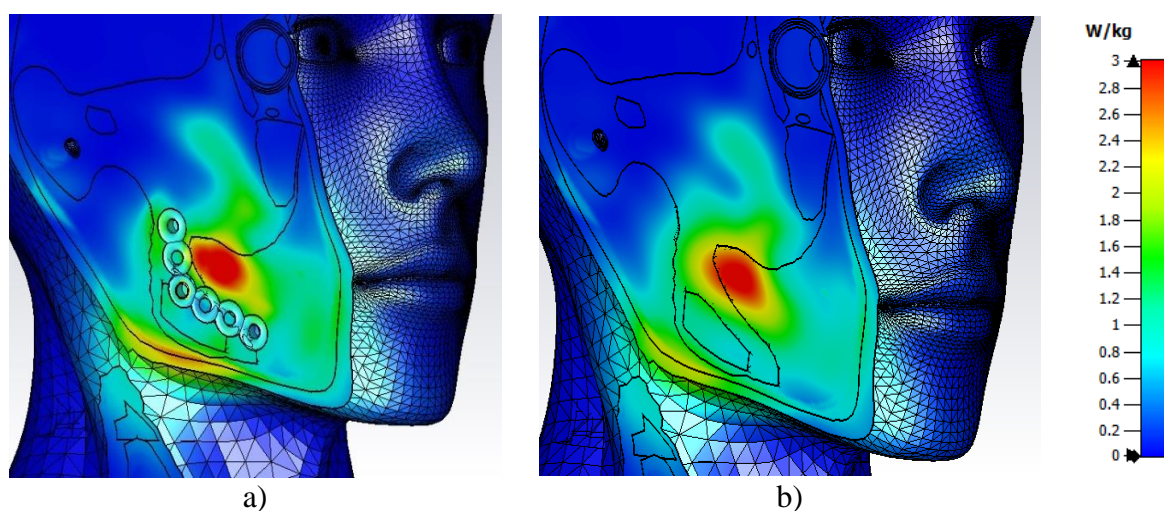
Slika 5.3.26 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



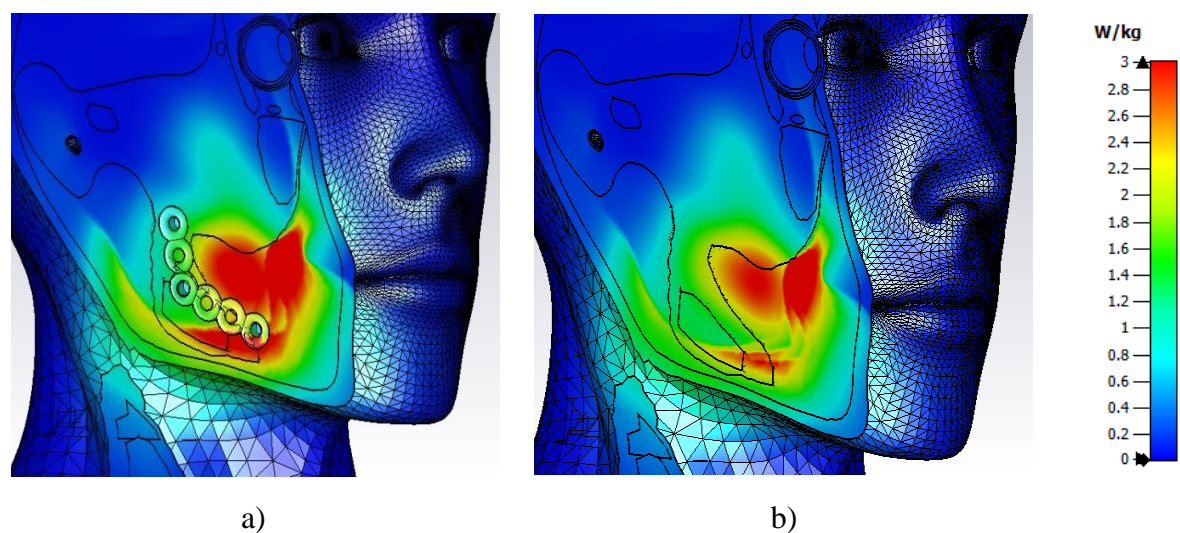
Slika 5.3.27 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



Slika 5.3.28 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

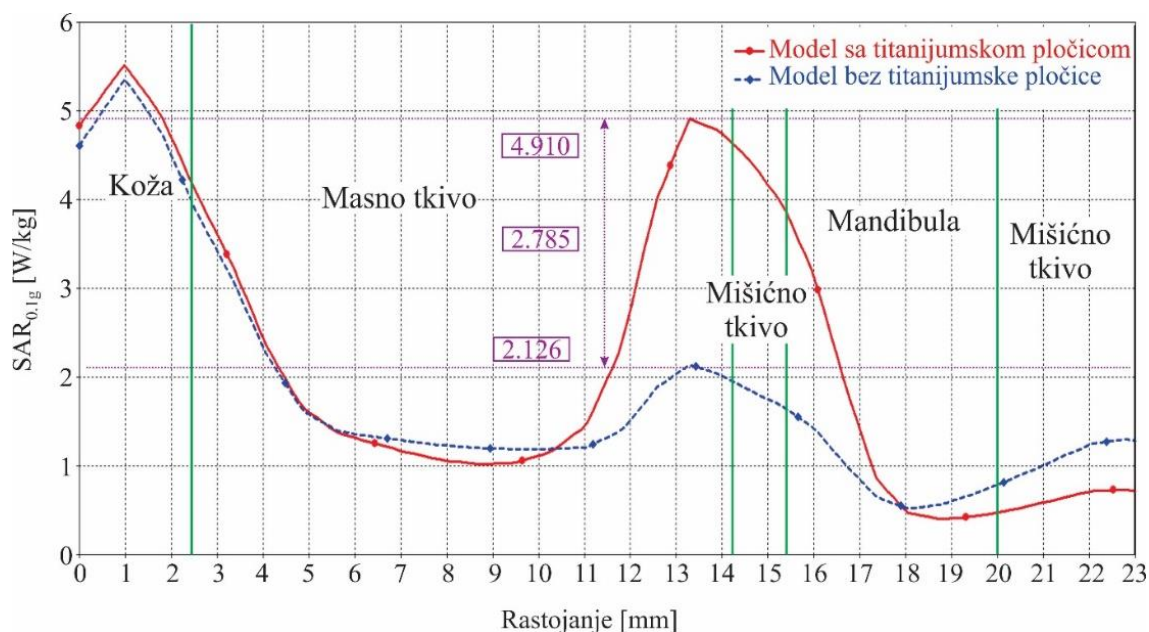


Slika 5.3.29 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.



Slika 5.3.30 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa titanijumskom pločicom i b) bez titanijumske pločice.

Poređenjem dobijenih rezultata za vrednosti SAR-a, prikazanih na slikama 5.3.23 - 5.3.30, evidentno je da se prostorna raspodela SAR-a razlikuje kada su u pitanju model sa i model bez titanijumske pločice. Povećanje vrednosti SAR-a, kod modela sa titanijumskom pločicom, detektuje se u sva tri poprečna preseka. Razlika u odnosu na model bez pločice najveća je u slučaju vrednosti $SAR_{0.1g}$, pa je na slici 5.3.31 data raspodela ovog parametra duž pravca C_2 za oba modela.



Slika 5.3.31 - Promena vrednosti $SAR_{0.1g}$ [W/kg] duž pravca C_2 .

Uporedna analiza grafika sa prethodne slike upućuje na zaključak da prisustvo titanijumske pločice utiče na povećanje vrednosti $SAR_{0.1g}$. Pri tome, maksimalna vrednost $SAR_{0.1g}$ u okolini titanijumske pločice iznosi 4.91 W/kg što je oko 2.3 puta više u odnosu na maksimalnu vrednost $SAR_{0.1g}$ kod modela bez pločice. Takođe, najveća odstupanja u vrednosti $SAR_{0.1g}$ nastaju unutar bioloških tkiva i organa u okolini titanijumske pločice.

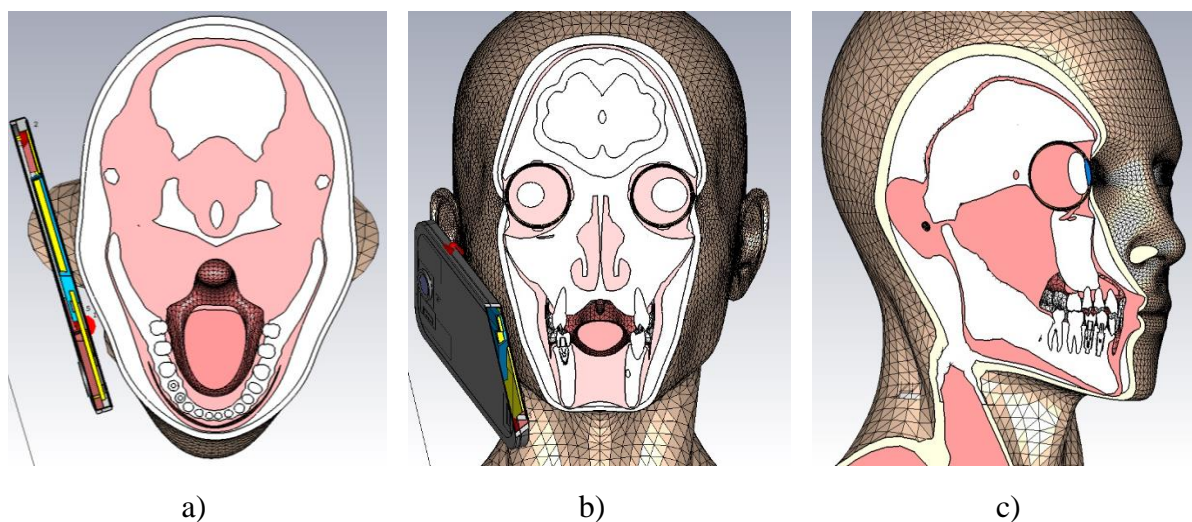
Na osnovu izloženih rezultata koji se odnose na intenzitet električnog polja i količinu apsorbovane elektromagnetske energije od mobilnog telefona unutar modela sa i modela bez titanijumske pločice (fiksirane na mandibuli), zaključuje se da dolazi do povećanja intenziteta električnog polja i vrednosti SAR-a usled prisutnosti titanijumske pločice. Efekat prisutnosti ovog implantata je primetan kako na frekvenciji 3G mobilne mreže, tako i na frekvenciji 4G mobilna mreže.

5.4 Dentalni implantati

Kao što je u Poglavlju 3 rečeno, danas je veoma česta primena dentalnih implantata pomoću kojih se nadoknađuje izgubljeni zub. Dentalni implantati načinjeni su od titanijuma i hiruški se ugrađuju u kost kako bi se zamenio koren jednog ili više zuba koji nedostaju. Najčešće korišćeni oblik dentalnog implantata odgovara formi šrafa.

U cilju određivanja uticaja dentalnog implantata na raspodelu vrednosti intenziteta električnog polja i vrednosti SAR-a u okolnim tkivima usled izloženosti elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona, kreirani su odgovarajući numerički modeli, realizovane simulacije i izvršena uporedna analiza dobijenih rezultata za model sa, odnosno bez usađenog dentalnog implantata.

Izloženi rezultati dobijeni simulacijama analizirani su za poprečne preseke sa slike 5.4.1. Kako se analiza uticaja prisustva implantata na raspodele intenziteta električnog polja i SAR-a vrši za tkiva u okolini implantata, poprečni preseci izabrani su tako da se nalaze u nivou implantata. Razmatran je slučaj implantata usađenih u mandibulu za slučaj zuba 4 i zuba 5, što je detaljnije opisano u poglavlju 3 i poglavlju 4 (slika 5.4.1).

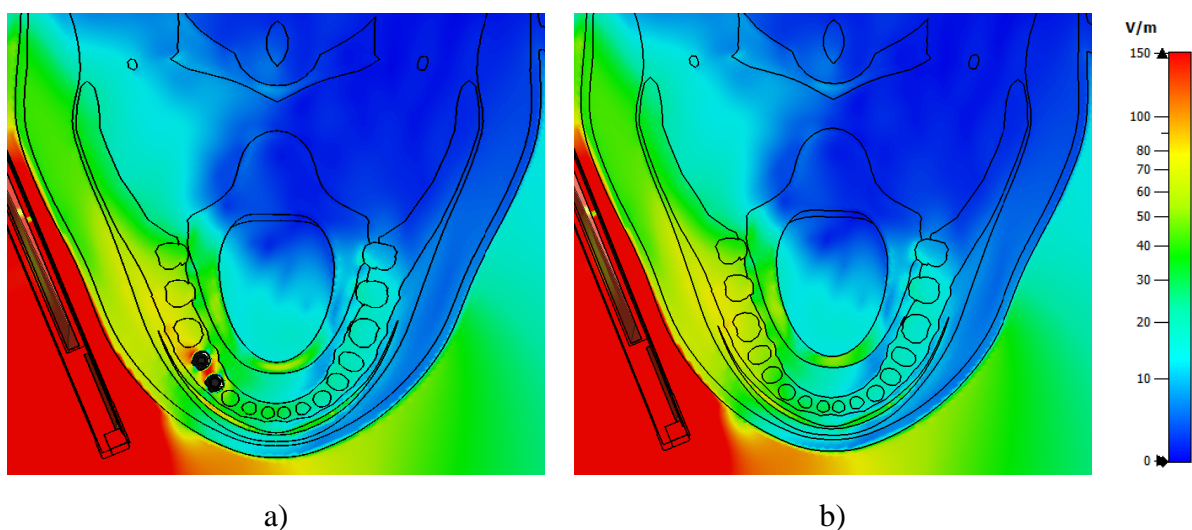


Slika 5.4.1 - Poprečni preseki modela glave za analizu dobijenih rezultata u slučaju dentalnih implantata: a) presek A; b) presek B i c) presek C.

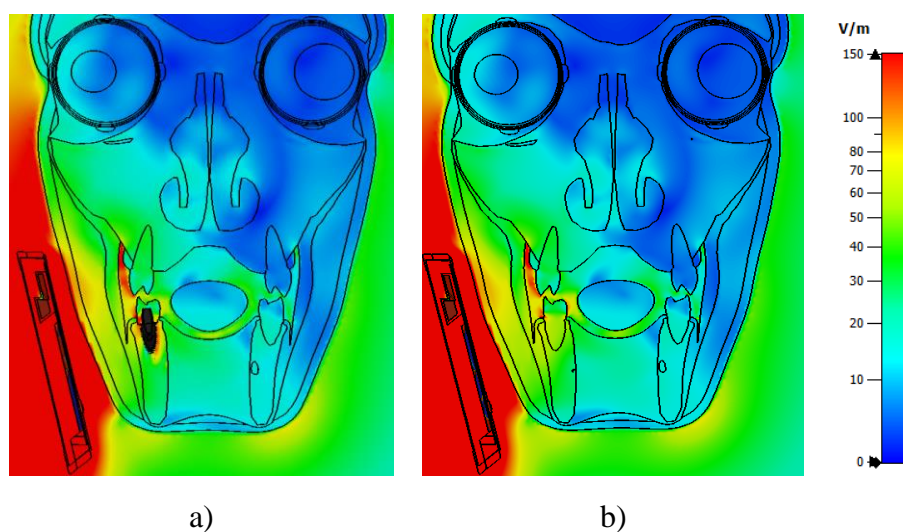
5.4.1 Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže

5.4.1.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

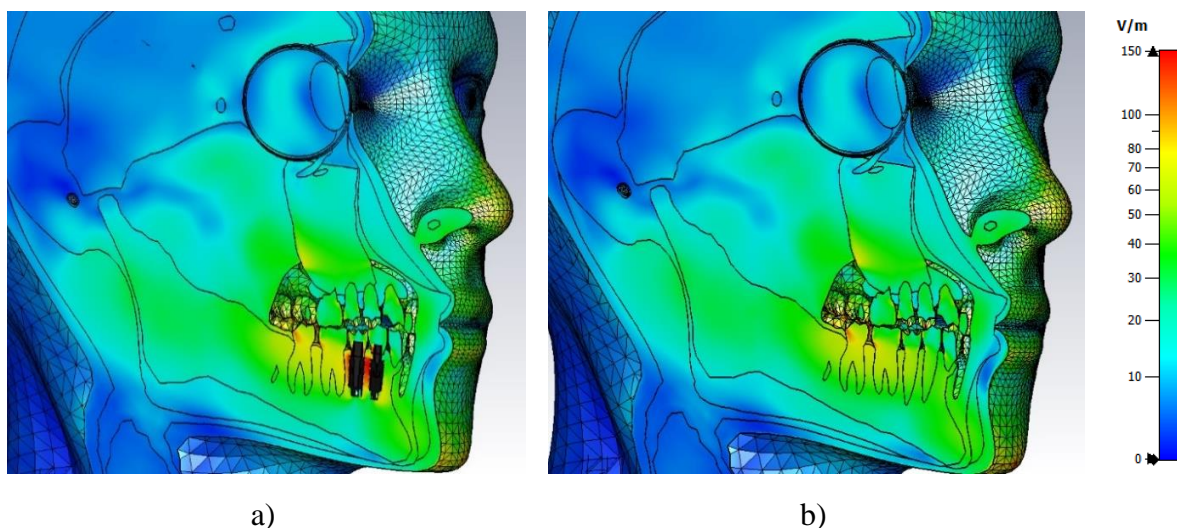
Uporedni prikaz prostorne raspodele električnog polja unutar modela sa implantatima i bez implantata dat je na slikama 5.4.2 - 5.4.4 za sva tri poprečna preseka sa slike 5.4.1 na frekvenciji od 1800 MHz. Podešena maksimalna vrednost električnog polja na paleti boja jednaka je za oba modela radi lakšeg poređenja dobijenih rezultata.



Slika 5.4.2 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



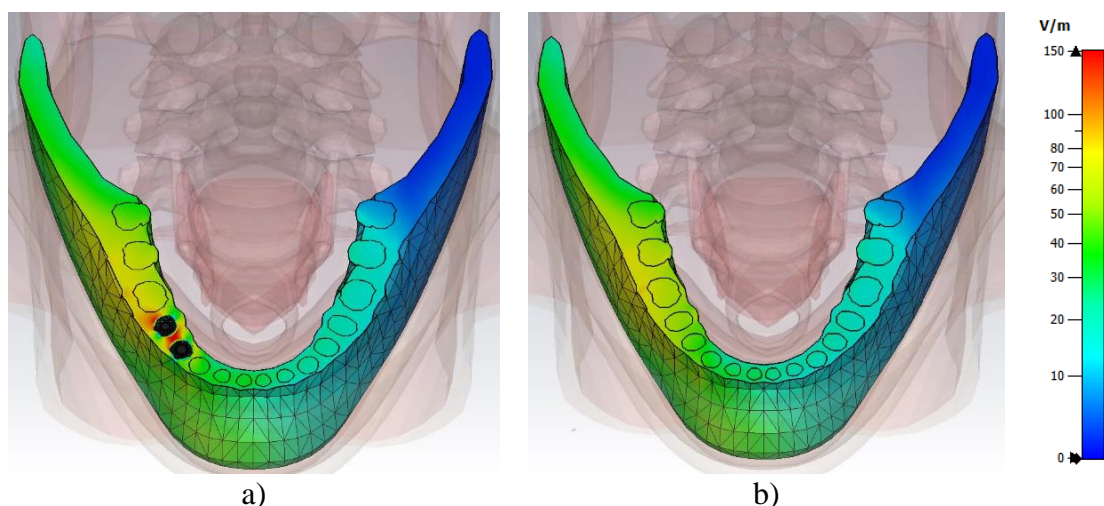
Slika 5.4.3 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



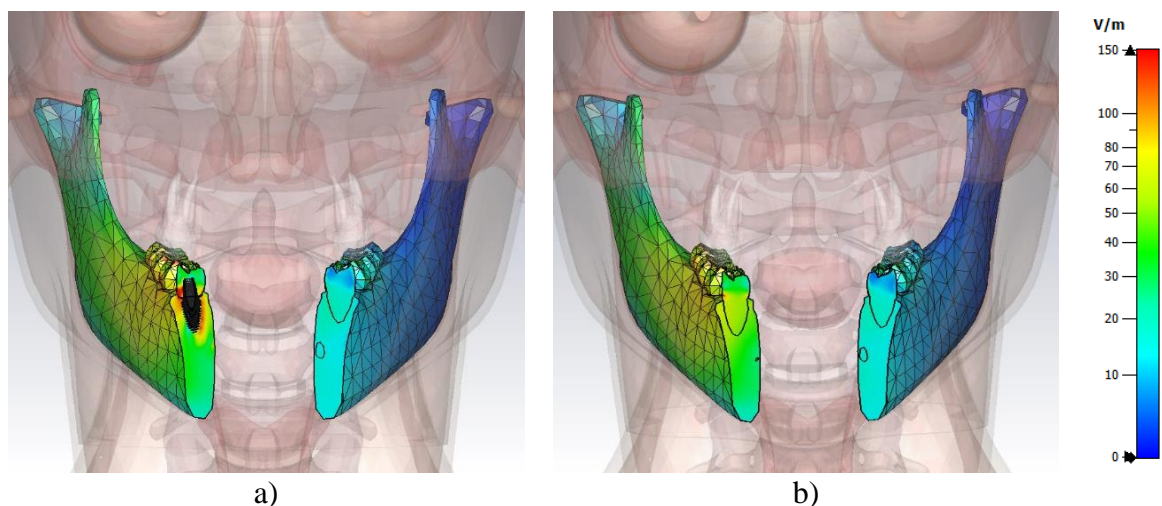
Slika 5.4.4. Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

Sa prethodnih slika, jasno se u sva tri poprečna preseka vidi, da se povišene vrednosti intenziteta električnog polja javljaju unutar modela kod koga su ugrađeni dentalni implantati. Ove vrednosti električnog polja se uglavnom detektuju unutar mandibule u kojoj su implantati ugrađeni.

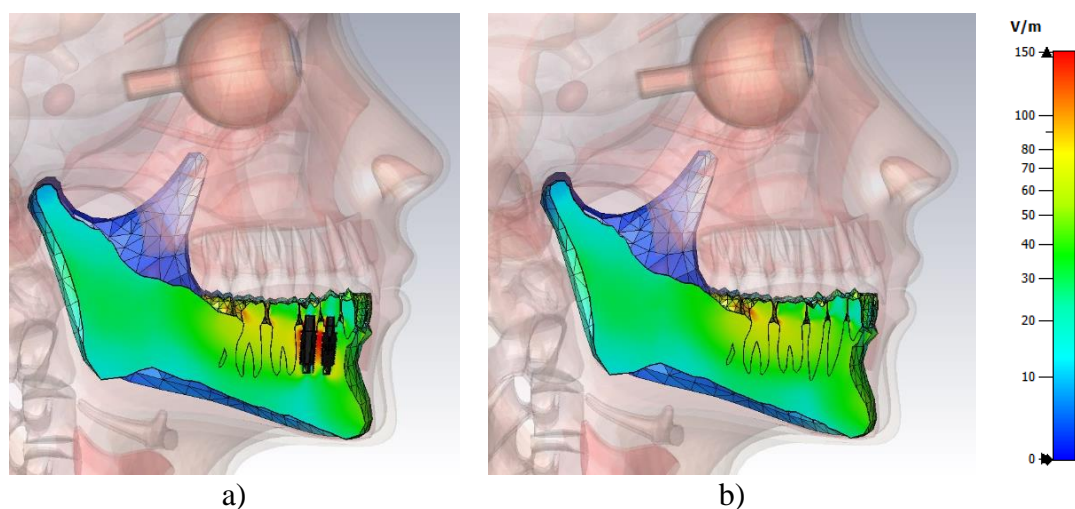
U skladu sa prethodnim, od interesa je prikazati prostornu raspodelu električnog polja unutar same mandibule, pa je na slikama 5.4.5 - 5.4.7 dat uporedni prikaz prostorne raspodele električnog polja unutar mandibule sa i bez implantata u sva tri poprečna preseka.



Slika 5.4.5 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar mandibule u poprečnom preseku A kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

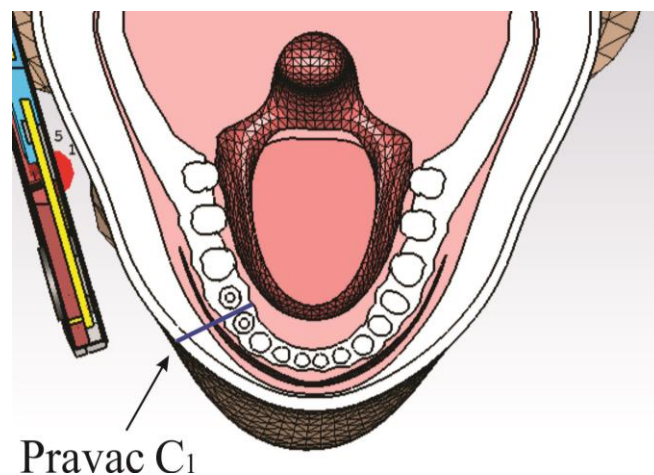
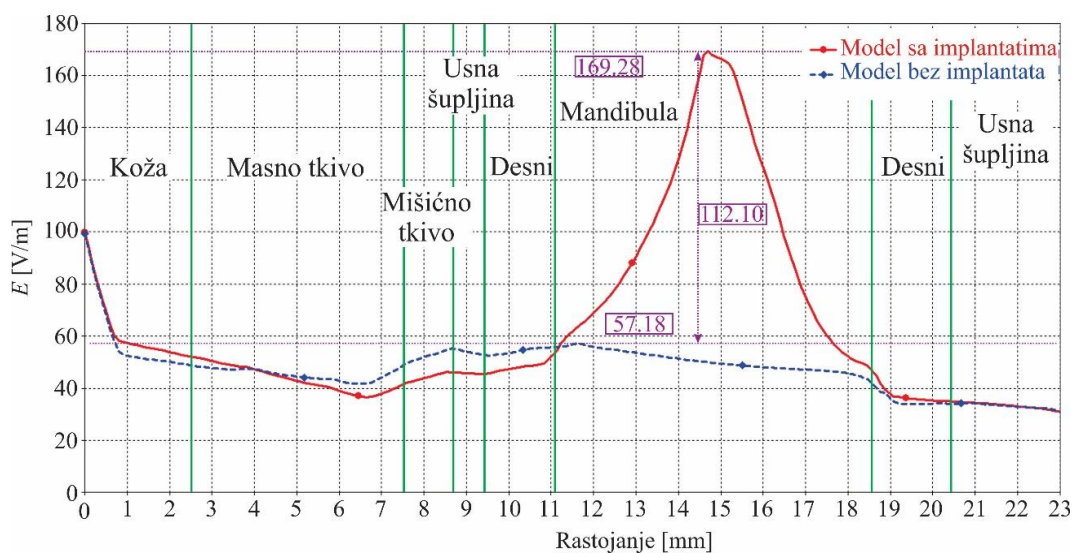


Slika 5.4.6 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar mandibule u poprečnom preseku B kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.7 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar mandibule u poprečnom preseku C kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

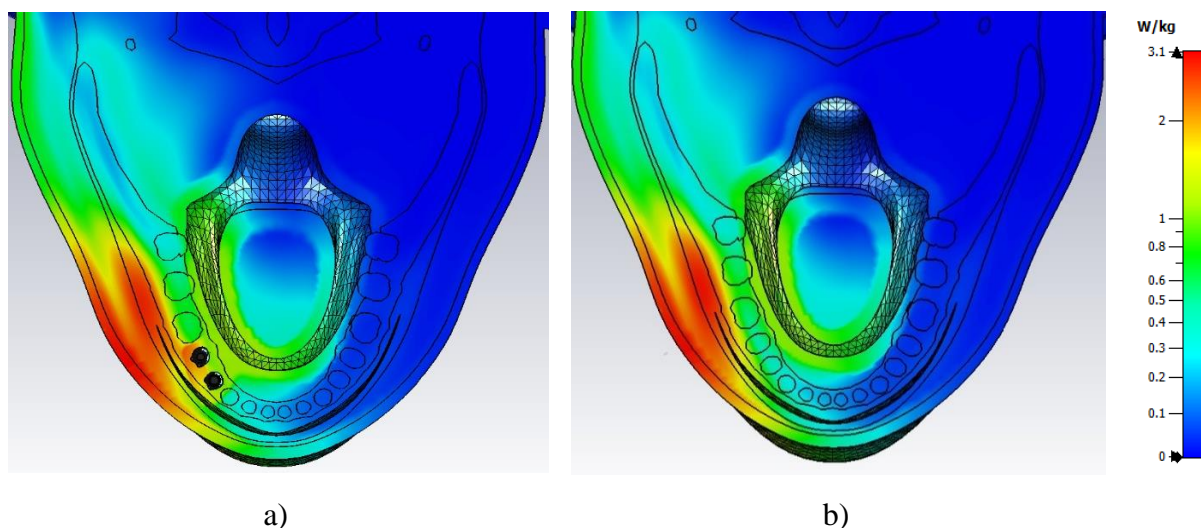
U cilju preciznije ilustracije porasta električnog polja kod modela sa implantatom u odnosu na model bez implantata, na slici 5.4.9 prikazana je zavisnost intenziteta električnog polja unutar oba modela u funkciji rastojanja od izvora zračenja duž pravca prikazanog na slici 5.4.8. Ovaj pravac je izabran tako da prolazi kroz mandibulu između dva implantata, gde se očekivano javljaju povišene vrednosti električnog polja.

Slika 5.4.8 - Pravac C_1 za analizu dobijenih rezultata.Slika 5.4.9 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1 .

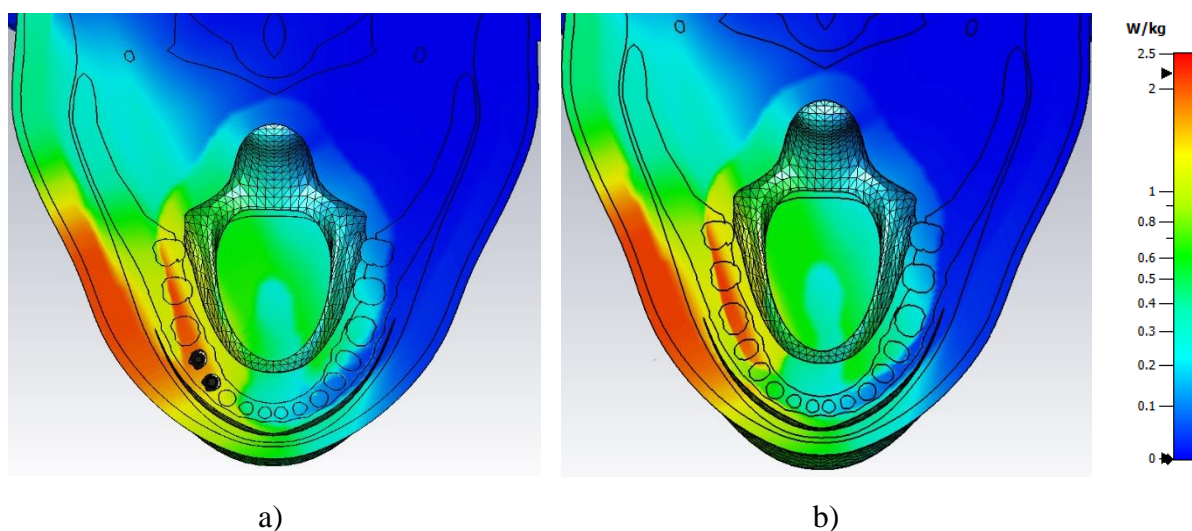
Na osnovu rezultata sa slike 5.4.9 jasno se može uočiti povećanje vrednosti električnog polja unutar mandibule u slučaju modela kod koga su dentalni implantati prisutni. Maksimalna vrednost intenziteta električnog polja na pravcu C_1 u prisustvu implantata iznosi 169.28 V/m što je za 112.10 V/m više u odnosu na model bez implantata gde je maksimalna vrednost 57.18 V/m. Sa prethodne slike takođe je vidljivo da, za razliku od mandibule, prisustvo implantata ne utiče značajno na raspodelu intenziteta električnog polja unutar ostalih tkiva.

5.4.1.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

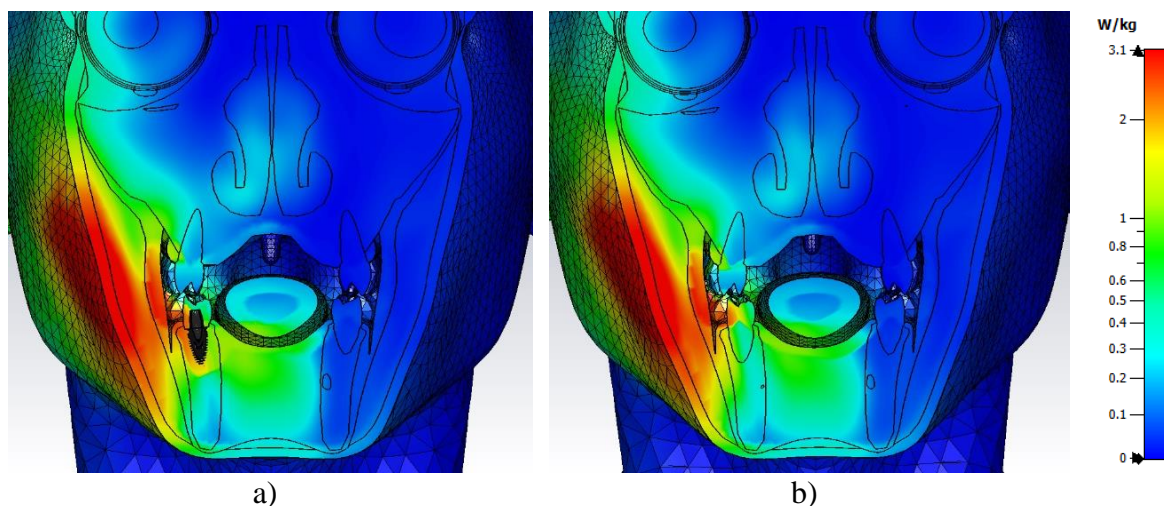
Raspodela SAR_{1g} kao i SAR_{10g} za model sa i model bez dentalnih implantata u sva tri poprečna preseka sa slike 5.4.1 prikazana je na slikama 5.4.10 - 5.4.15 na frekvenciji od 1800 MHz. Zbog lakše uporedne analize rezultata, paleta boja kojom je iskazana vrednost SAR-a, kao i u prethodnim slučajevima podešena je na istu vrednost za oba modela.



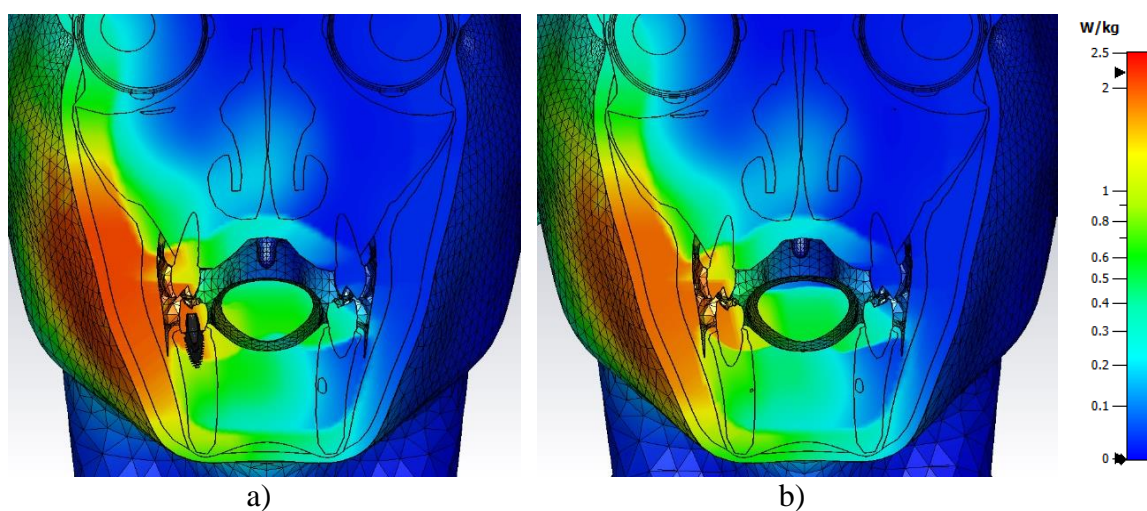
Slika 5.4.10 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



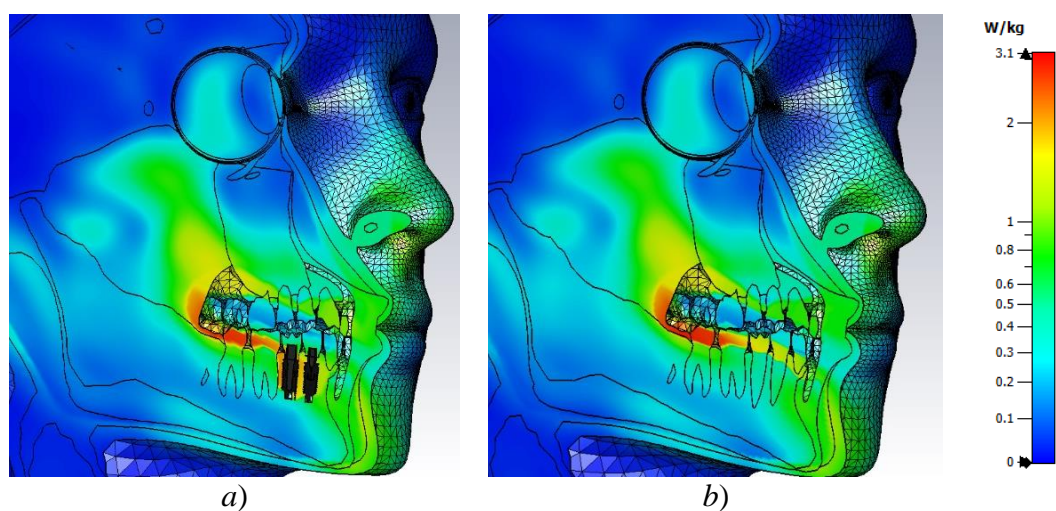
Slika 5.4.11 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



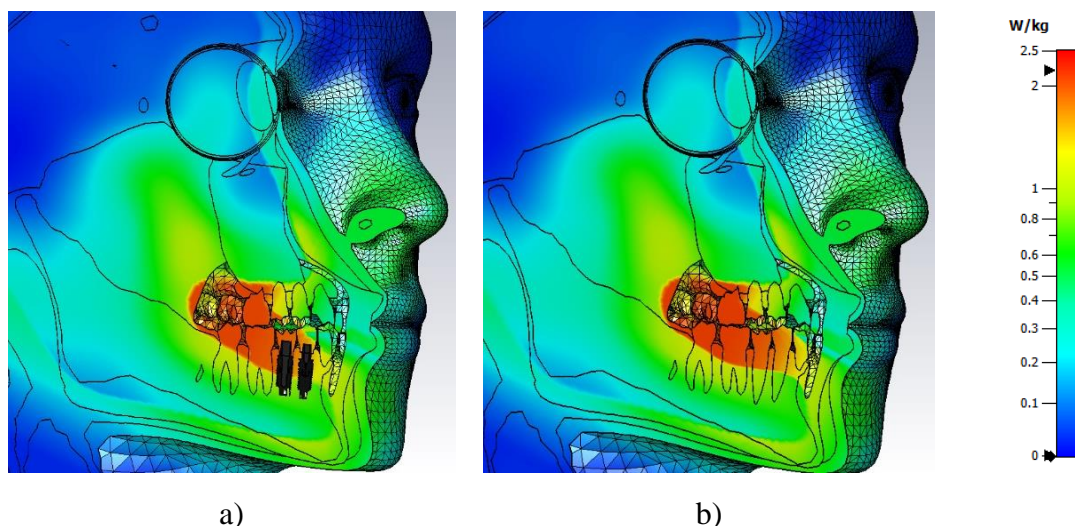
Slika 5.4.12 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.13 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

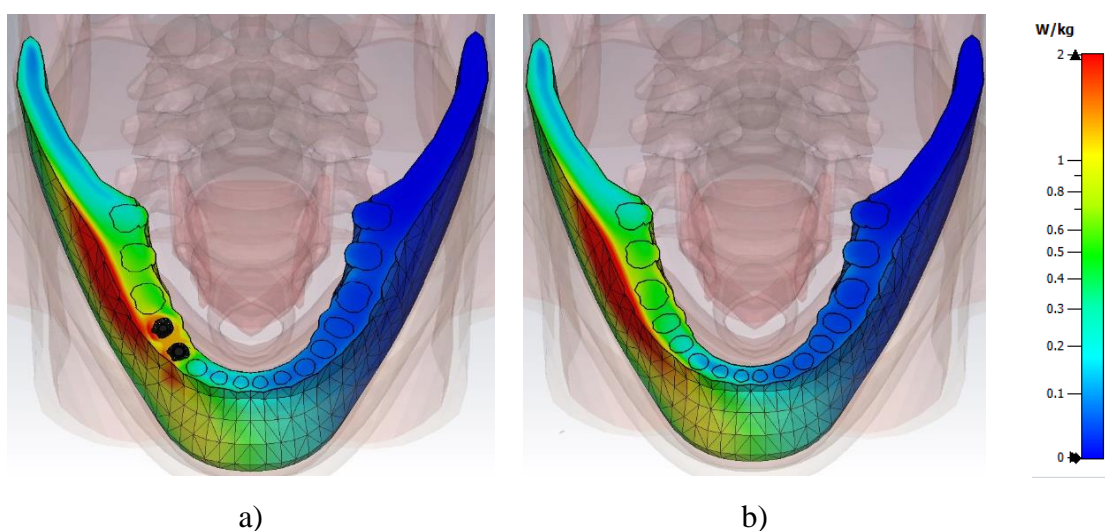


Slika 5.4.14 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

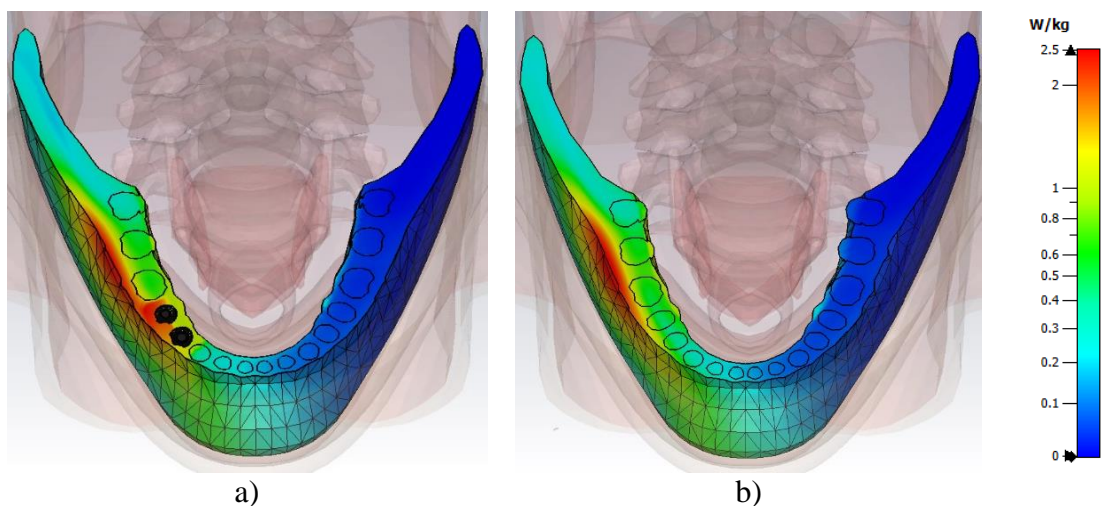


Slika 5.4.15 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

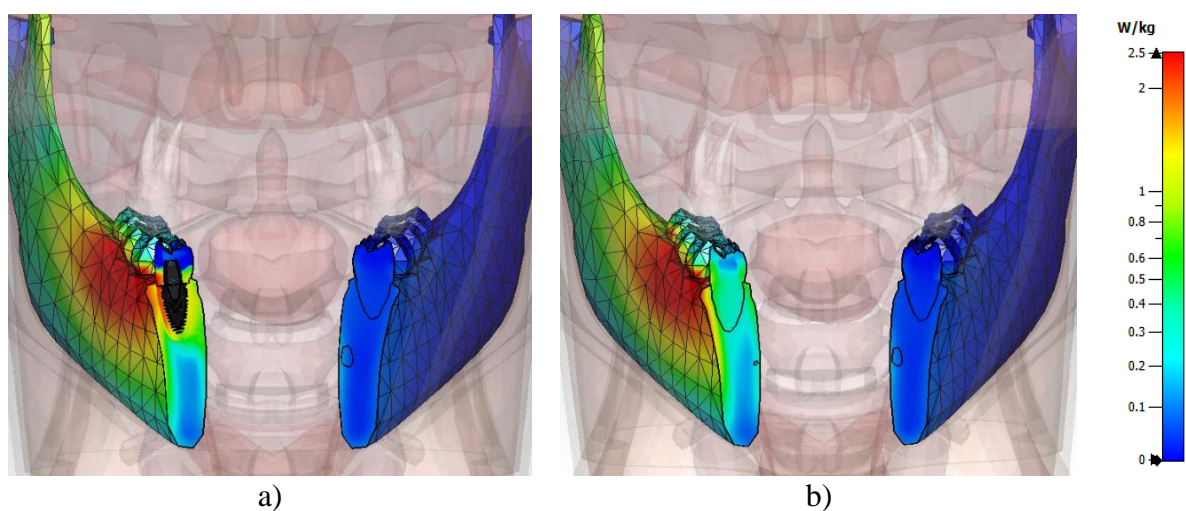
Rezultati prikazani na prethodnim slikama, ukazuju na to da je količina apsorbovane energije, odnosno vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} nešto veće u slučaju modela sa dentalnim implantatima. Povećane vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} u slučaju modela sa dentalnim implantatima primetne su unutar mandibule u okolini implantata. Shodno tome, od interesa je da se izvrši analiza uticaja dentalnih implantata na vrednosti SAR-a unutar same mandibule, pa je prostorna raspodela SAR-a unutar mandibule prikazana na slikama 5.4.16 - 5.4.21. Prikazani su samo rezultati raspodele vrednosti SAR_{1g} i $SAR_{0.1g}$ jer je masa cele mandibule oko 85g, pa analiza raspodele vrednosti SAR_{10g} nema velikog značaja.



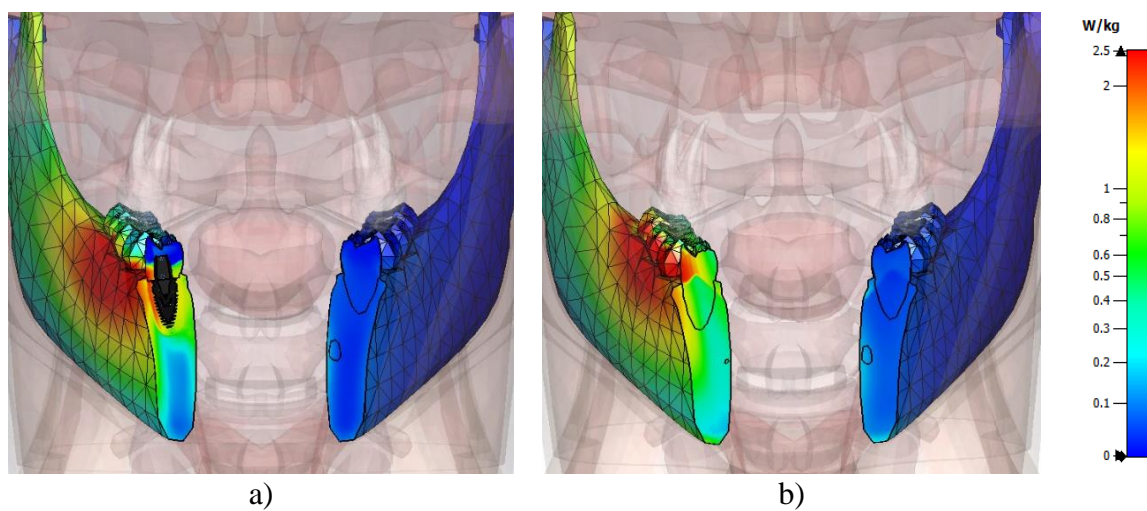
Slika 5.4.16 - Prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$ [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku A kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



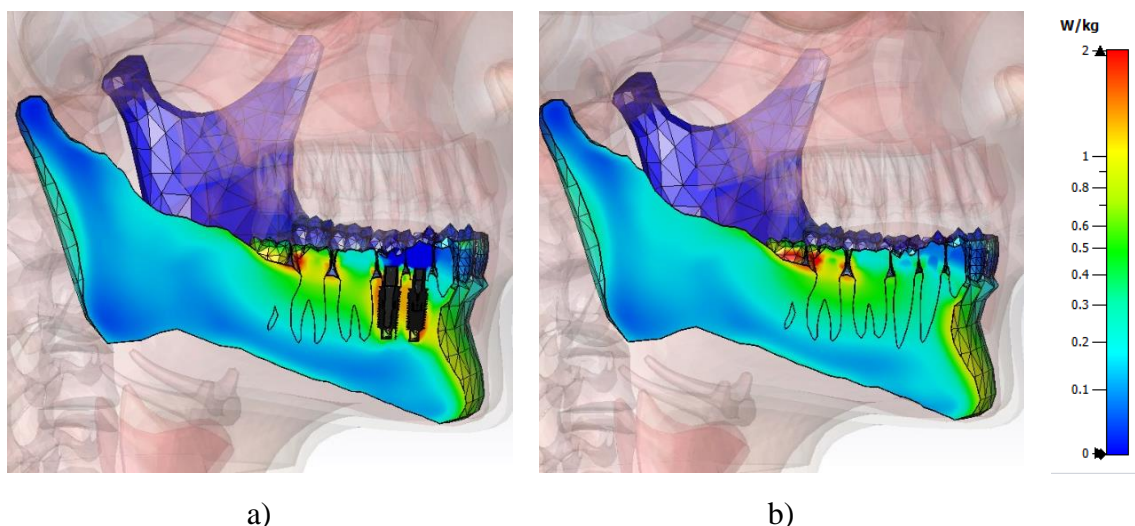
Slika 5.4.17 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku A kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



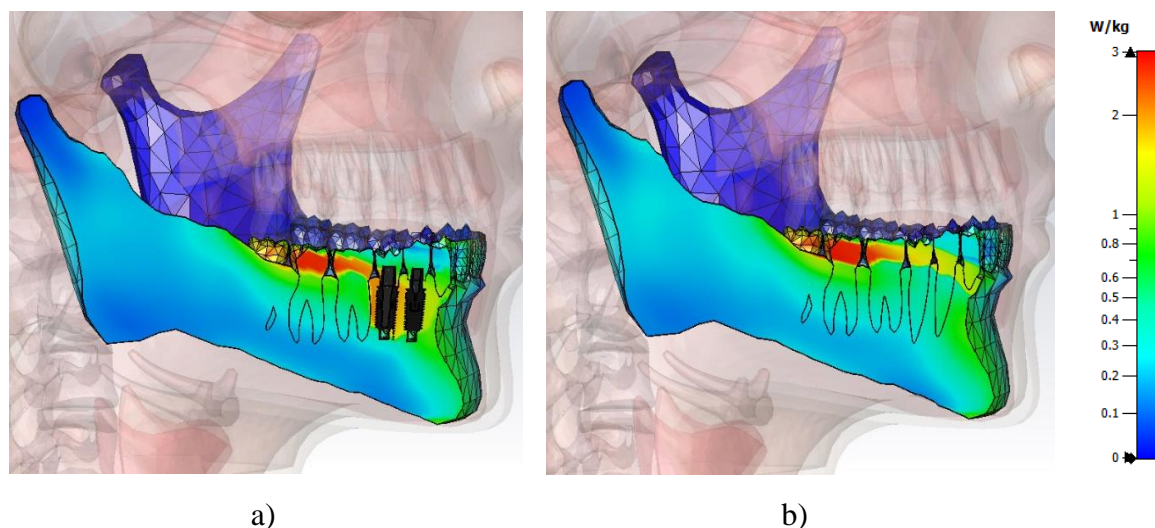
Slika 5.4.18 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku B kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.19 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku B kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.20 - Prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$ [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku C kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



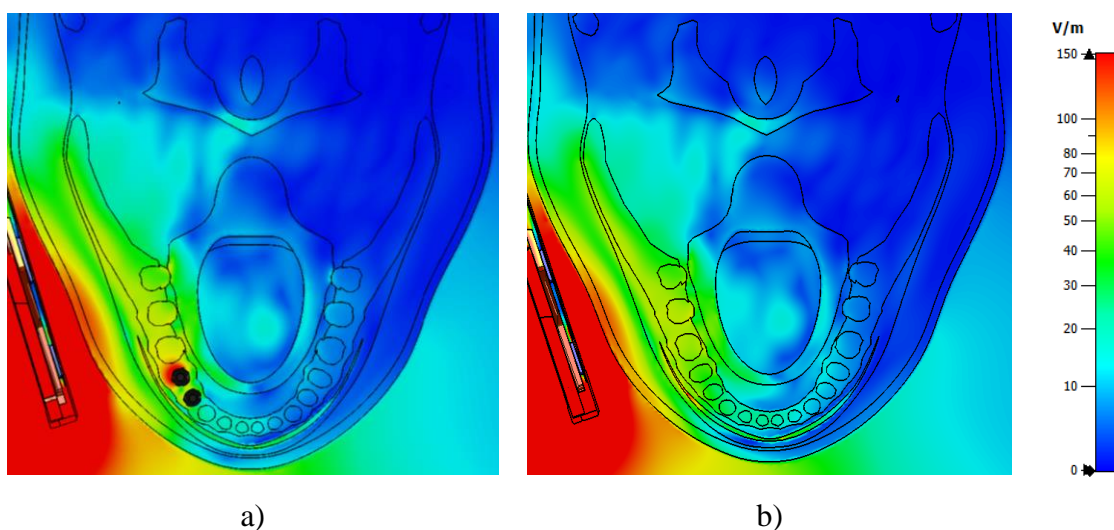
Slika 5.4.21. Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku C kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

Na osnovu dobijenih rezultata za vrednosti $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} prikazanih na prethodnim slikama (5.4.16 - 5.4.21), može se uočiti da više vrednosti $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} postoje unutar mandibule neposredno pored implantata. Maksimalne vrednosti $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} u okolini implantata su 2.14 W/kg i 2.43 W/kg respektivno. To je 2.18 puta ($SAR_{0.1g}$) odnosno 1.91 puta (SAR_{1g}) više od vrednosti dobijenih simulacijom numeričkog modela bez prisustva implantata.

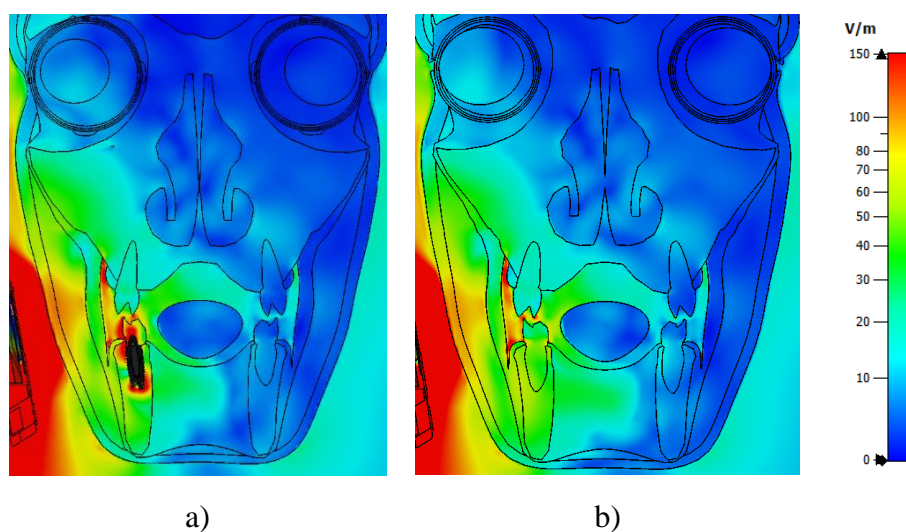
5.4.2 Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže

5.4.2.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

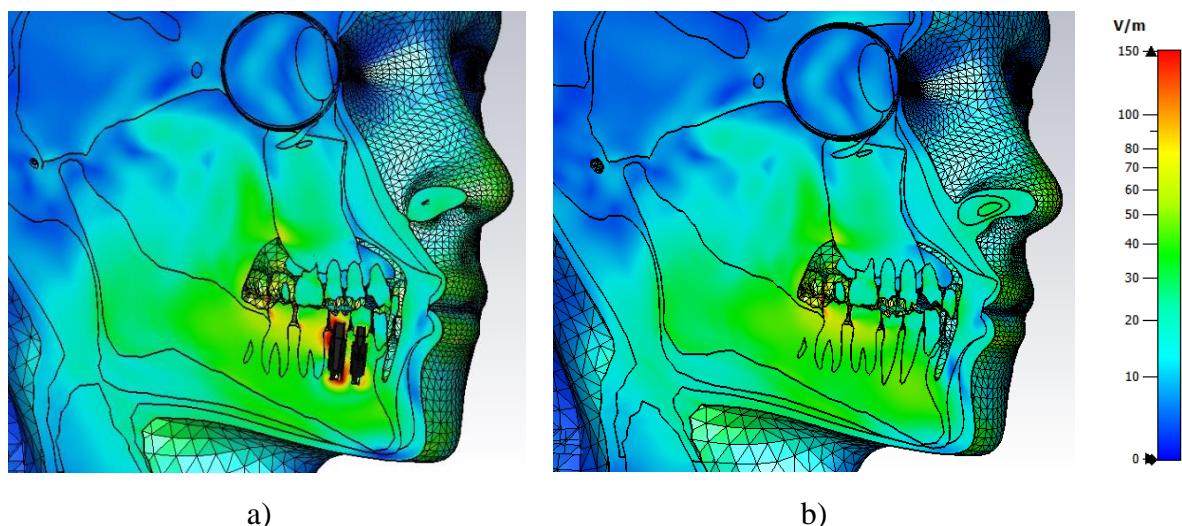
Uporedni prikaz prostorne raspodele električnog polja unutar modela sa implantatima i modela bez implantata, za frekvenciju od 2600 MHz, dat je na slikama 5.4.22 - 5.4.24 za sva tri ranije definisana poprečna preseka. I u ovom slučaju, maksimalna vrednost električnog polja na paleti boja podešena na istu vrednost za oba modela radi lakše uporedne analize.



Slika 5.4.22 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

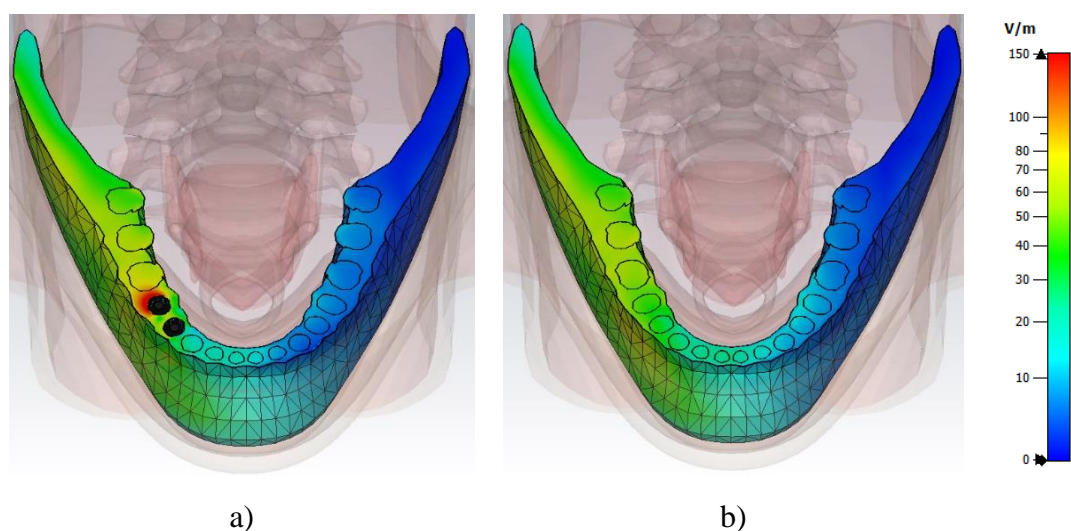


Slika 5.4.23 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

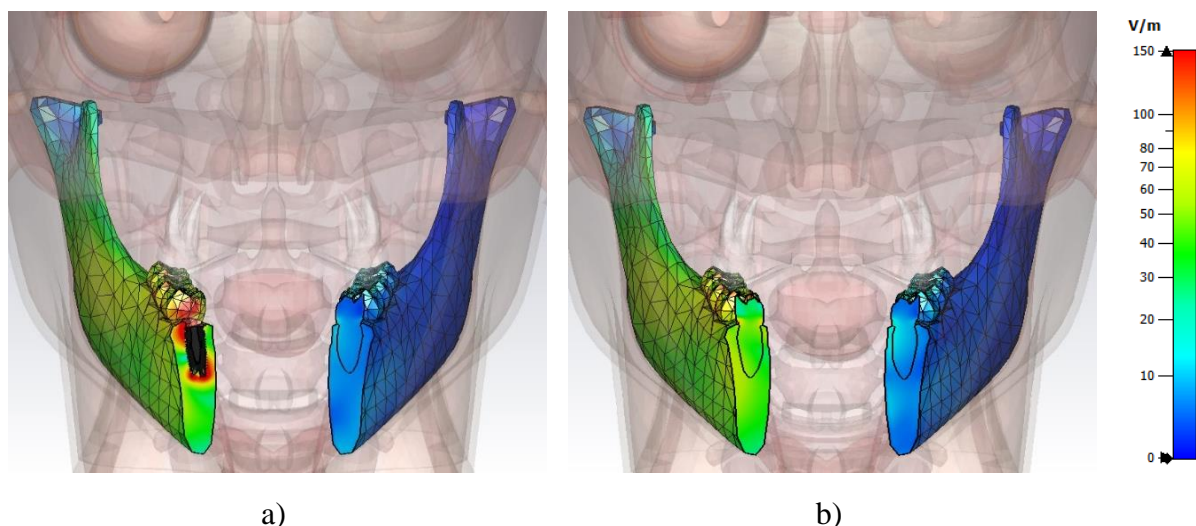


Slika 5.4.24 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

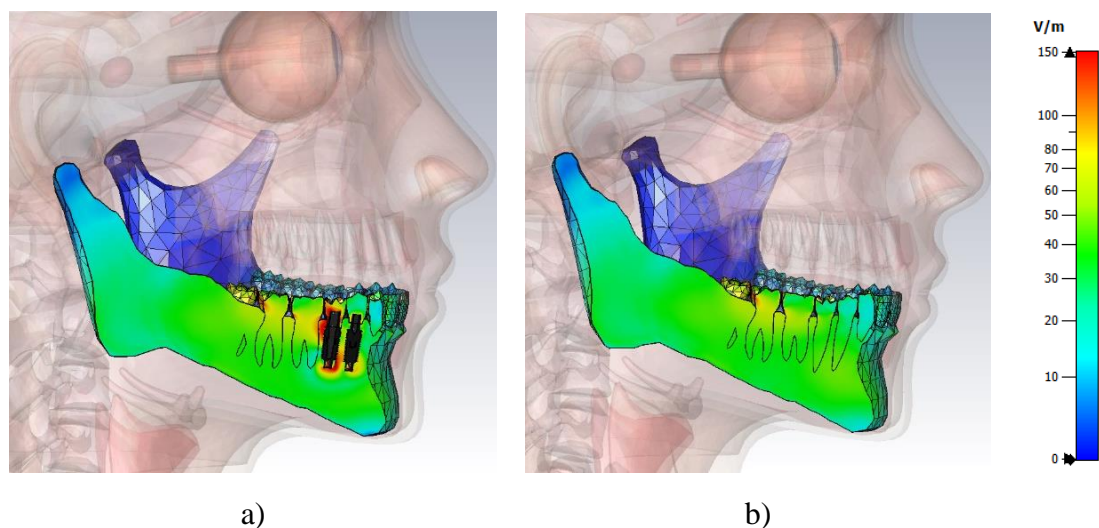
Sa prethodnih slika može se uočiti da se povišene vrednosti intenziteta električnog polja javljaju unutar modela sa dentalnim implantatima. Ove povišene vrednosti se, kao i u slučaju frekvencije od 1800 MHz, javljaju u okolini samih implantata unutar mandibule. Shodno tome, na narednim slikama (5.4.25 - 5.4.27) biće dat uporedni prikaz prostorne raspodele električnog polja unutar same mandibule u slučaju modela sa i modela bez dentalnih implantata za sva tri poprečna preseka sa slike 5.4.1.



Slika 5.4.25 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar mandibule u poprečnom preseku A kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

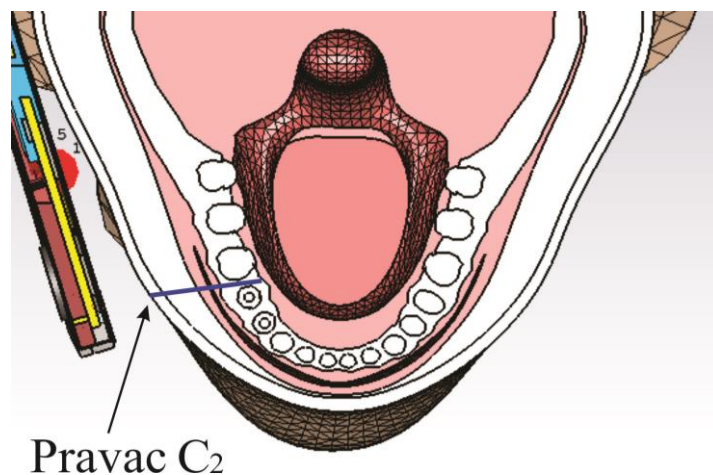
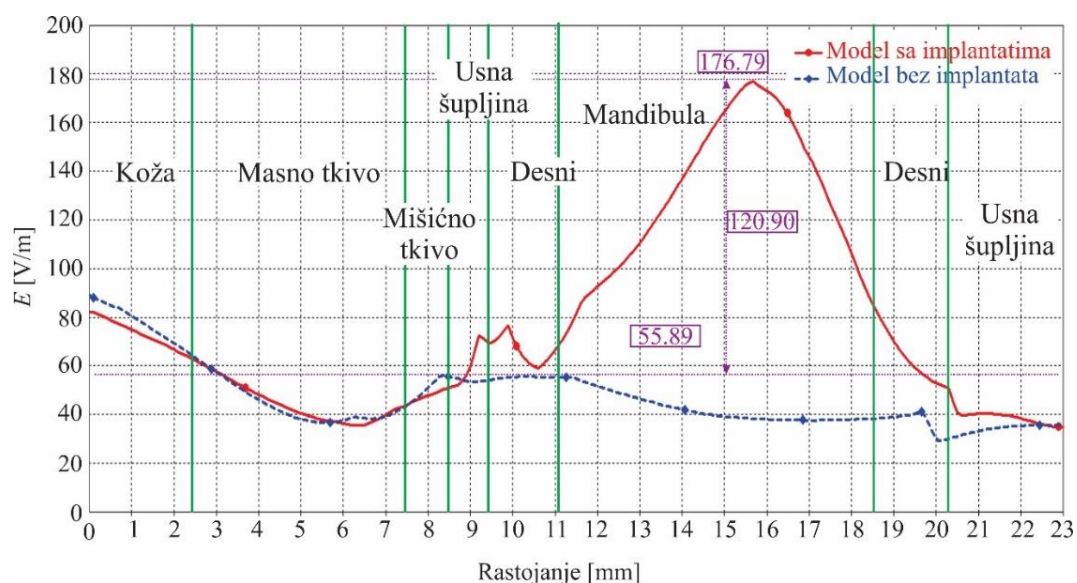


Slika 5.4.26 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar mandibule u poprečnom preseku B kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.27 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] unutar mandibule u poprečnom preseku C kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

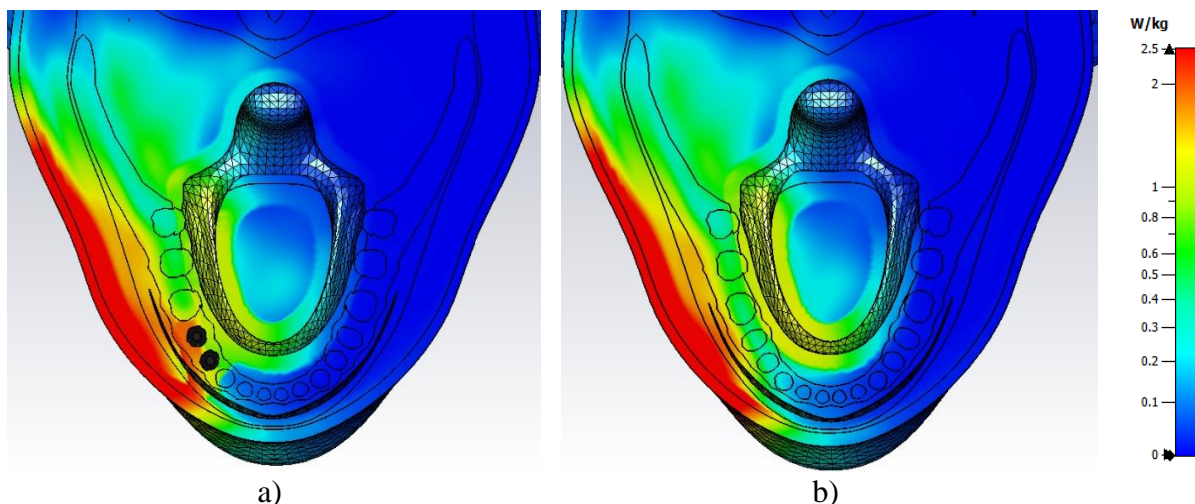
Grafici i prikazi sa prethodnih slika upućuju na zaključak da prisustvo dentalnih implantata u mandibuli uzrokuje povećanja intenziteta električnog polja unutar mandibule. Radi jednostavnije uporedne analize dobijenih rezultata u slučaju modela sa i bez implantata, na slici 5.4.29 data je zavisnost intenziteta električnog polja u funkciji rastojanja od izvora zračenja duž pravca prikazanog na slici 5.4.28. Ovaj pravac je izabran tako da prolazi kroz mandibulu u regionu gde dolazi do povećanja vrednosti intenziteta električnog polja.

Slika 5.4.28. Pramac C₂ za analizu dobijenih rezultata.Slika 5.4.29 - Intenzitet električnog polja E [V/m] duž pravca C₂.

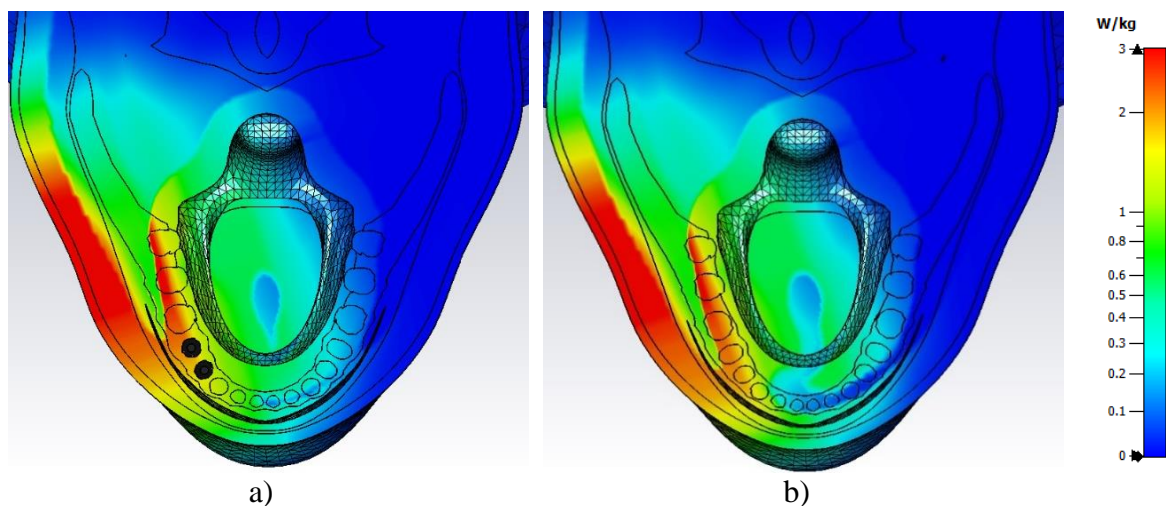
Poređenjem grafika sa slike 5.4.29, uočava se da se povišene vrednosti električnog polja unutar mandibule javljaju u slučaju modela sa dentalnim implantatima. Maksimalna vrednost intenziteta električnog polja na pravcu C₂ u prisustvu implantata iznosi 176.79 V/m što je za 120.90 V/m više u odnosu na model bez implantata gde je maksimalna vrednost polja 55.89 V/m. U slučaju ostalih tkiva, vrednosti električnog polja za model sa i bez implantata ne razlikuju se u značajnijoj meri.

5.4.2.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

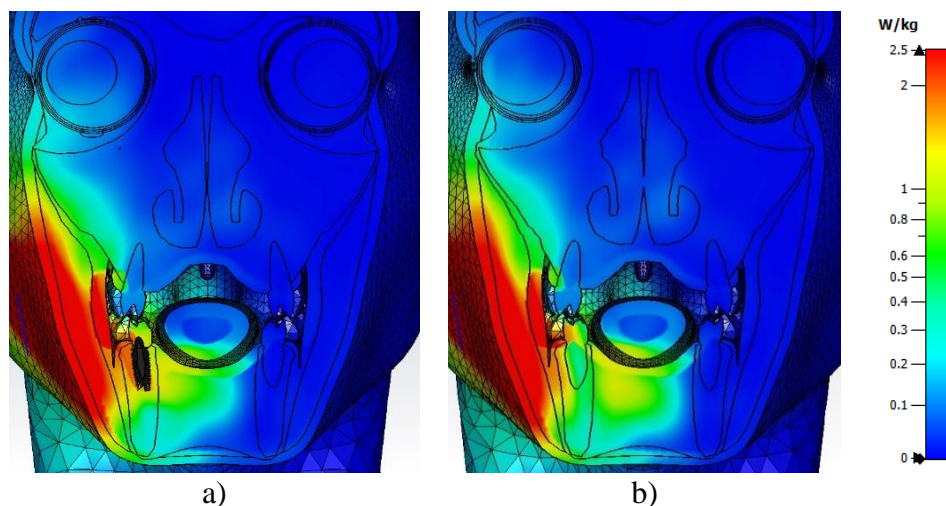
Raspodela SAR_{1g} i SAR_{10g} za model sa i model bez dentalnih implantata u sva tri poprečna preseka (slika 5.4.1) prikazana je na slikama 5.4.30 - 5.4.35 na frekvenciji od 2600 MHz. Maksimalna vrednost SAR-a na paleti boja podešena je na istu vrednost za oba modela.



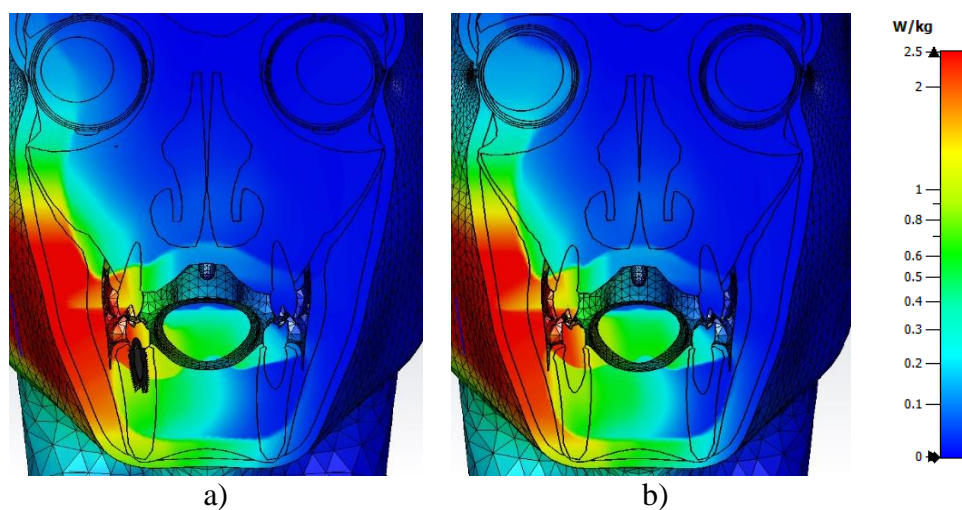
Slika 5.4.30 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



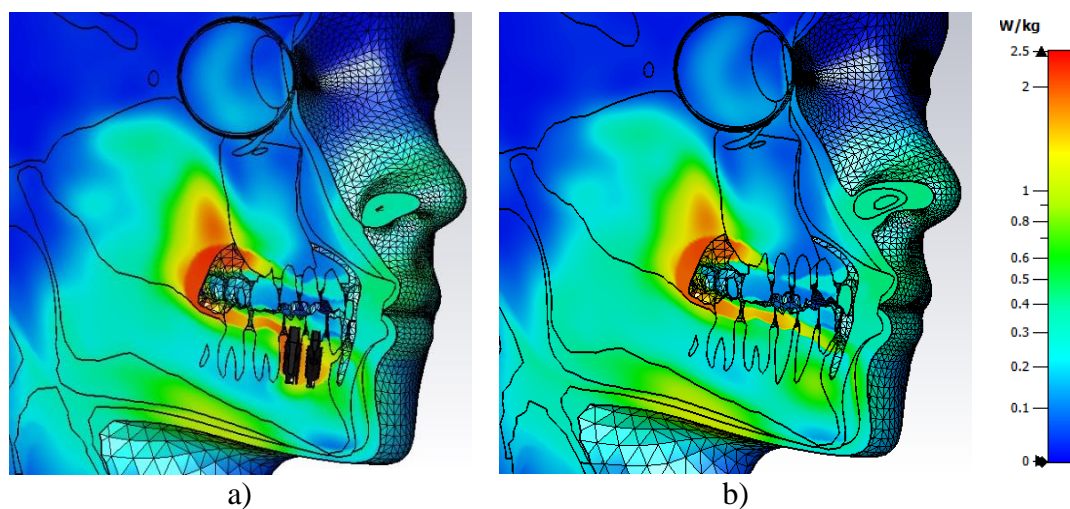
Slika 5.4.31 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku A unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



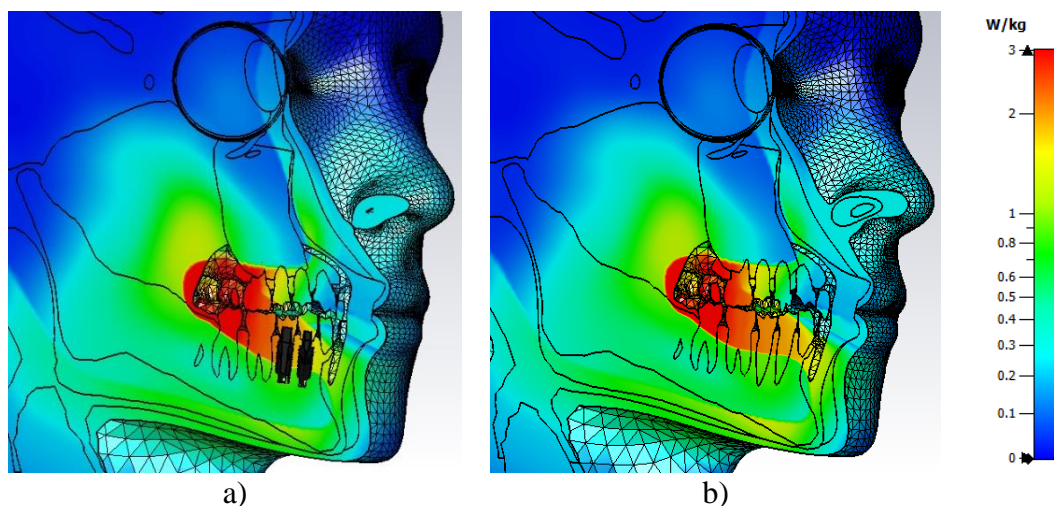
Slika 5.4.32 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.33 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku B unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

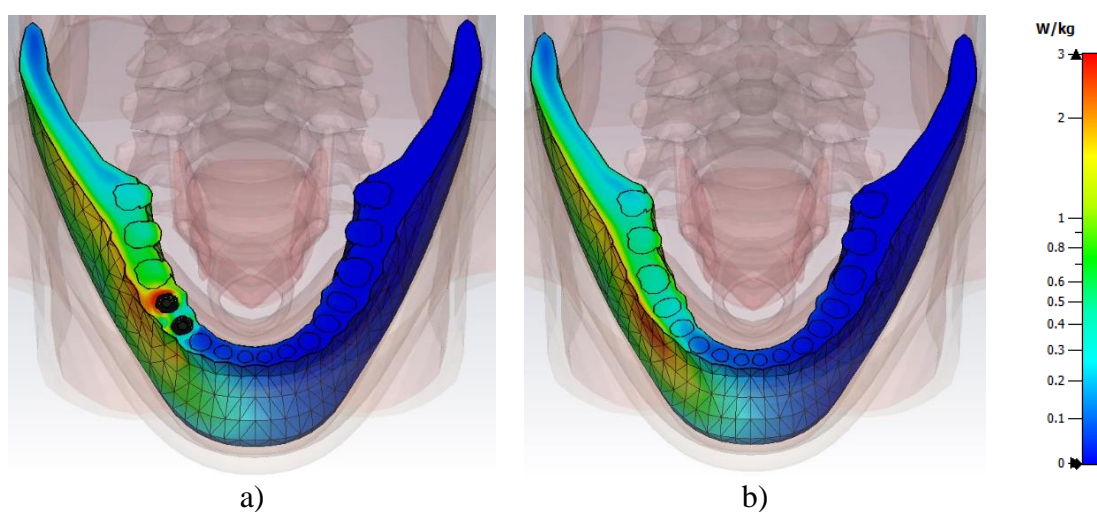


Slika 5.4.34 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

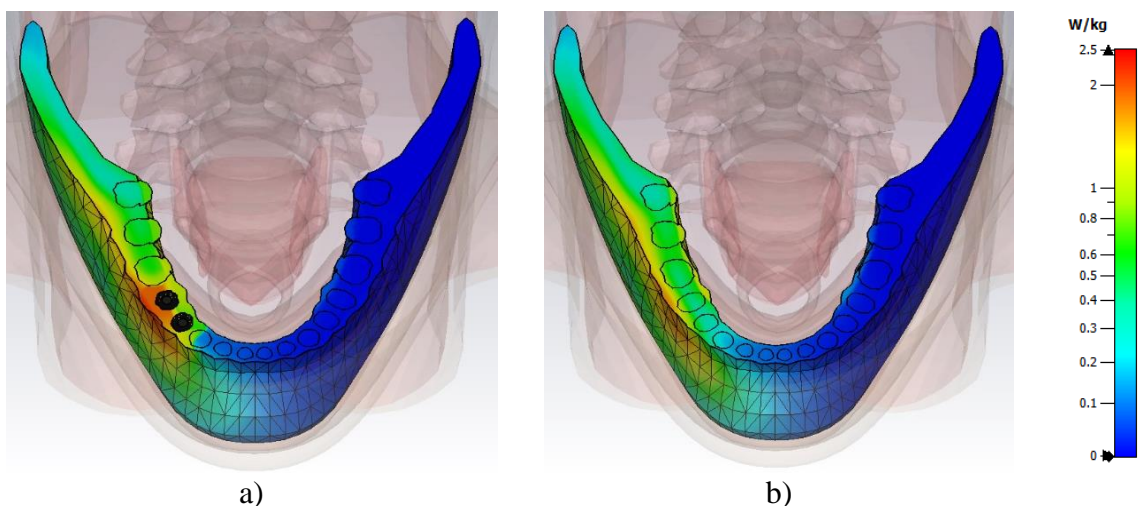


Slika 5.4.35 - Prostorna raspodela SAR_{10g} [W/kg] u poprečnom preseku C unutar modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

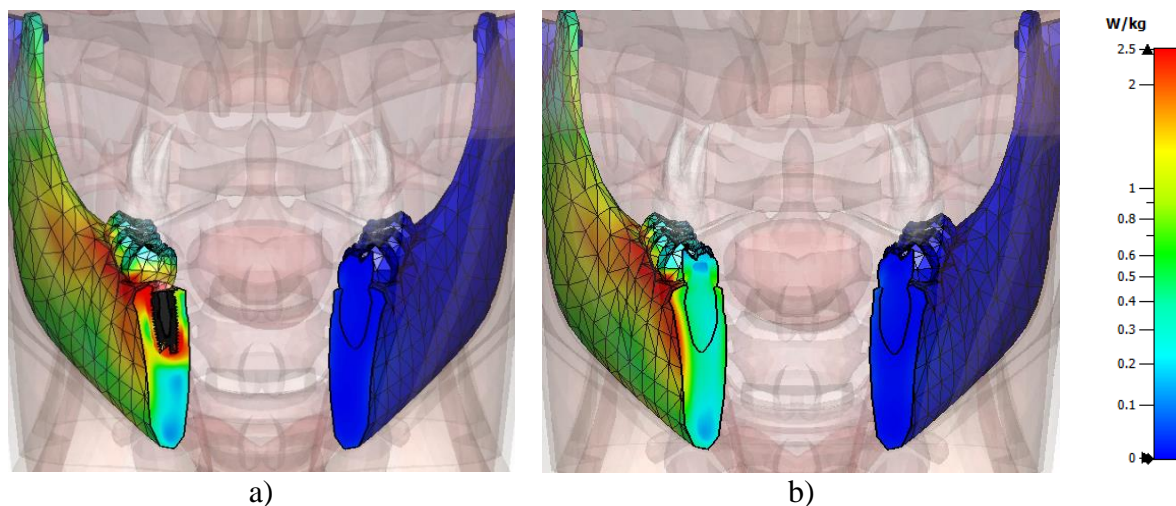
Na osnovu rezultata prikazanih na prethodnim slikama, može se primetiti da je količina apsorbovane energije, odnosno vrednost SAR_{1g} i SAR_{10g} nešto veća kada je u pitanju model sa dentalnim implantatima. Povećana vrednost SAR_{1g} i SAR_{10g} u slučaju modela sa dentalnim implantatima javlja se takođe unutar mandibule u okolini implantata. Zato je, kao i u prethodnim slučajevima, od interesa da se izvrši uporedna analiza dobijenih rezultata za SAR unutar same mandibule za oba modela. Prostorna raspodela SAR-a unutar mandibule prikazana je na slikama 5.4.36 - 5.4.41. Data je raspodela vrednosti SAR_{1g} i $SAR_{0.1g}$ jer je masa mandibule, kao što je već ranije rečeno, mala (oko 85g) pa analiza raspodela vrednosti SAR_{10g} ne bi dala preciznu sliku odstupanja vrednosti količine apsorbovane energije za ova dva modela.



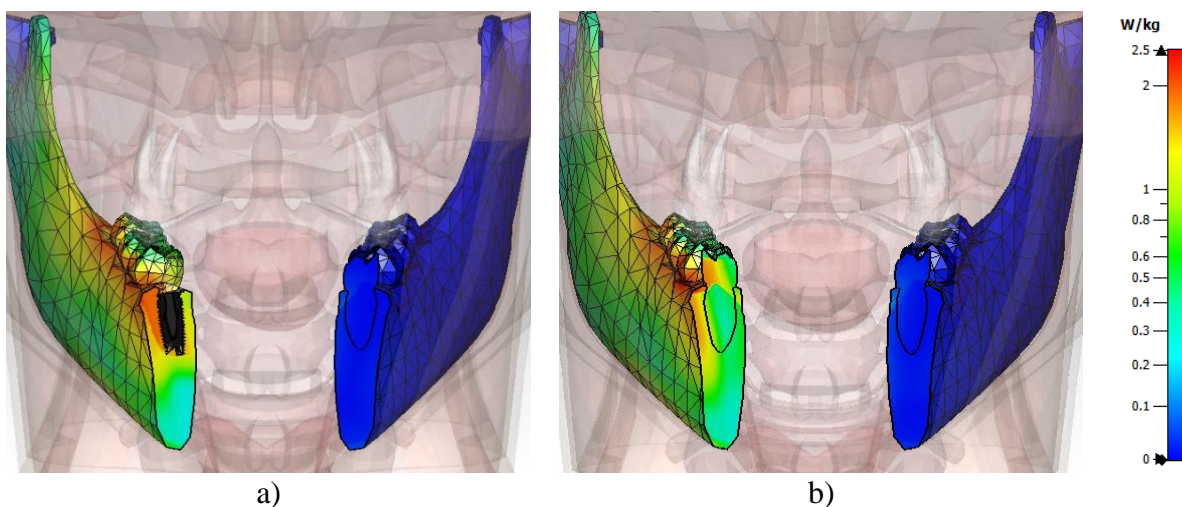
Slika 5.4.36 - Prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$ [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku A kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



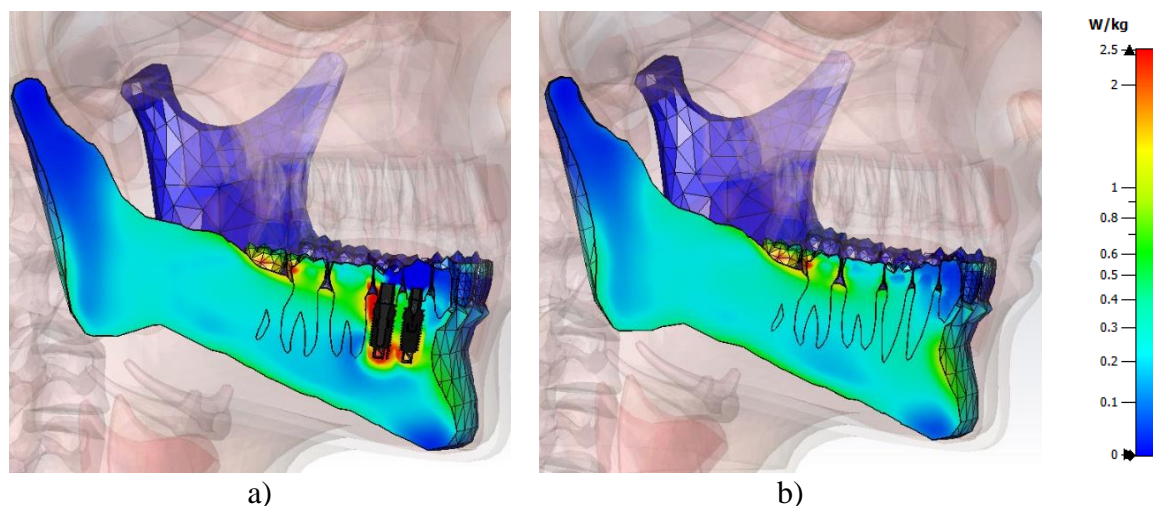
Slika 5.4.37 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku A kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



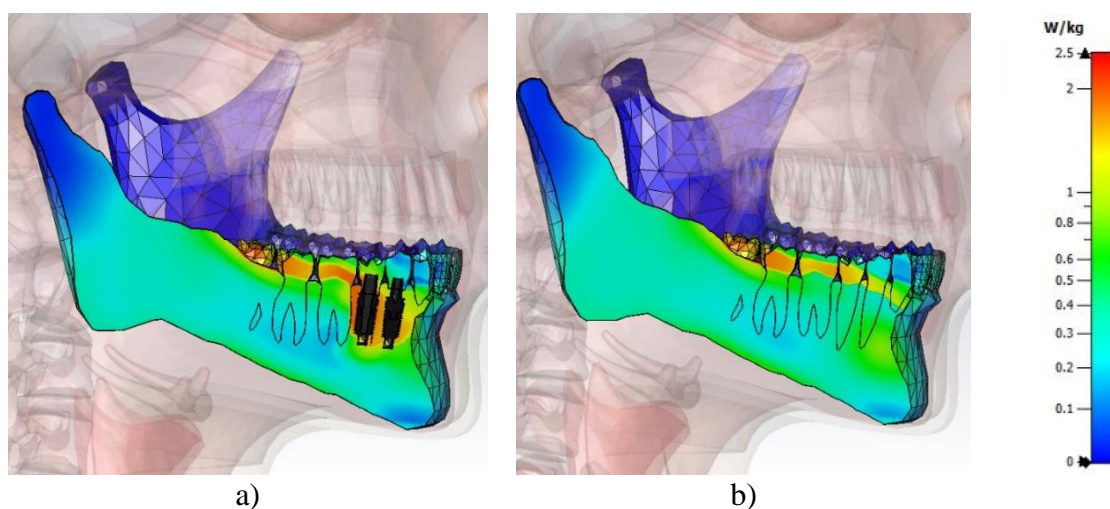
Slika 5.4.38 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku B kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.39 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku B kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.40 - Prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$ [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku C kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.



Slika 5.4.41 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] unutar mandibule u poprečnom preseku C kod modela glave: a) sa dentalnim implantatima i b) bez dentalnih implantata.

Dobijeni rezultati za $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} prikazani na prethodnim slikama jasno ukazuju na to da povišene vrijednosti $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} nastaju unutar mandibule neposredno uz implantat. Maksimalne vrijednosti $SAR_{0.1g}$ i SAR_{1g} u okolini implantata su 2.77 W/kg i 2.26 W/kg respektivno, što je 3.01 puta ($SAR_{0.1g}$), odnosno 2.62 puta (SAR_{1g}) veće u odnosu na odgovarajuće vrijednosti dobijene za model bez implantata.

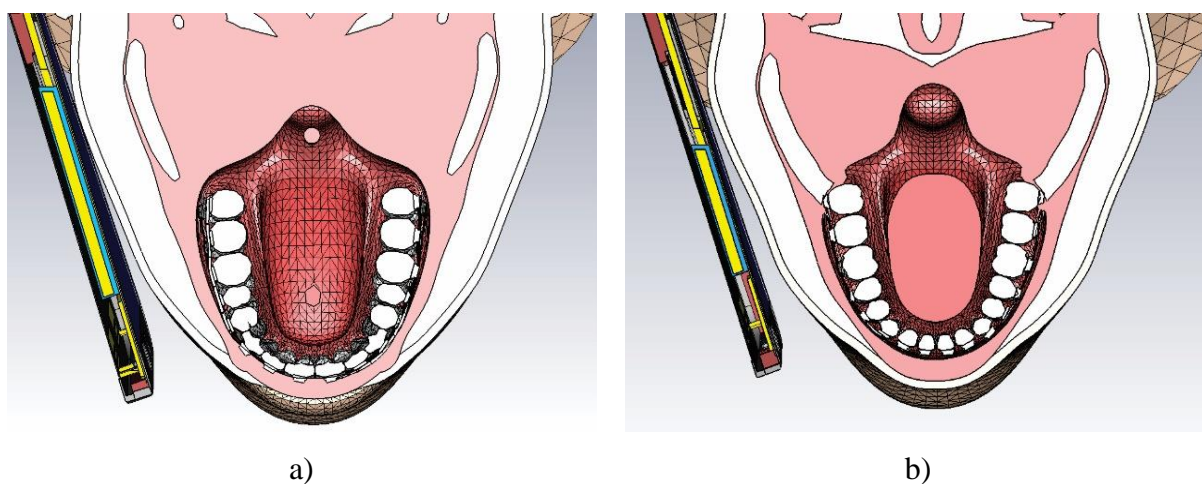
Ukupna analiza prethodno izloženih rezultata za intenzitet električnog polja i količine apsorbovane energije unutar tkiva u okolini dentalnih implantata, daje mesta zaključku da prisustvo dentalnog implantata dovodi do povećanja maksimalnih vrijednosti kako električnog polja tako i vrijednosti SAR-a unutar mandibule za obe vrijednosti frekvencije korišćene u okviru simulacija (1800 MHz i 2600 MHz).

5.5 Fiksna zubna proteza

Fiksne zubne proteze koriste se u ortodonciji za ispravljanje zuba i njihovog postavljanje u ispravan položaj. Njihova svrha nije samo estetska, već i obezbeđenje opšteg zdravlja zuba, desni i vilice. Proteze su formirane od bravice i luka (žice) koji ih povezuje.

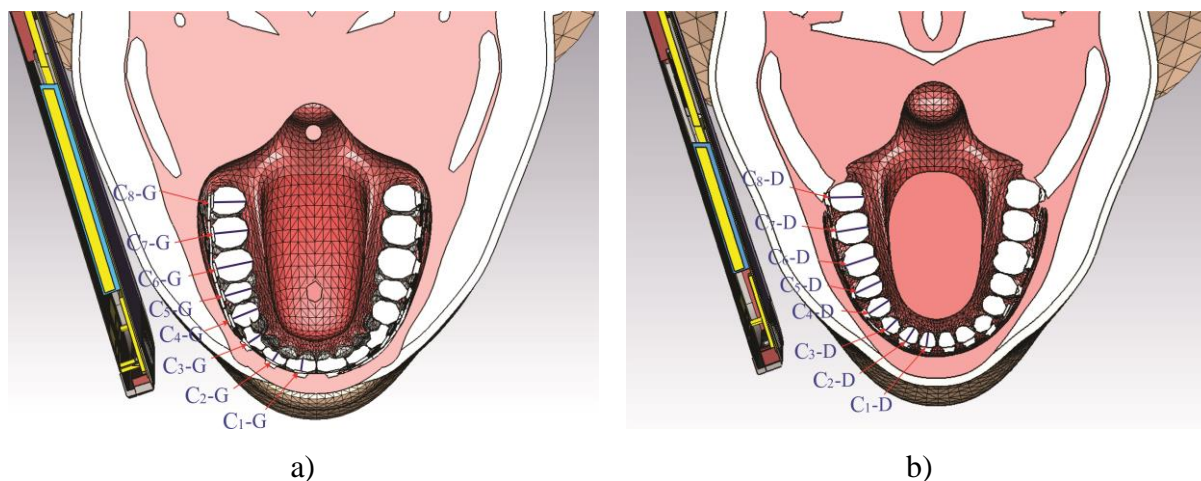
Kako bi se odredio uticaj fiksne zubne proteze na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnog telefona, neophodno je da se izvrši uporedna analiza vrednosti intenziteta električnog polja kao i vrednosti SAR-a unutar gornjih i donjih zuba na strani mobilnog telefona kod modela sa i bez fiksne zubne proteze.

Prostorna raspodela električnog polja i SAR-a biće prikazana u poprečnim presecima prikazanim na slici 5.5.1 u nivou gornje i donje fiksne zubne proteze.



Slika 5.5.1 - Poprečni preseki modela glave za analizu dobijenih rezultata u slučaju fiksne zubne proteze: a) presek u nivou gornje proteze i b) presek u nivou donje proteze.

Intenzitet električnog polja i vrednost SAR-a su određeni za svaki zub pojedinačno na strani mobilnog telefona, duž linija sa slike 5.5.2 koje se prostiru kroz zube u nivou gornje i donje proteze.

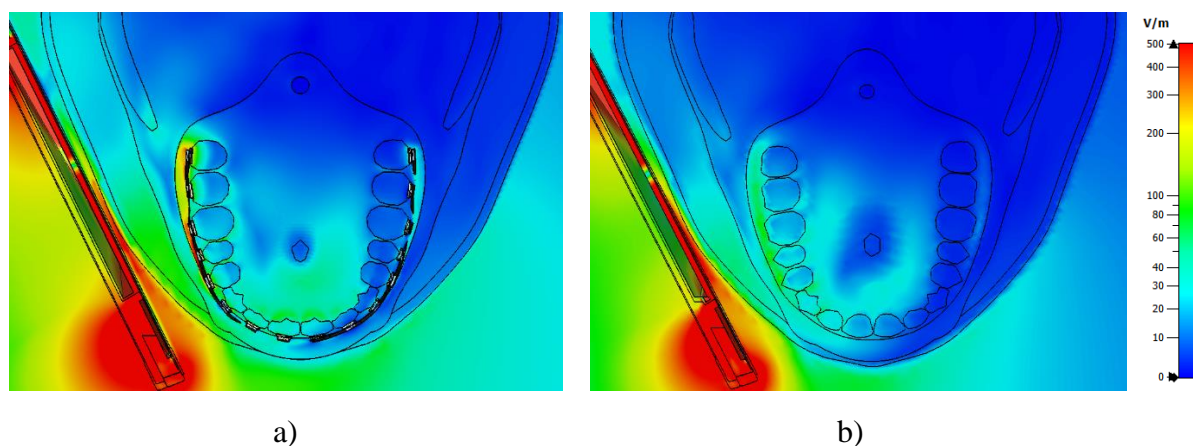


Slika 5.5.2 - Pravci za analizu dobijenih rezultata: a) kroz gornje zube i b) kroz donje zube.

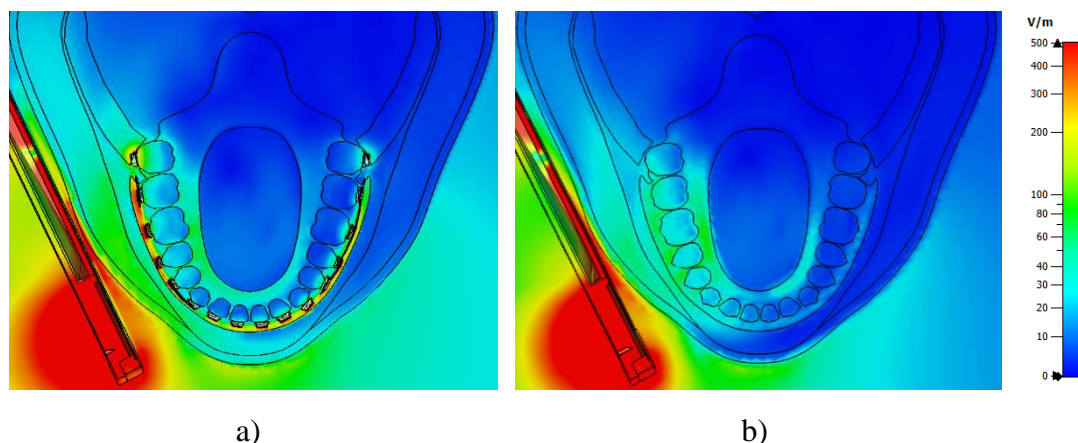
5.5.1 Električno polje i SAR na frekvenciji 3G mobilne mreže

5.5.1.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

Na slikama 5.5.3 i 5.5.4 dat je uporedni prikaz prostorne raspodele električnog polja unutar modela sa protezom (leva strana slike) i modela bez proteze (desna strana slike) u poprečnim presecima u nivou gornje i donje proteze respektivno. Paleta boja koja odgovara jačini električnog polja podešena je na istu vrednost za oba modela.



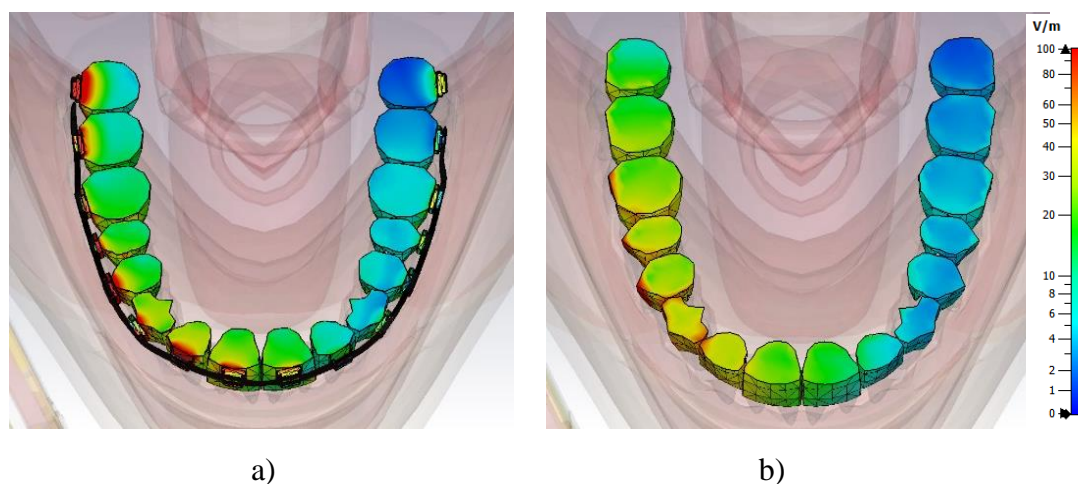
Slika 5.5.3 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] za poprečni presek u nivou gornjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.



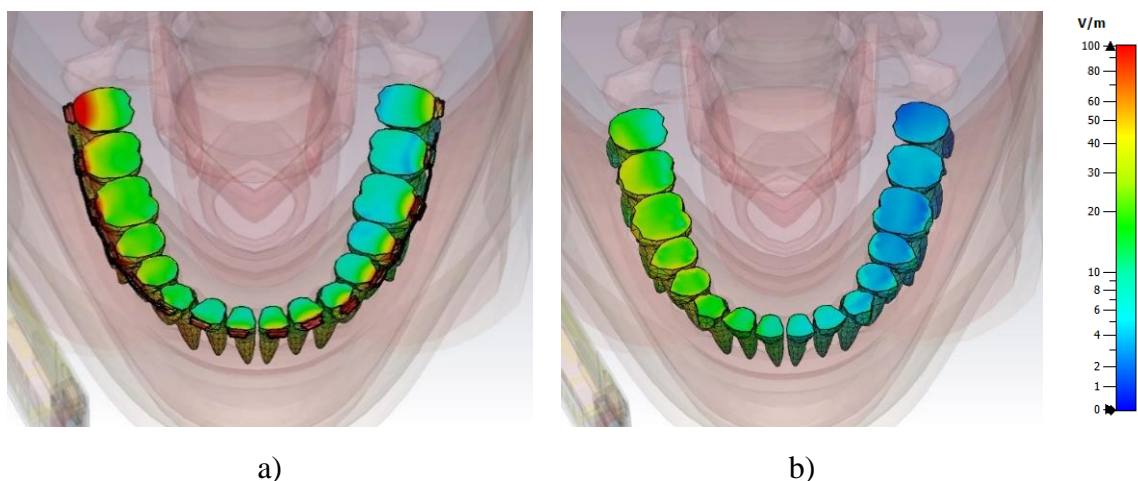
Slika 5.5.4 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] za poprečni presek u nivou donjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

Sa prethodnih slika, jasno se može uočiti da se u slučaju modela kod koga je prisutna fiksna zubna proteza javljaju više vrednosti električnog polja u okolini proteze.

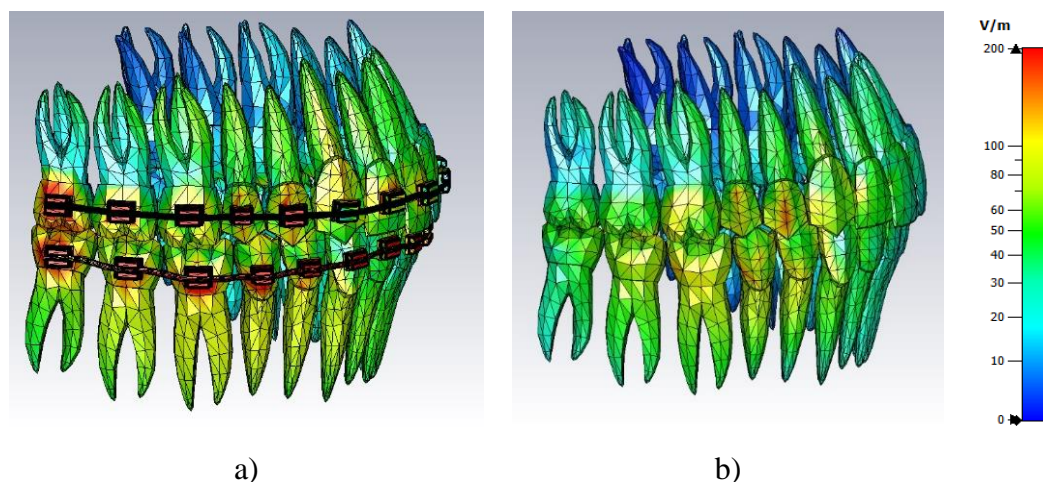
Prostorna raspodela električnog polja kroz zube za oba modela u nivou gornje i donje fiksne zubne proteze prikazana je na slikama 5.5.5 i 5.5.6 respektivno, dok je uporedni prikaz intenziteta električnog polja na površini zuba oba modela dat na slici 5.5.7.



Slika 5.5.5 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] kroz gornje zube unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.



Slika 5.5.6 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] kroz donje zube unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.



Slika 5.5.7 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] na površini zuba kod modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

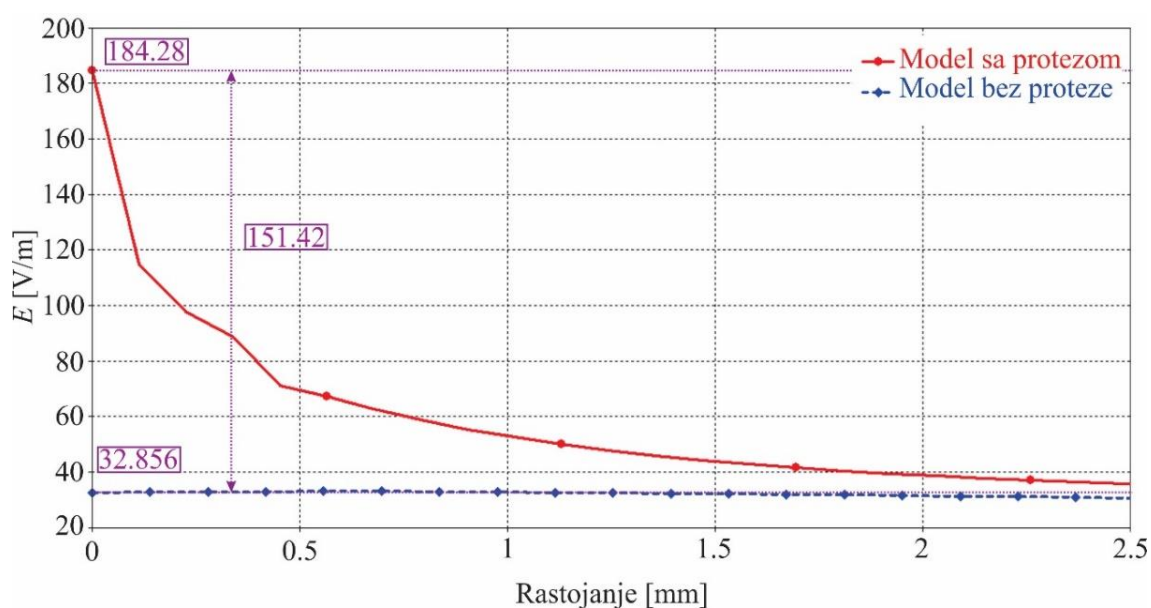
Na osnovu dobijenih rezultata za vrednost intenziteta električnog polja unutar gornjih zuba (Slika 5.5.5), može se primetiti značajno povećanje električnog polja unutar zuba u slučaju modela sa fiksnom zubnom protezom. Povećane vrednosti električnog polja su najuočljivije unutar zuba koji se nalaze na istoj strani gde i izvor elektromagnetskog zračenja, odnosno mobilni telefon. Ovo je i očekivano jer su ovi zubi najizloženiji RF zračenju mobilnog telefona, pa je jačina električnog polja, kao i dubina prodiranja elektromagnetskog talasa veća u oblastima bližim anteni mobilnog telefona.

Sličan zaključak se može doneti i kada se izvrši analiza vrednosti intenziteta električnog polja unutar donjih zuba (Slika 5.5.6) za oba modela. U ovom preseku, takođe se

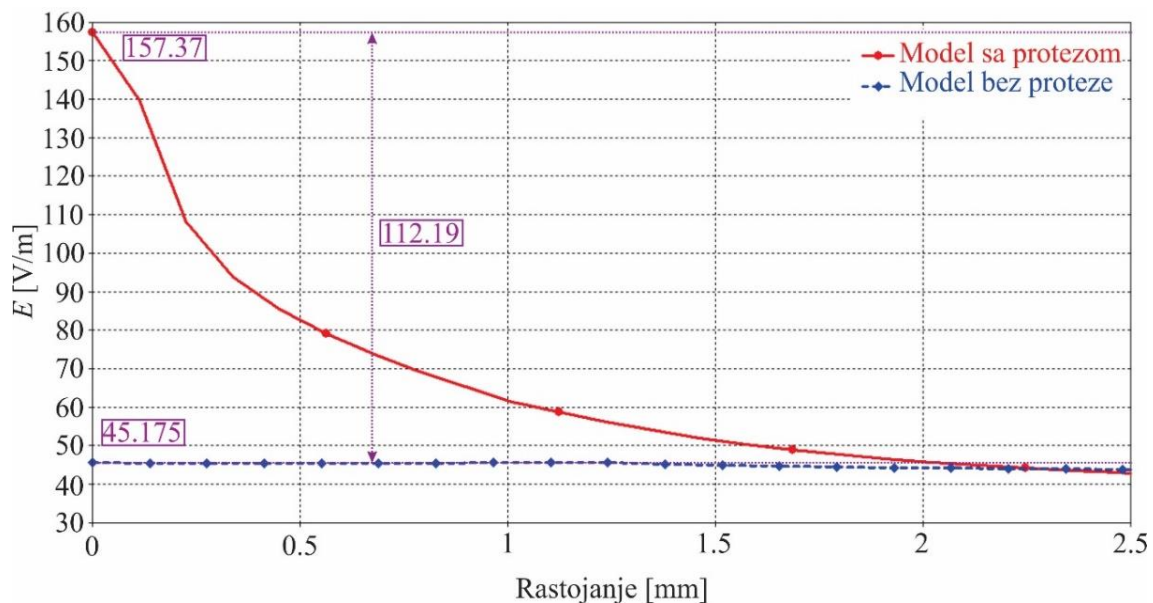
moгу uočiti povećane vrednosti električnog polja unutar zuba u slučaju modela sa fiksnom zubnom protezom.

Na graficima sa slike 5.5.7, takođe se može videti da povećanje vrednosti intenziteta električnog polja postoji na površini zuba u prisustvu proteze.

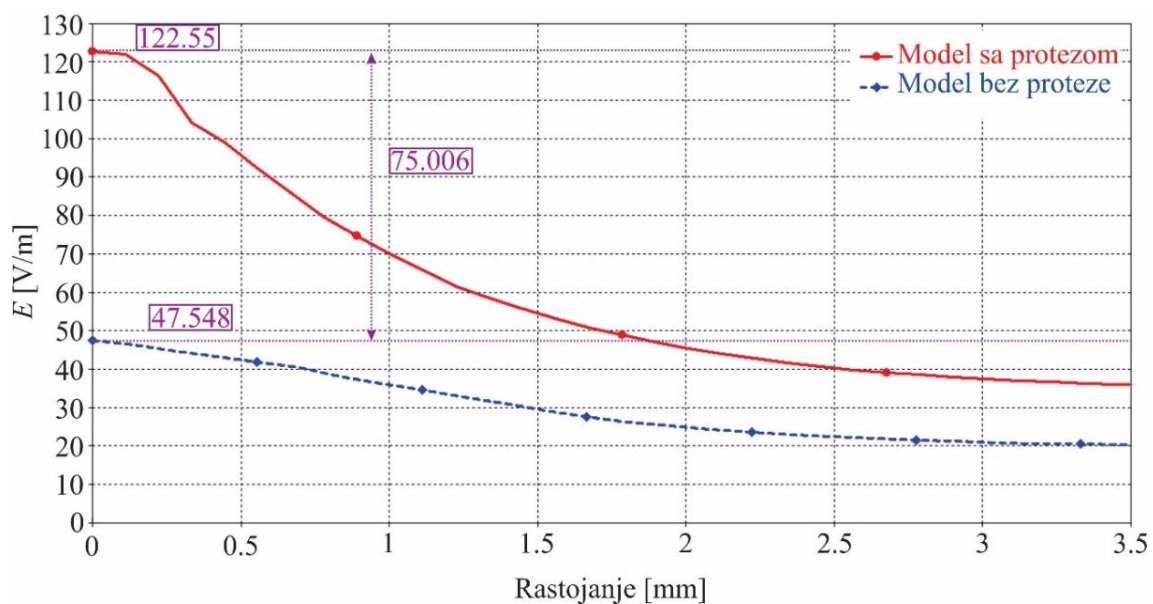
Na slikama 5.5.8 - 5.5.23 prikazana je zavisnost intenziteta električnog polja unutar zuba oba modela u funkciji rastojanja od izvora zračenja, za pravce prikazane na slici 5.5.2. Dobijene vrednosti odgovaraju vrednostima intenziteta električnog polja u gornjim i donjim zubima koji se nalaze na strani mobilnog telefona i koji su najizloženiji zračenju mobilnog telefona.



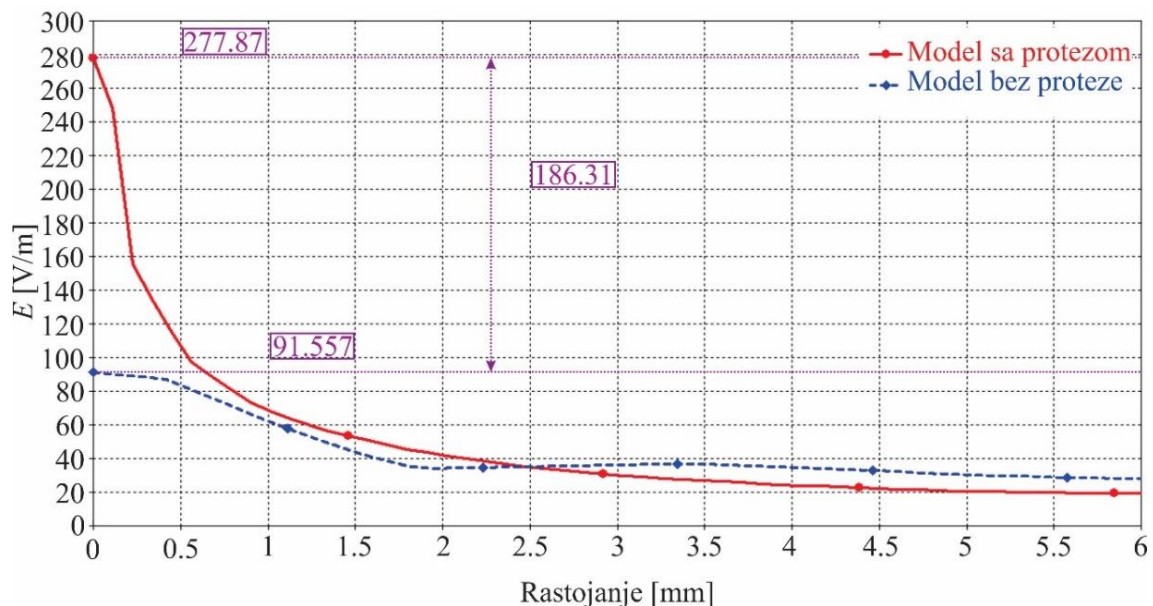
Slika 5.5.8 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₁-G (Zub 1 - gornja vilica).



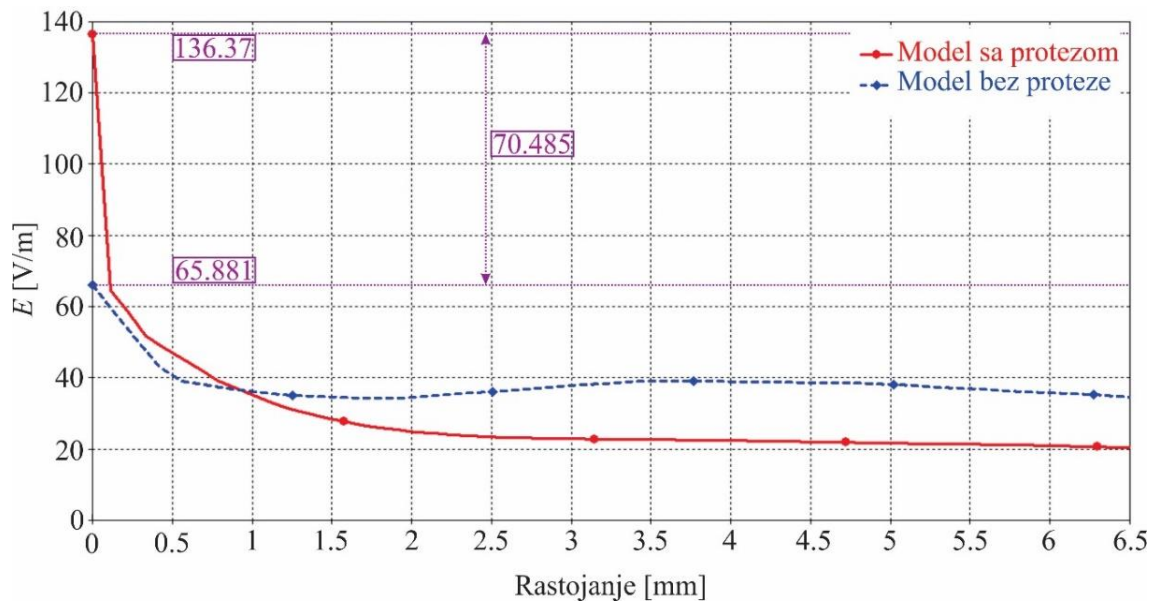
Slika 5.5.9 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 -G (Zub 2 - gornja vilica).



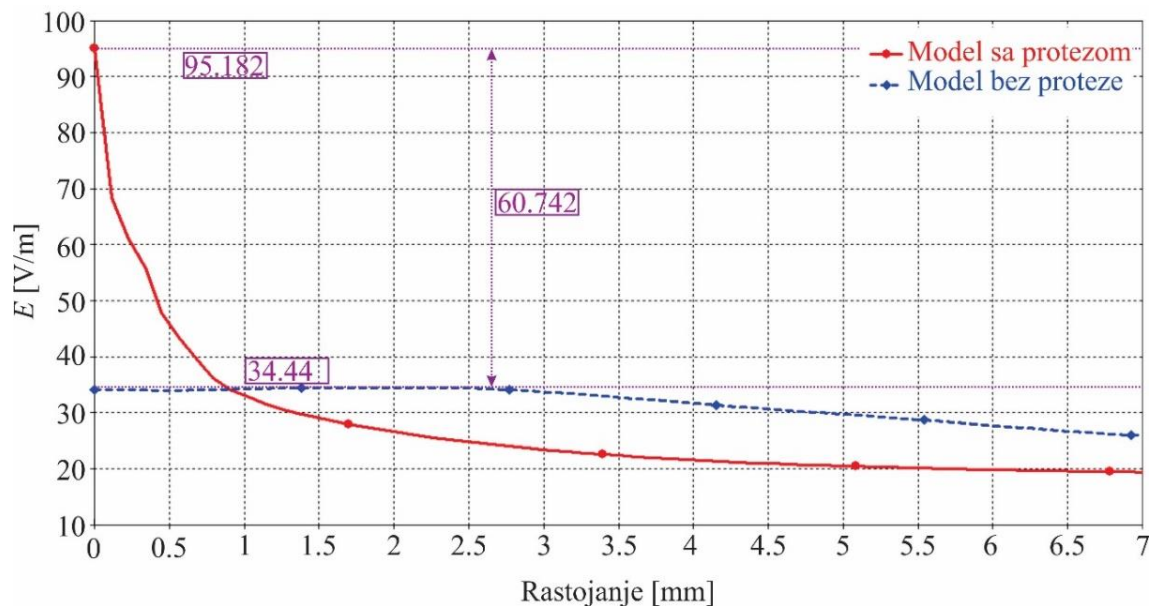
Slika 5.5.10 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 -G (Zub 3 - gornja vilica).



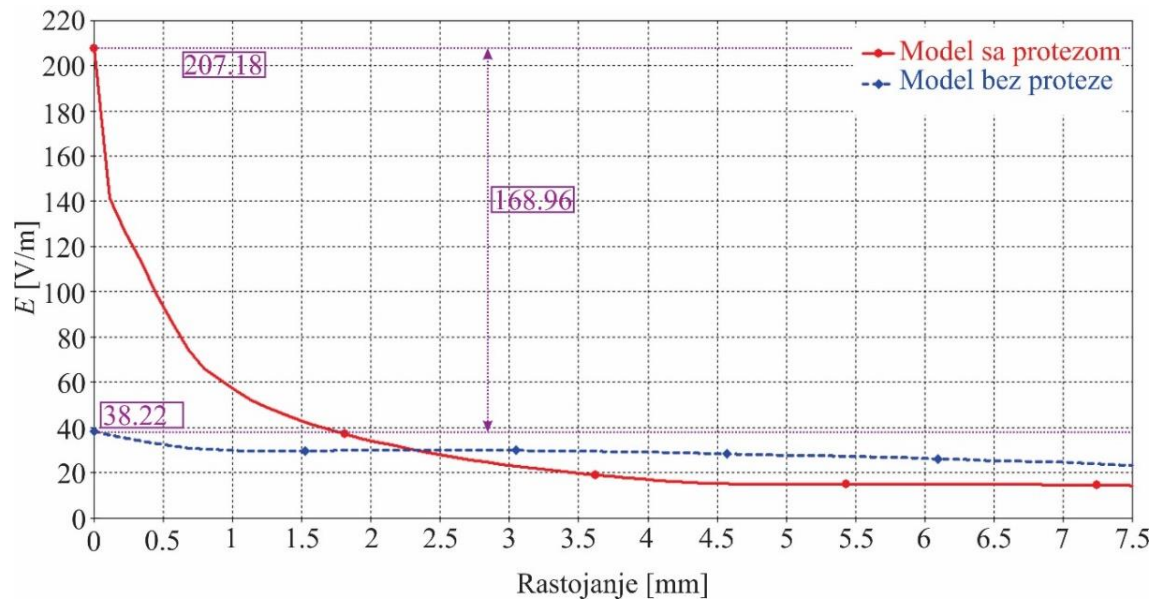
Slika 5.5.11 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_4 -G (Zub 4 - gornja vilica).



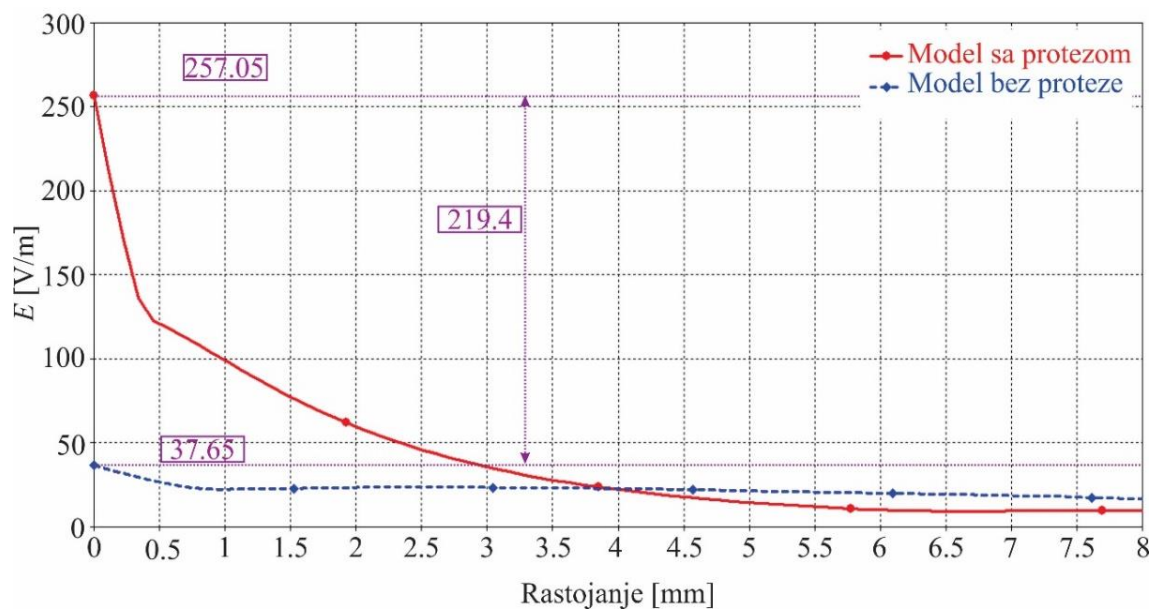
Slika 5.5.12 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_5 -G (Zub 5 - gornja vilica).



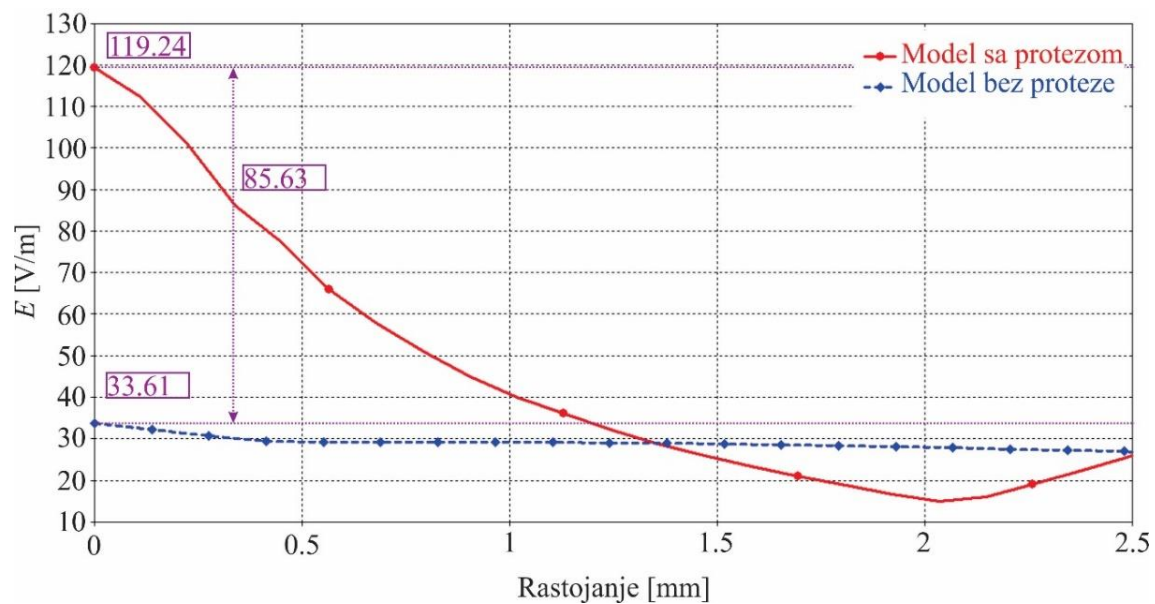
Slika 5.5.13 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_6 -G (Zub 6 - gornja vilica).



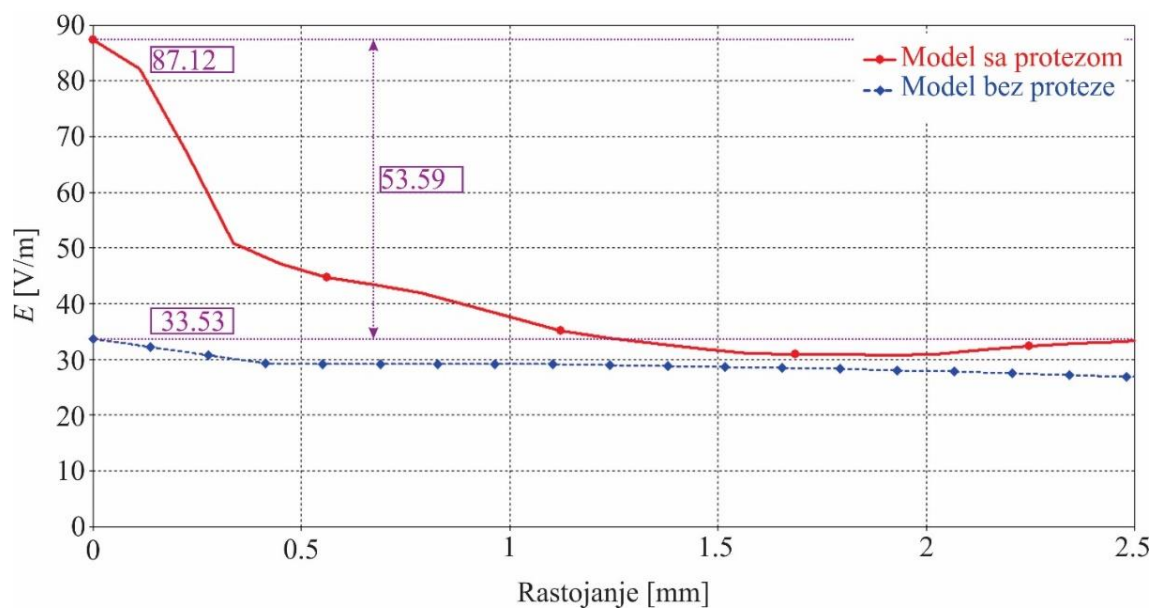
Slika 5.5.14 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_7 -G (Zub 7 - gornja vilica).



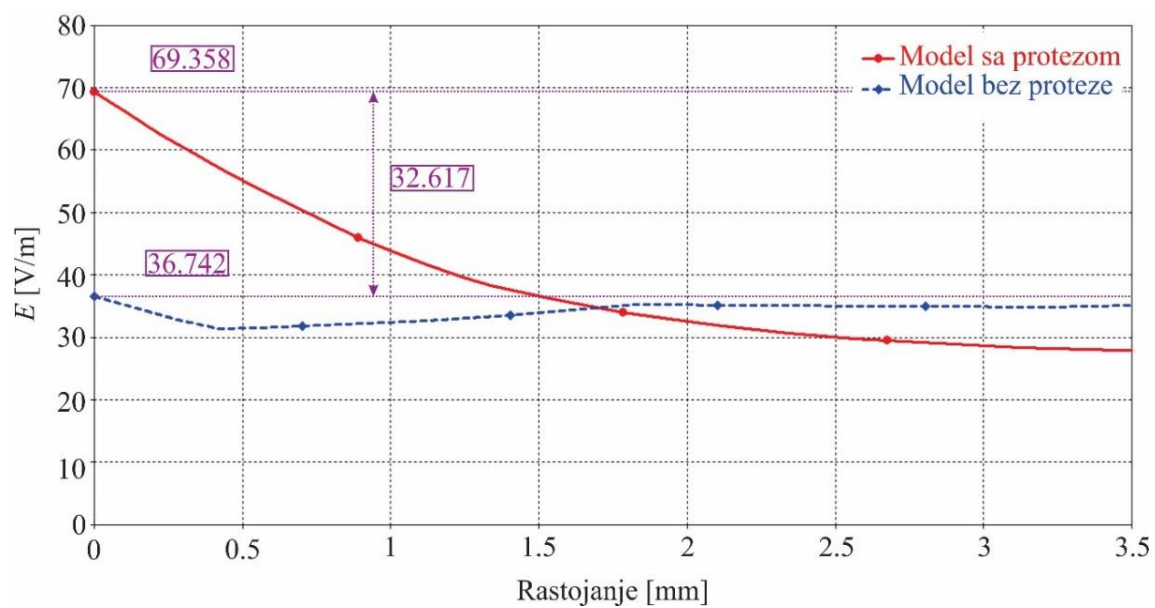
Slika 5.5.15 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₈-G (Zub 8 - gornja vilica).



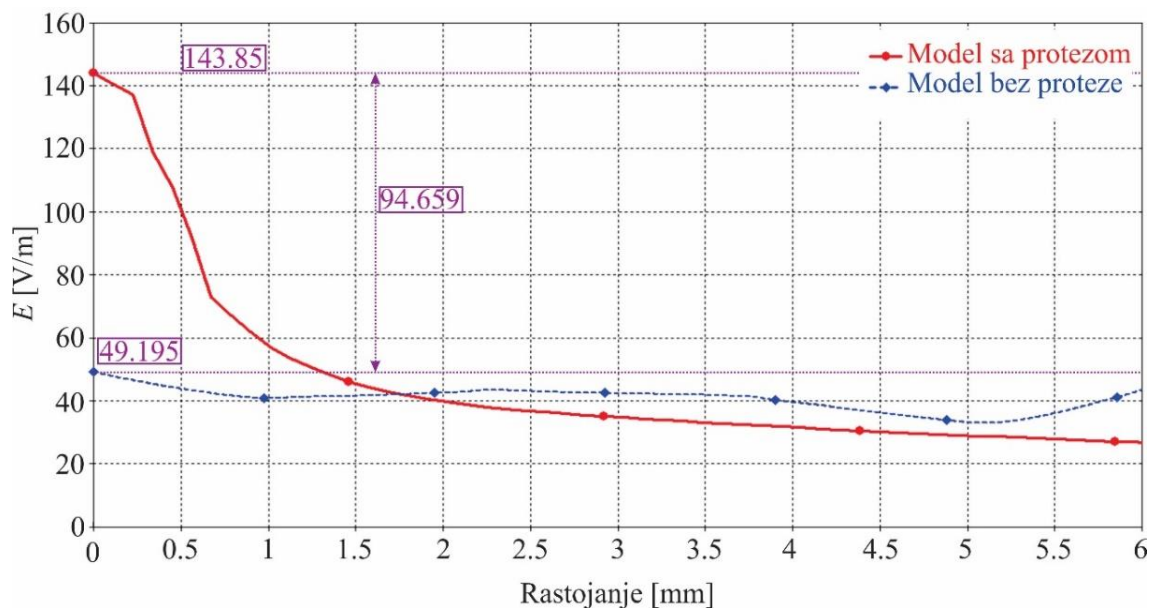
Slika 5.5.16 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₁-D (Zub 1 - donja vilica).



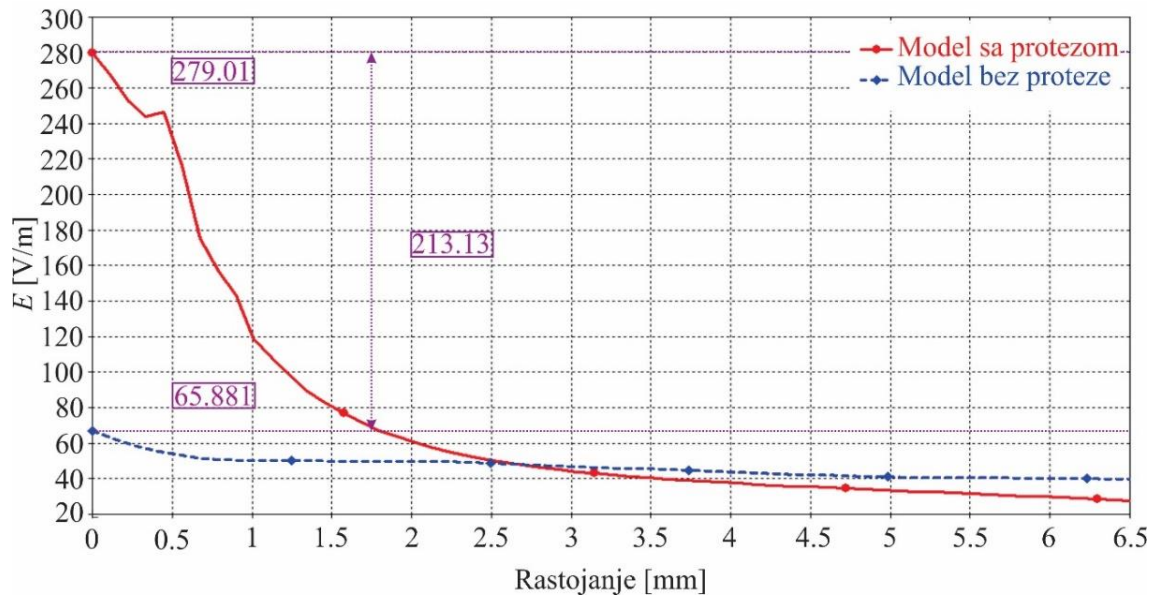
Slika 5.5.17 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 -D (Zub 2 - donja vilica).



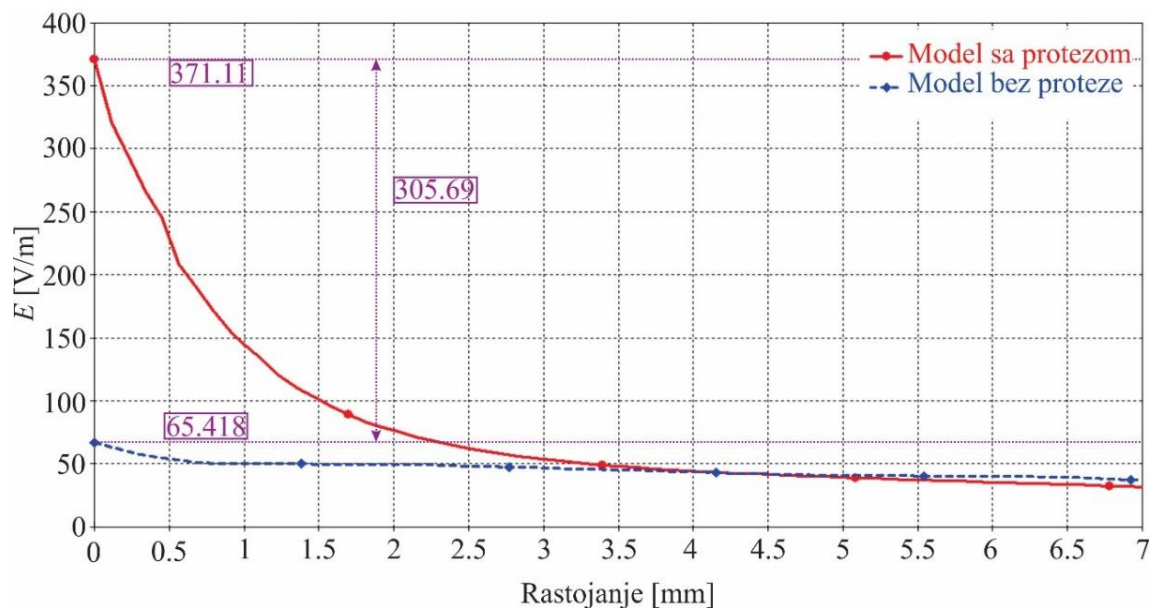
Slika 5.5.18 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 -D (Zub 3 - donja vilica).



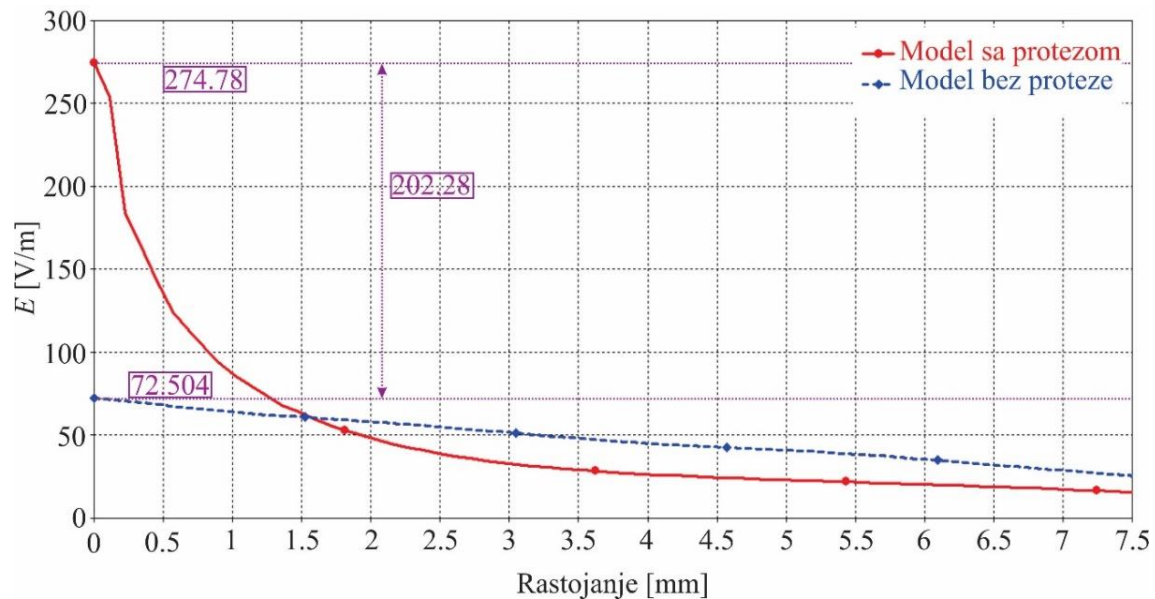
Slika 5.5.19 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₄-D (Zub 4 - donja vilica).



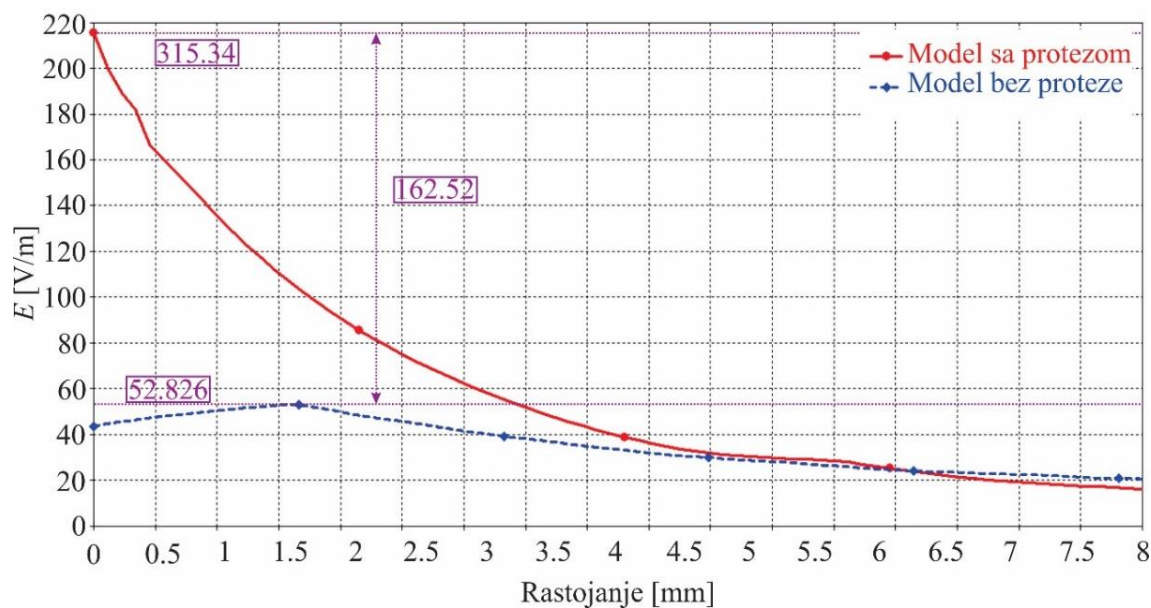
Slika 5.5.20 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₅-D (Zub 5 - donja vilica).



Slika 5.5.21 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_6 -D (Zub 6 - donja vilica).



Slika 5.5.22 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_7 -D (Zub 7 - donja vilica).



Slika 5.5.23 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₈-D (Zub 8 - donja vilica).

Sa grafika prikazanih na slikama 5.5.8 - 5.5.15, može se odrediti razlika između vrednosti intenziteta električnog polja unutar gornjih zuba dobijenih simulacijom modela sa, odnosno bez fiksne zubne proteze. Očigledno je da prisustvo proteze utiče na povećanje intenziteta električnog polja unutar gornjih zuba.

Radi boljeg pregleda i lakše uporedne analize, rezultati sa grafika na slikama 5.5.8 - 5.5.15 prikazani su u Tabeli 5.5.1, u kojoj su date maksimalne vrednosti intenziteta električnog polja za slučaj modela sa i modela bez fiksne zubne proteze, kao i odnos ovih veličina.

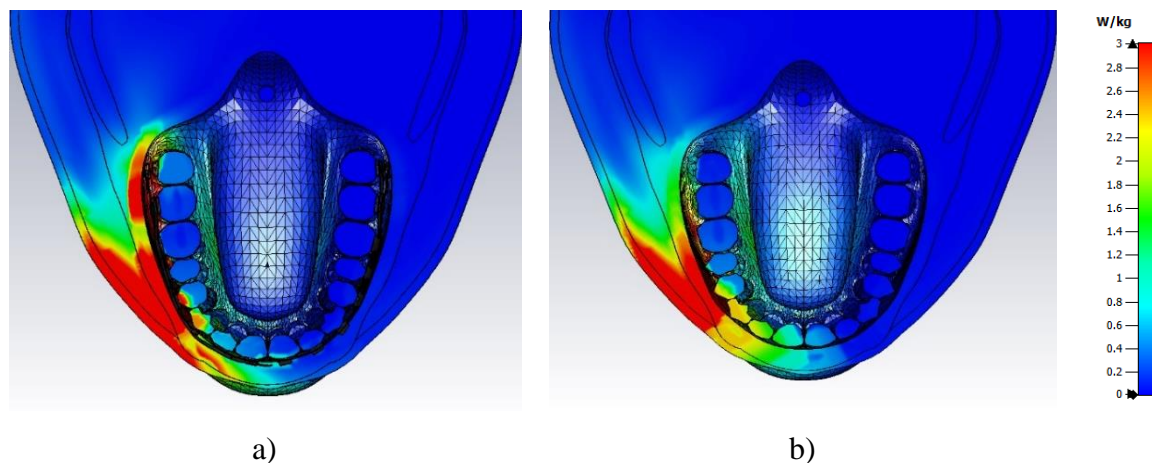
Tabela 5.5.1 - Maksimalne vrednosti električnog polja E [V/m] unutar zuba za model sa i model bez proteze.

	E [V/m]		Odnos
	Model sa protezom	Model bez proteze	
Gornja vilica			
Zub 1	184.28	32.87	5.60
Zub 2	157.37	45.18	3.48
Zub 3	122.55	47.55	2.58
Zub 4	277.87	91.56	3.03
Zub 5	136.37	65.88	2.07
Zub 6	95.18	34.44	2.76
Zub 7	207.18	38.22	5.42
Zub 8	257.05	37.65	6.83
Donja vilica			
Zub 1	119.24	33.61	3.55
Zub 2	87.12	33.53	2.60
Zub 3	69.36	36.74	1.89
Zub 4	143.85	49.2	2.92
Zub 5	279.01	65.88	4.23
Zub 6	371.11	65.42	5.67
Zub 7	274.78	72.50	3.79
Zub 8	315.34	52.83	5.97

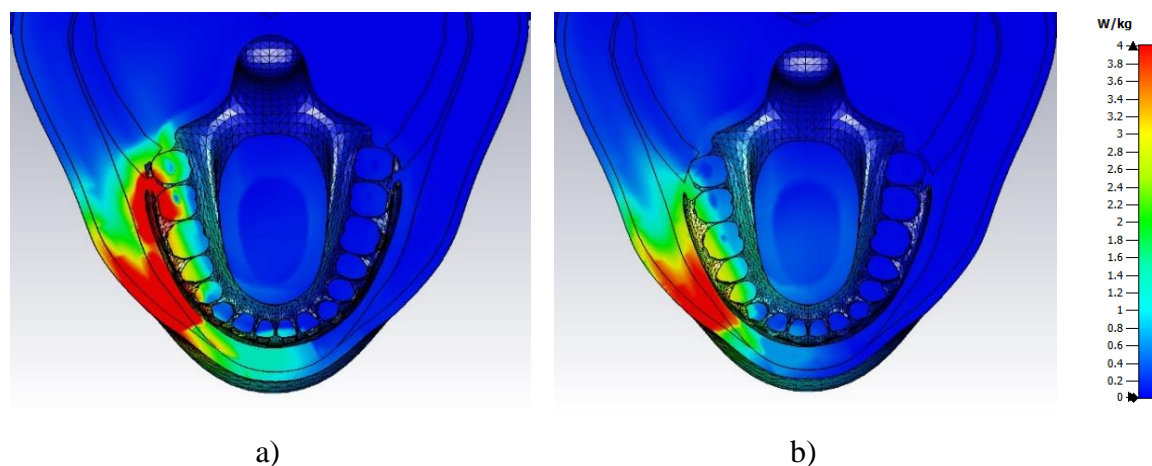
Iz tabele se vidi da su najveća odstupanja u slučaju gornje vilice unutar zuba 8, gde je vrednost intenziteta električnog polja 6.83 puta veća kod modela sa protezom u odnosu na model bez proteze. U slučaju donje vilice, najveće odstupanje je takođe kod zuba 8 gde je maksimalna vrednost polja skoro 6 puta veća zbog prisustva proteze. Najviša vrednost intenziteta električnog polja zabeležena je unutar zuba 6 u donjoj vilici i iznosi 371.11 V/m kod modela sa protezom, dok je u slučaju modela bez proteze maksimalna vrednost intenziteta električnog polja zabeležena u zubu 4 u gornjoj vilici i iznosi 91.56 V/m.

5.5.1.2 Raspodela vrednosti SAR_{1g}-a unutar modela glave korisnika

Prostorna raspodela SAR_{1g} za model sa i model bez fiksne zubne proteze u poprečnom preseku u nivou gornje proteze prikazana je na slici 5.5.24, dok je raspodela SAR_{1g} u poprečnom preseku u nivou donje proteze prikazana na slici 5.5.25. Paleta boja kojom je iskazana vrednost SAR_{1g} podešena je na istu vrednost za model sa i bez proteze kako bi se lakše izvršila uporedna analiza.



Slika 5.5.24 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] za poprečni presek u nivou gornjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

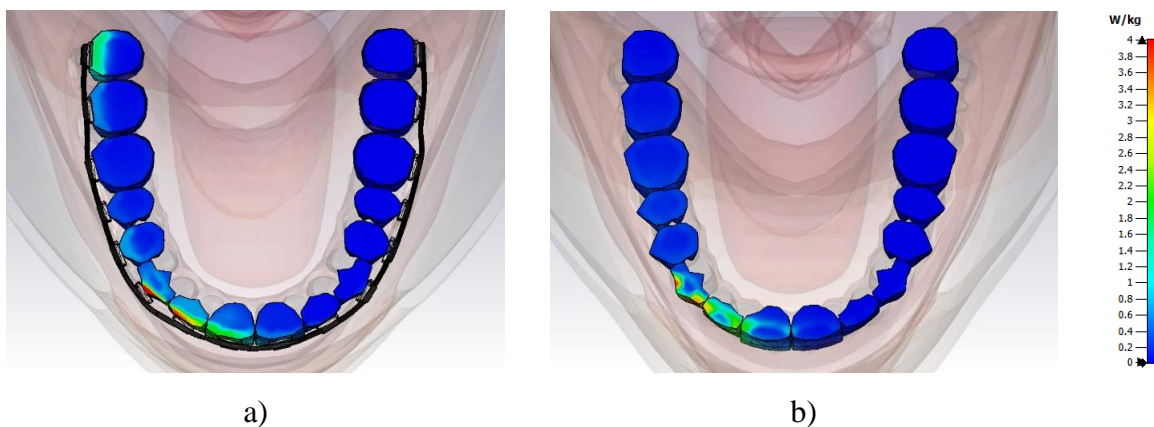


Slika 5.5.25 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] za poprečni presek u nivou donjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

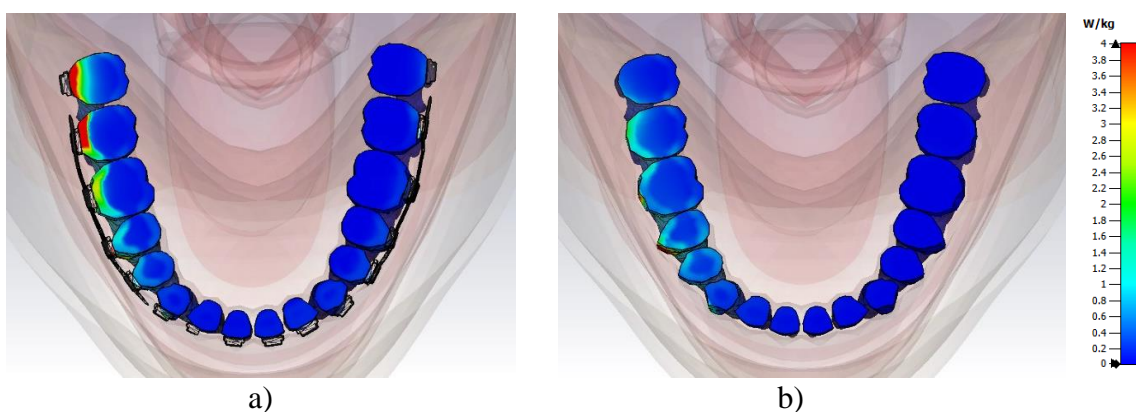
Sa prethodnih slika može se videti da je količina apsorbovane energije, odnosno vrednost SAR_{1g} veća kod modela sa fiksnom zubnom protezom u odnosu na model bez proteze. Povećana vrednost SAR_{1g} u slučaju modela sa protezom može se uočiti u tkivima u okolini proteze .

Kako je od interesa da se izvrši analiza uticaja fiksne zubne proteze na vrednosti SAR-a unutar pojedinih zuba kod modela sa i bez proteze, neophodno je da se prikaže prostorna raspodela SAR-a unutar samih zuba. Imajući u vidu da je masa najvećeg modelovanog zuba 1.63g, dok je najmanji zub mase 0.75g, prikazivanje prostorne raspodele SAR_{1g}, kao na prethodnim slikama ne bi bilo od značaja za analizu dobijenih rezultata za SAR unutar samih zuba. Prilikom usrednjavanja SAR-a za masu tkiva od 1g, uz tkivo zuba bilo bi obuhvaćeno i okolno tkivo. Zbog toga i zbog male mase zuba, neophodno je da se usrednjavanje vrednosti SAR-a izvrši za manje mase tkiva, pa će u nastavku biti prikazana prostorna raspodela SAR_{0.1g} unutar zuba kod modela sa, odnosno bez proteze.

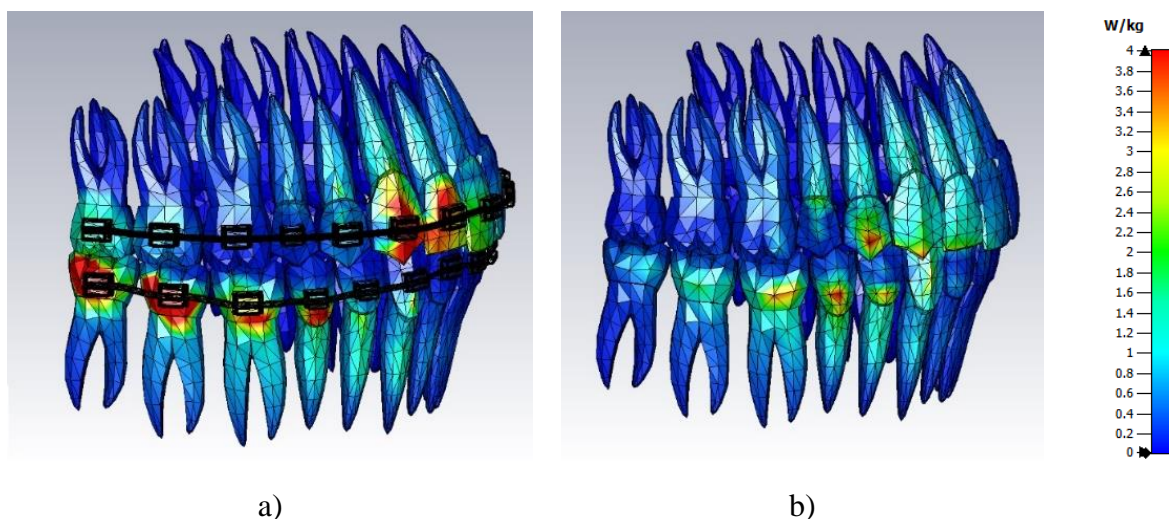
Na slikama 5.5.26 i 5.5.27 dat je uporedni prikaz raspodele SAR_{0.1g} unutar zuba za oba modela u nivou gornje i donje zubne proteze respektivno, dok je uporedni prikaz vrednosti SAR_{0.1g} na površini zuba za model sa i bez proteze dat na slici 5.5.28.



Slika 5.5.26 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] kroz gornje zube unutar modela glave:
a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

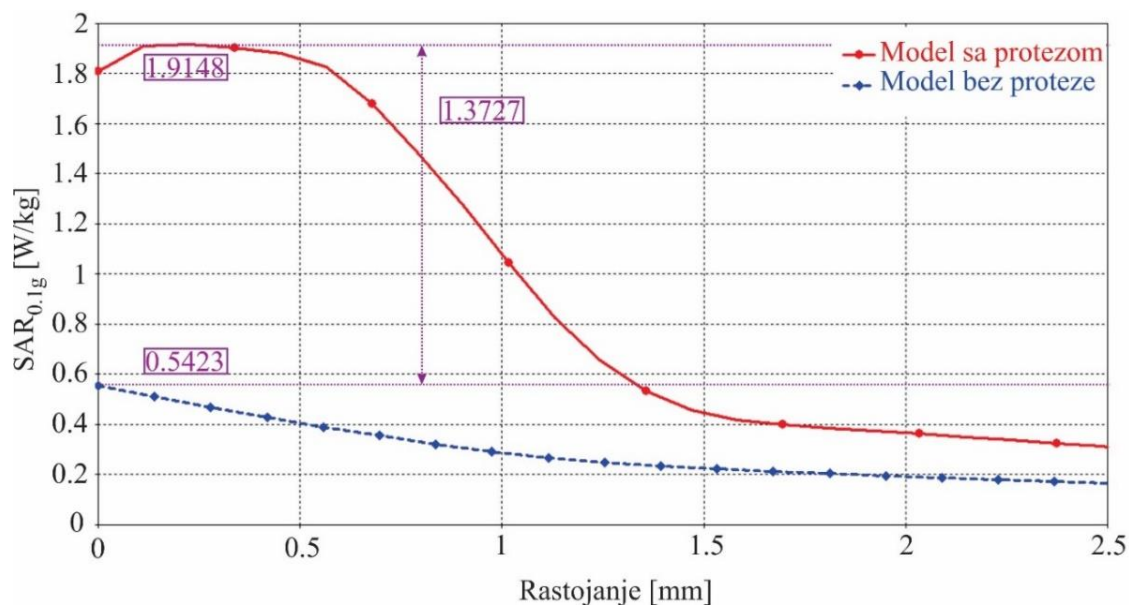


Slika 5.5.27 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] kroz donje zube unutar modela glave:
a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

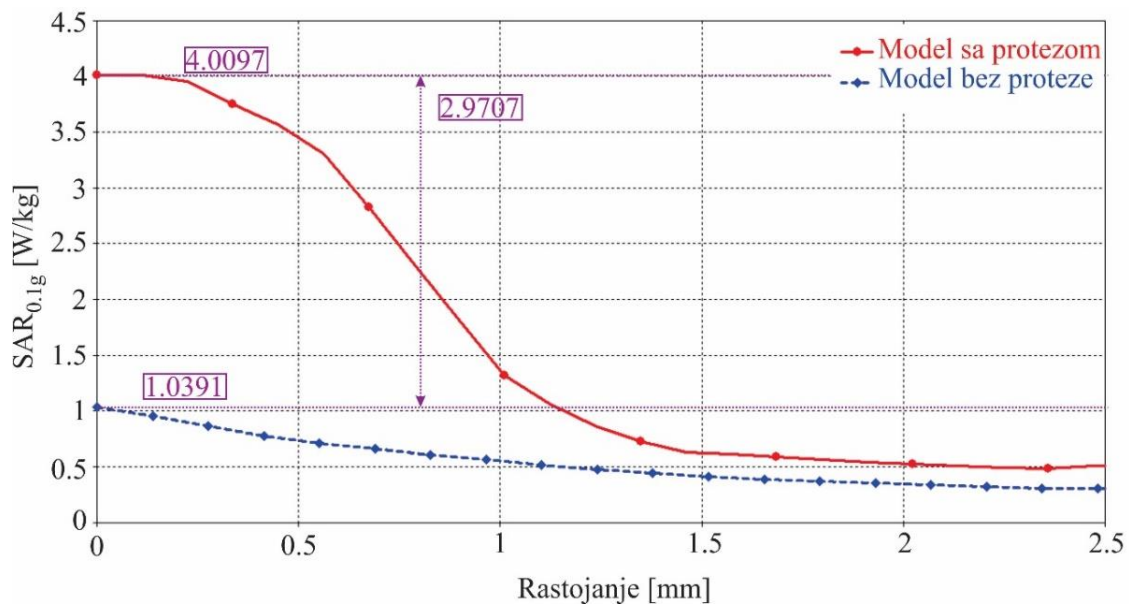


Slika 5.5.28 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] na površini zuba kod modela glave:
a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

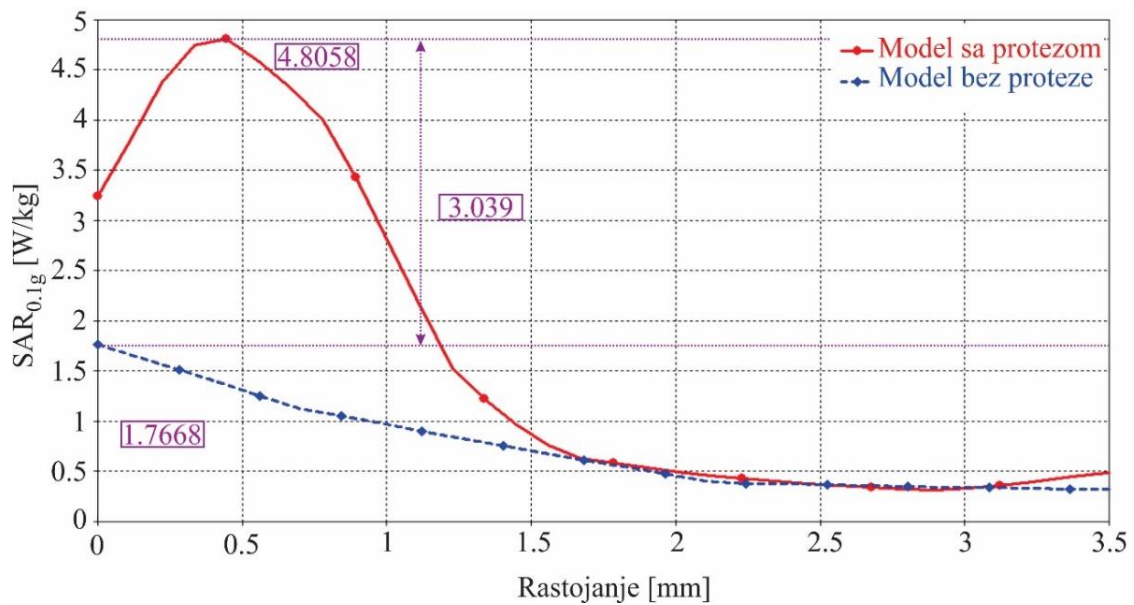
Na osnovu dobijenih rezultata za vrednosti SAR_{0.1g}, prikazanih na prethodnim slikama (Slika 5.5.26 - 5.5.28), može se uočiti da više vrednosti SAR_{0.1g} postoje kod modela sa fiksnom zubnom protezom. Maksimalne vrednosti SAR_{0.1g} pojedinačno za svaki zub na strani na kojoj je pozicioniran mobilni telefon mogu se videti na graficima prikazanim na slikama 5.5.29 - 5.5.44.



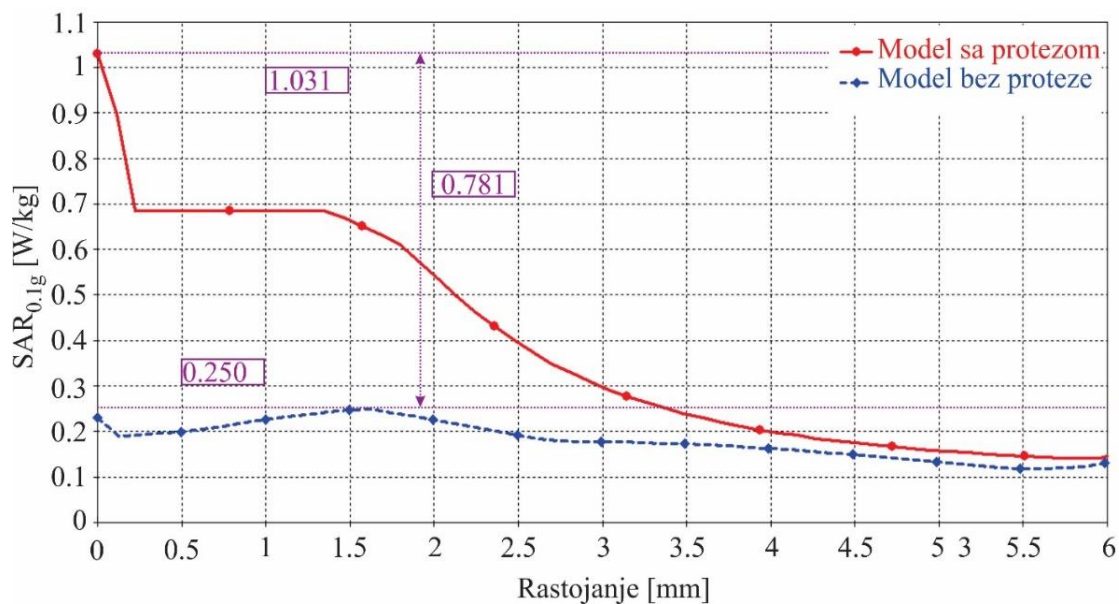
Slika 5.5.29 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₁-G (Zub 1 - gornja vilica).



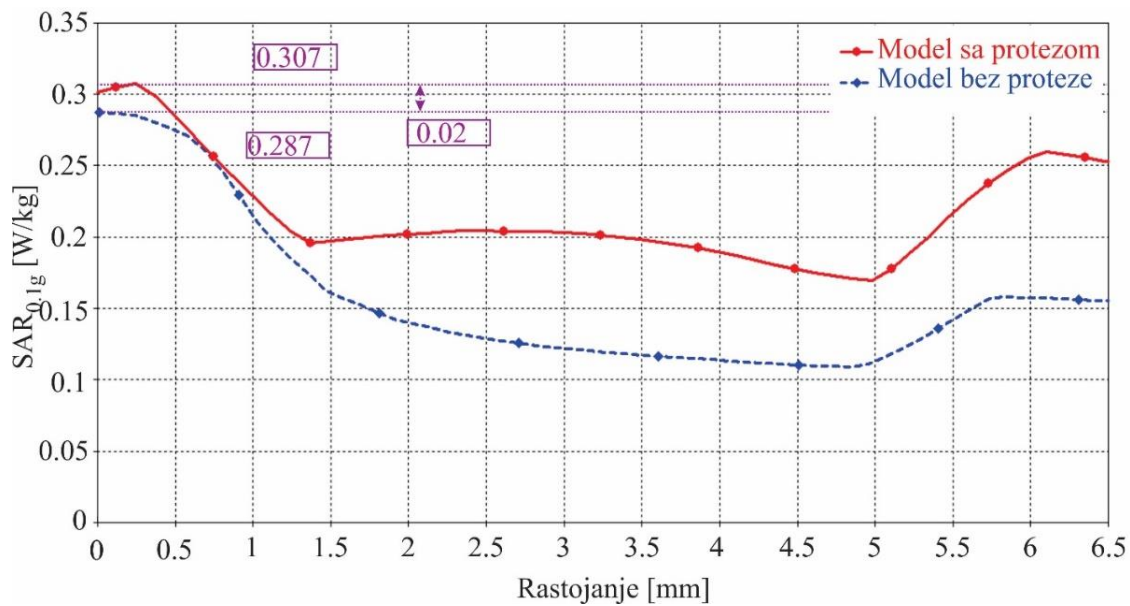
Slika 5.5.30 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₂-G (Zub 2 - gornja vilica).



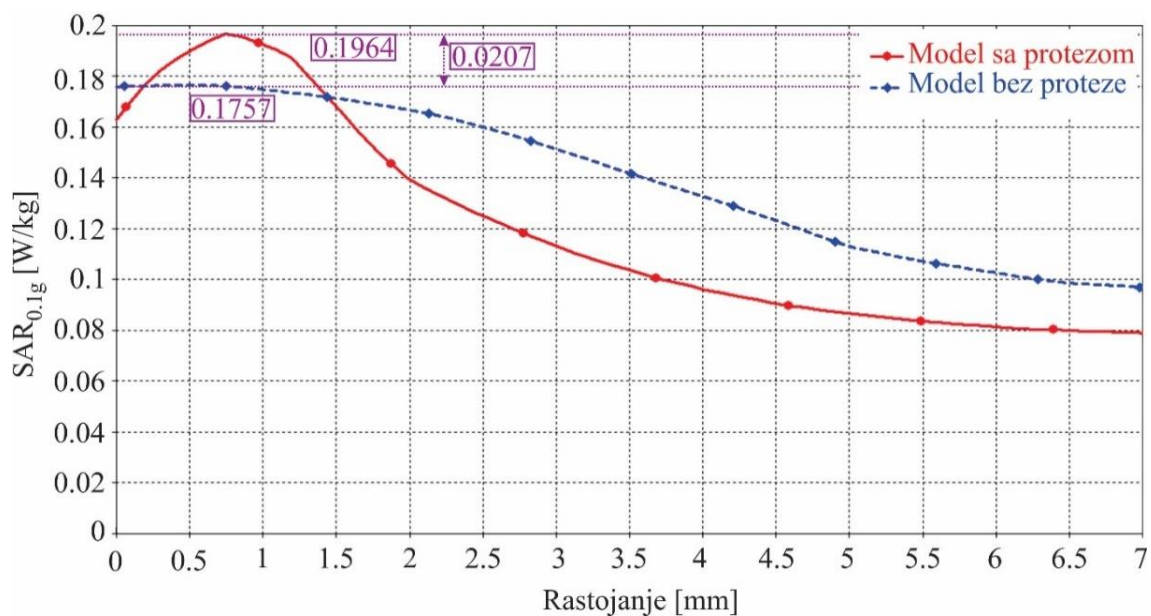
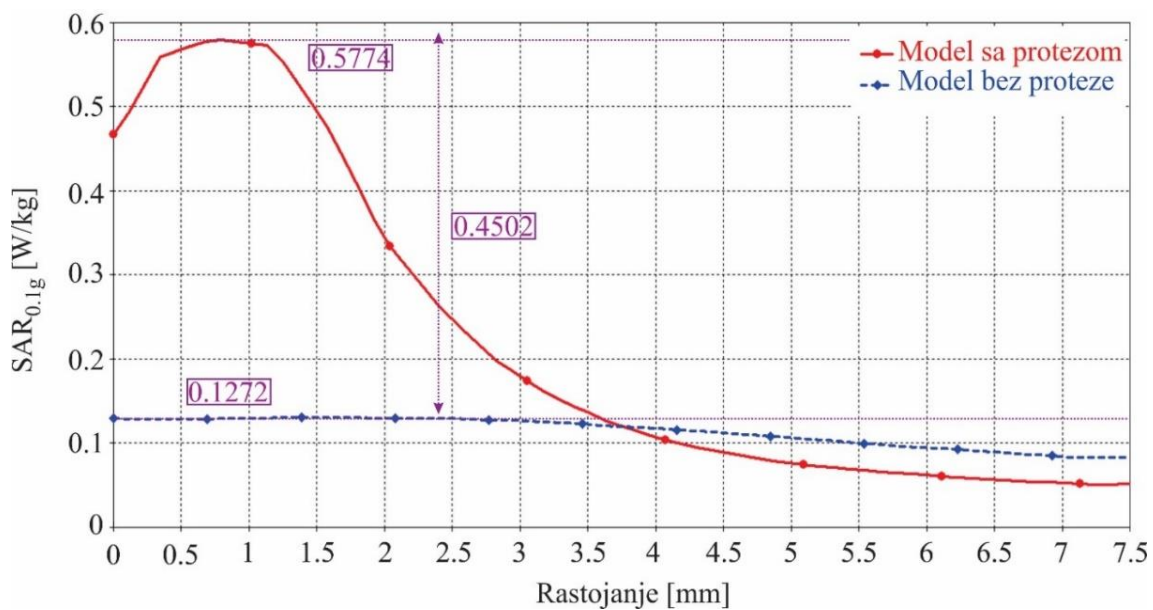
Slika 5.5.31 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₃-G (Zub 3 - gornja vilica).

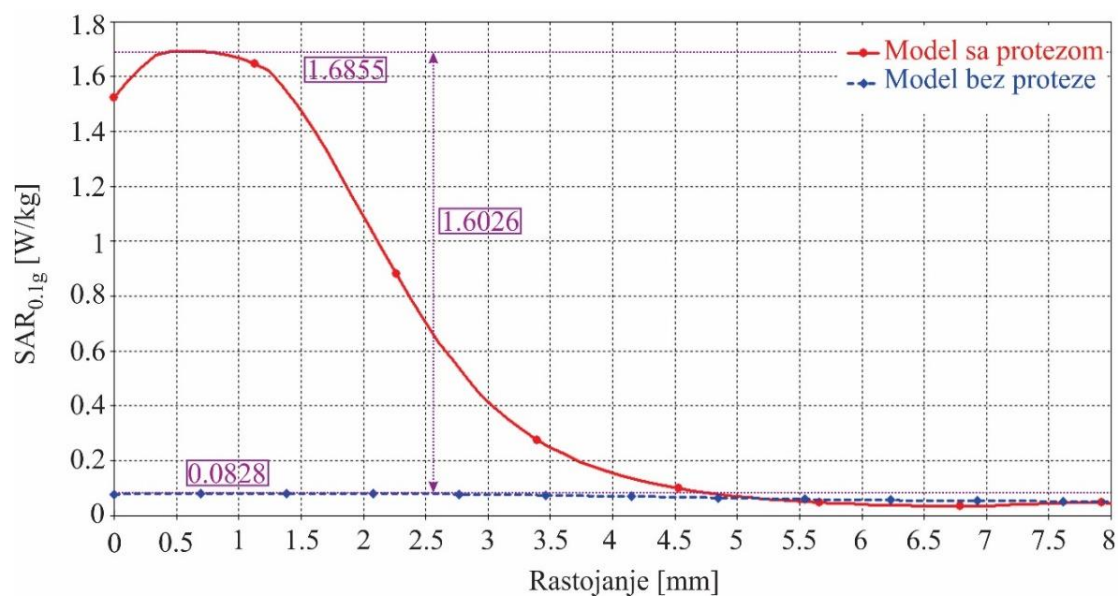
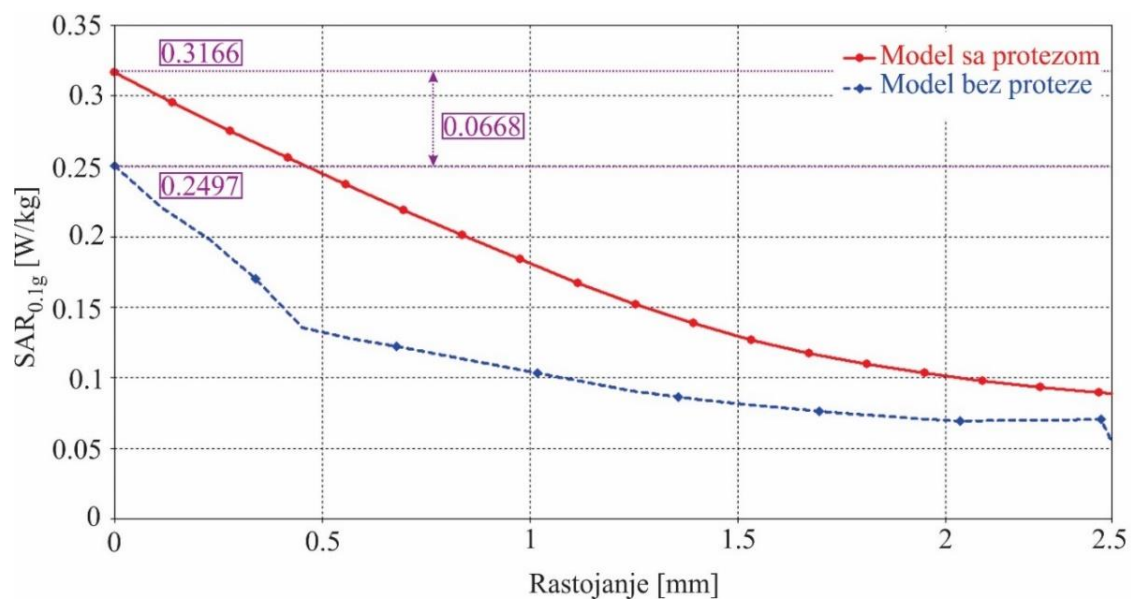


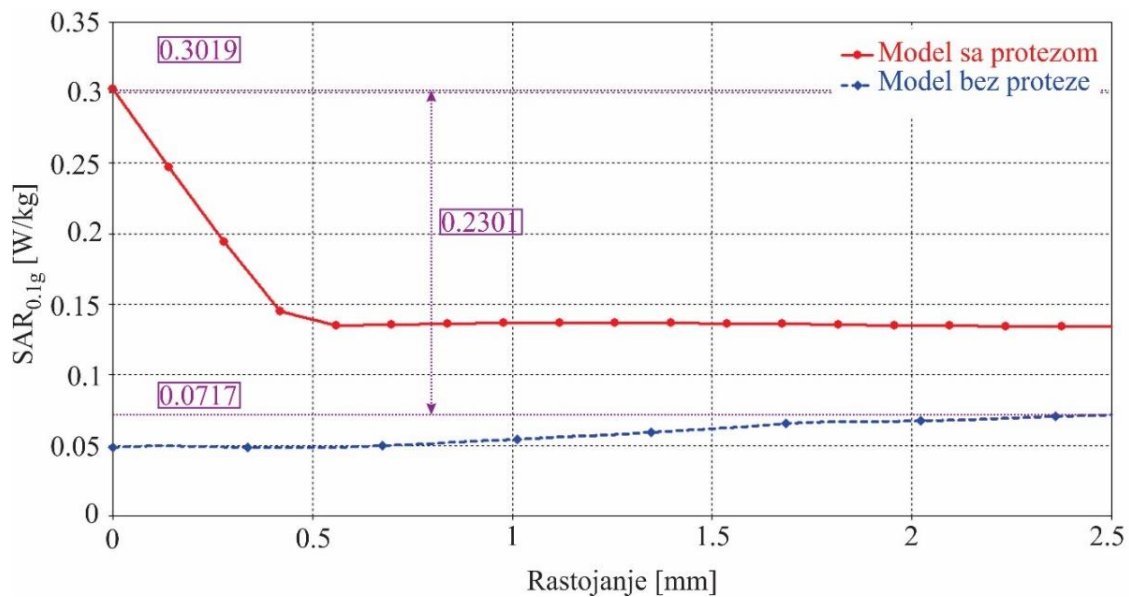
Slika 5.5.32 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₄-G (Zub 4 - gornja vilica).



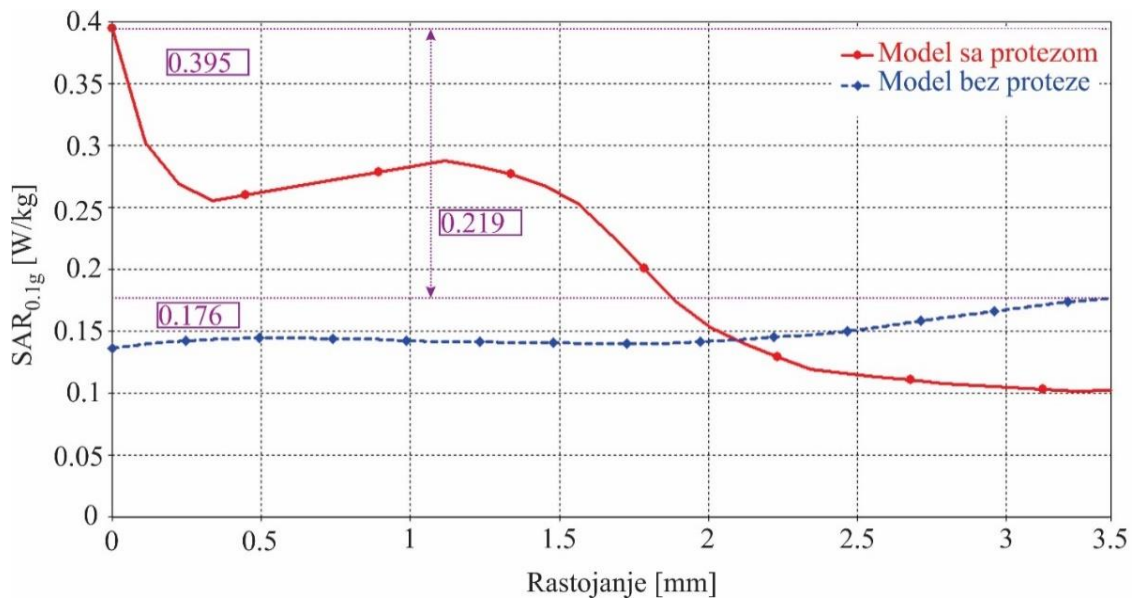
Slika 5.5.33 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₅-G (Zub 5 - gornja vilica).

Slika 5.5.34 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₆-G (Zub 6 - gornja vilica).Slika 5.5.35 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₇-G (Zub 7 - gornja vilica).

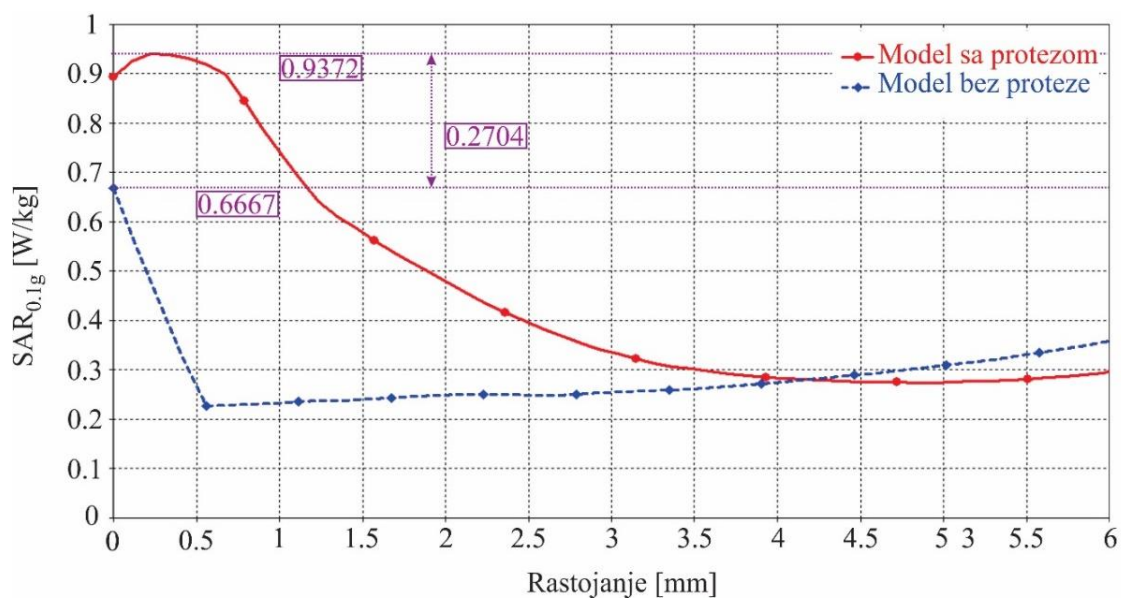
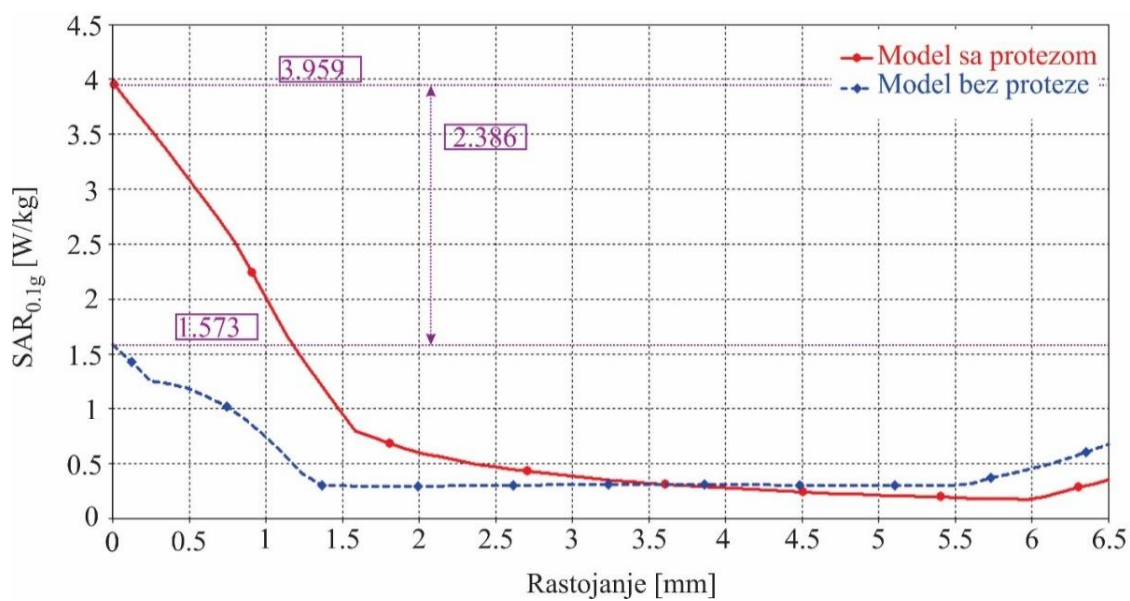
Slika 5.5.36 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₈-G (Zub 8 - gornja vilica).Slika 5.5.37 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₁-D (Zub 1 - donja vilica).

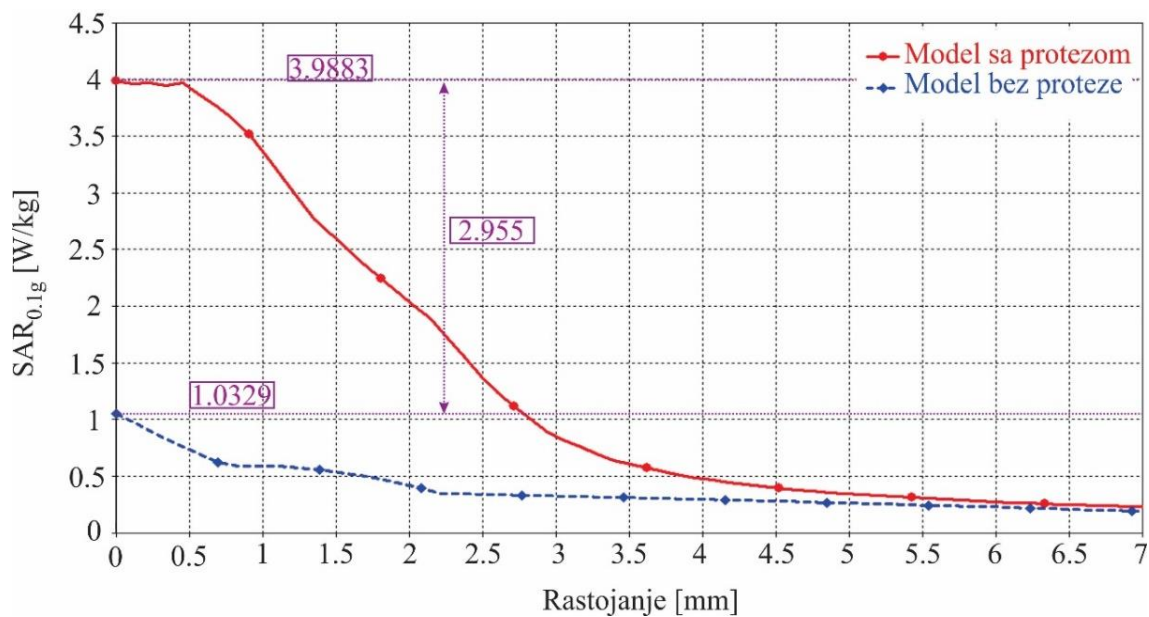


Slika 5.5.38 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₂-D (Zub 2 - donja vilica).

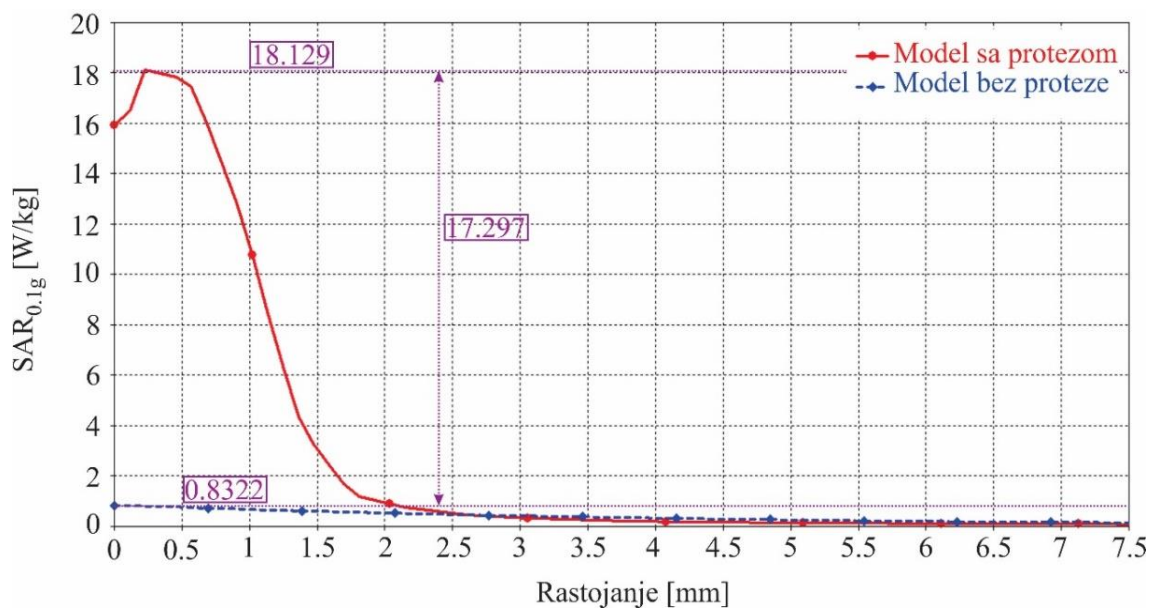


Slika 5.5.39 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₃-D (Zub 3 - donja vilica).

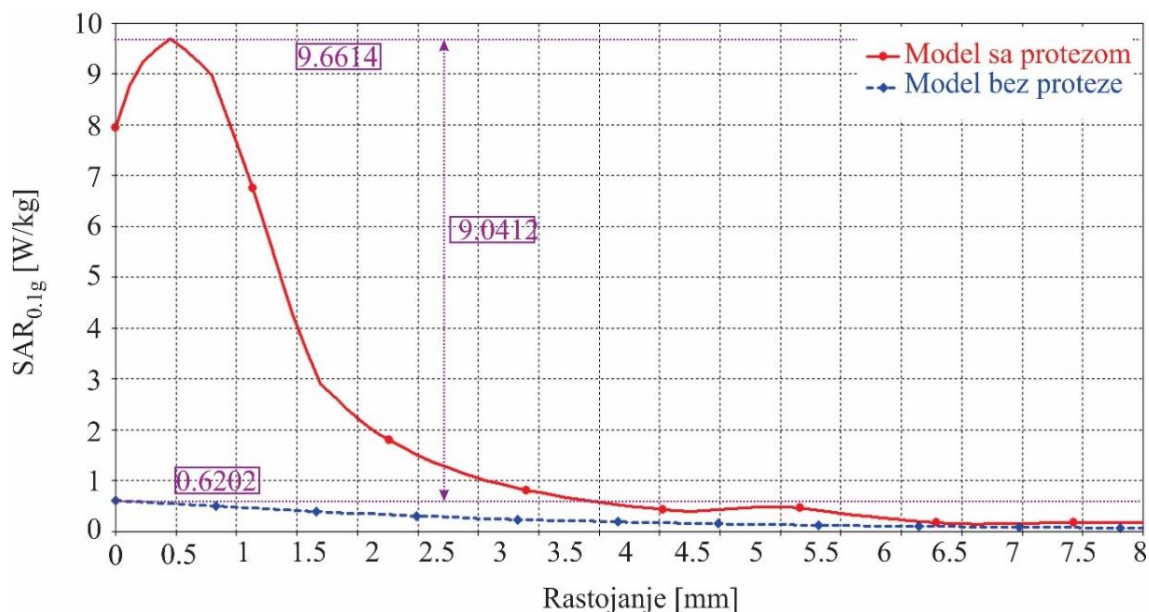
Slika 5.5.40 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₄-D (Zub 4 - donja vilica).Slika 5.5.41 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₅-D (Zub 5 - donja vilica).



Slika 5.5.42 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₆-D (Zub 6 - donja vilica).



Slika 5.5.43 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₇-D (Zub 7 - donja vilica).



Slika 5.5.44 - Promena vrednosti $SAR_{0.1g}$ [W/kg] duž pravca C₈-D (Zub 8 - donja vilica).

Na slikama 5.5.29 - 5.5.36 mogu se uočiti razlike za vrednosti $SAR_{0.1g}$ unutar gornjih zuba za model sa i model bez proteze, dok je $SAR_{0.1g}$ unutar donjih zuba za oba modela prikazan na slikama 5.5.37 - 5.5.44. Rezultati su prikazani za pravce obeležene na slici 5.5.2. Vrednosti $SAR_{0.1g}$ za oba modela unutar zuba gornje i zuba donje vilice, više su u prisustvu proteze.

Rezultati sa prethodnih grafika takođe su prikazani radi bolje preglednosti u Tabeli 5.5.2. U tabeli su date maksimalne vrednosti $SAR_{0.1g}$ za slučaj modela sa i modela bez fiksne zubne proteze, kao i njihov odnos.

Tabela 5.5.2 - Maksimalne vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] unutar zuba za model sa i model bez proteze.

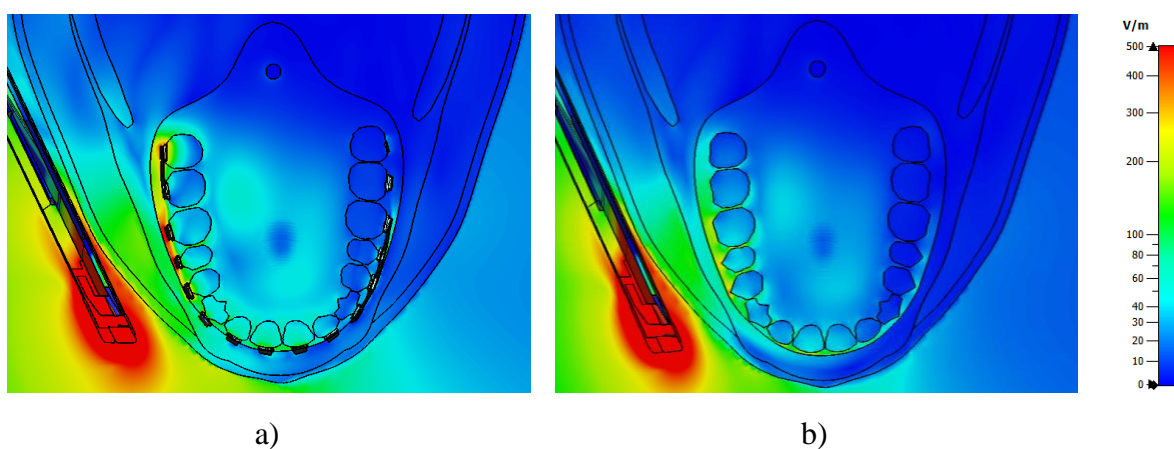
	SAR _{0.1g} [W/kg]		Odnos
	Model sa protezom	Model bez proteze	
Gornja vilica			
Zub 1	1.91	0.54	3.54
Zub 2	4.01	1.04	3.86
Zub 3	4.81	1.77	2.72
Zub 4	1.03	0.25	4.12
Zub 5	0.31	0.29	1.07
Zub 6	0.19	0.17	1.12
Zub 7	0.58	0.13	4.46
Zub 8	1.69	0.08	21.13
Donja vilica			
Zub 1	0.32	0.25	1.28
Zub 2	0.30	0.07	4.29
Zub 3	0.39	0.17	2.30
Zub 4	0.94	0.67	1.40
Zub 5	3.96	1.57	2.52
Zub 6	3.99	1.03	3.87
Zub 7	18.13	0.83	21.84
Zub 8	9.66	0.62	15.58

Na osnovu podataka iz Tabele 5.5.2, može se zaključiti da su najveća odstupanja vrednosti SAR_{0.1g} u slučaju gornje vilice unutar zuba 8, gde je maksimalna vrednost SAR_{0.1g} 21.13 puta veća u prisutvu proteze. Kod donje vilice, najveće odstupanje beleži se kod zuba 7 gde je maksimalna vrednost SAR_{0.1g} 21.84 puta veća kod modela sa protezom. Takođe se primećuje značajnije odstupanje SAR_{0.1g} u zubu 8 u donjoj vilici čija je maksimalna vrednost 15.58 puta veća u prisustvu proteze. Najviša vrednost SAR_{0.1g} zabeležena je unutar zuba 7 u donjoj vilici i iznosi 18.13 W/kg kod modela sa protezom, dok je u slučaju modela bez proteze maksimalna vrednost SAR_{0.1g} dobijena za zub 3 u gornjoj vilici i iznosi 1.77 W/kg.

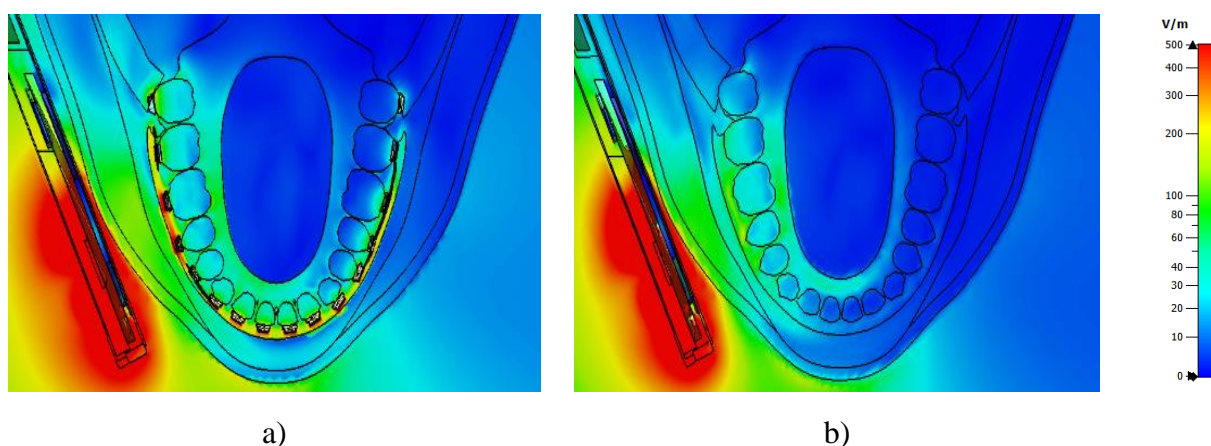
5.5.2 Električno polje i SAR na frekvenciji 4G mobilne mreže

5.5.2.1 Raspodela električnog polja unutar modela glave korisnika

Na slikama 5.5.45 i 5.5.46 dat je uporedni prikaz prostorne raspodele električnog polja unutar modela sa protezom (leva strana slike) i modela bez proteze (desna strana slike) u poprečnim presecima u nivou gornje i donje proteze respektivno, za frekvenciju 2600 MHz. Paleta boja koja odgovara intenzitetu električnog polja je, kao i u slučaju prethodnih analiza, podešena na istu vrednost kako za model sa, tako i za model bez fiksne zubne proteze.



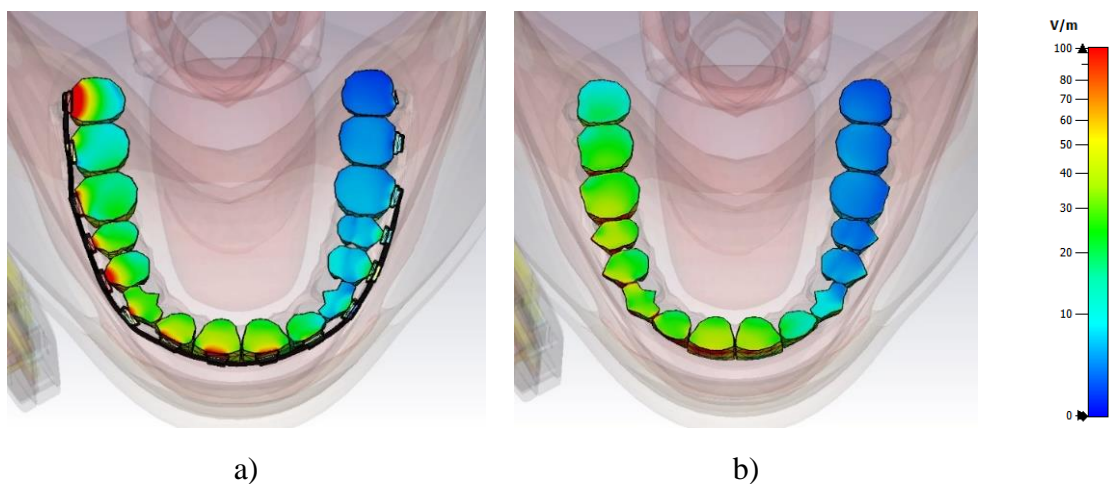
Slika 5.5.45 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] za poprečni presek u nivou gornjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.



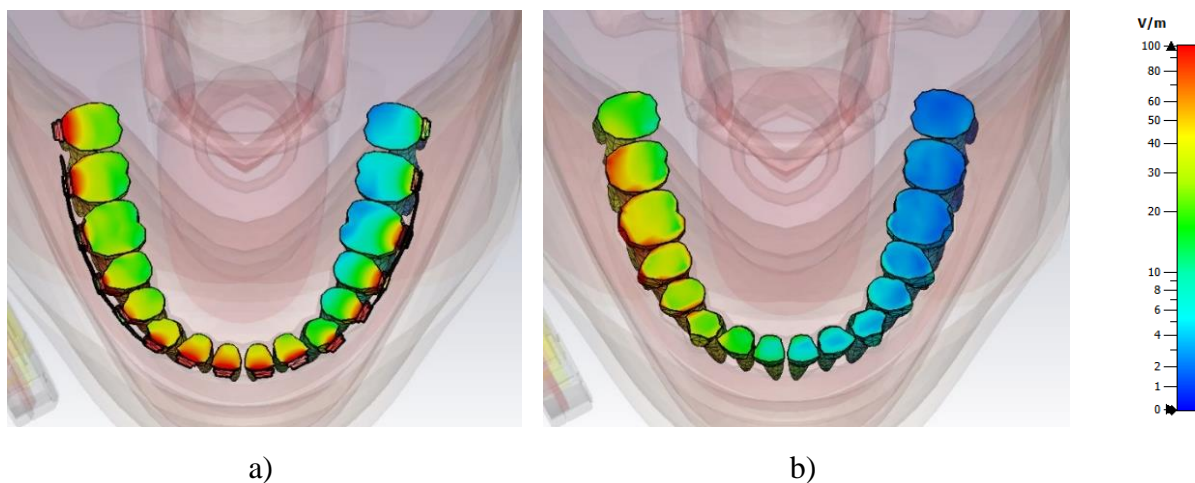
Slika 5.5.46 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] za poprečni presek u nivou donjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

Sa prethodnih slika, jasno se može uočiti da se i na frekvenciji od 2600 MHz u slučaju modela koji sadrži protezu javljaju više vrednosti električnog polja u njenoj okolini.

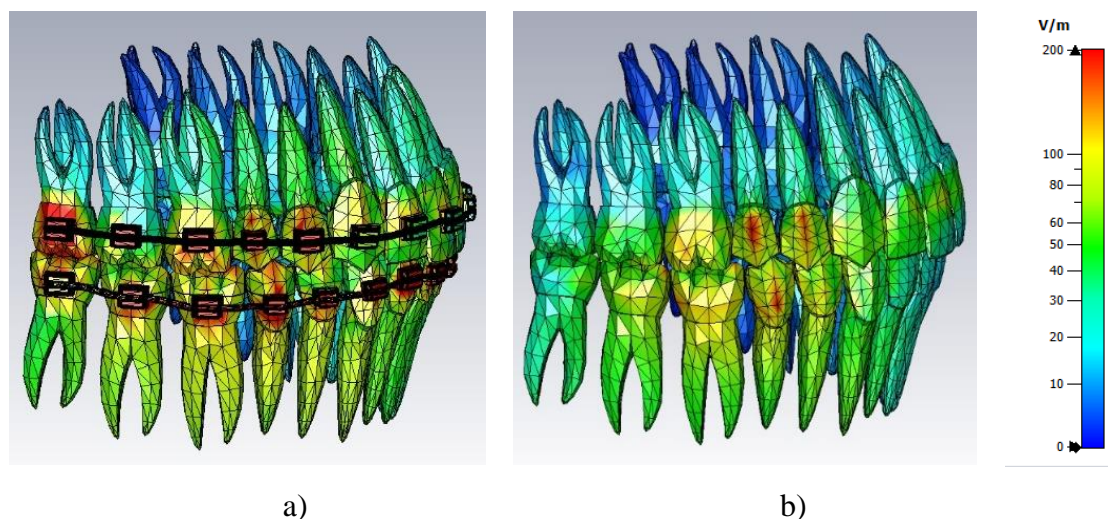
Prostorna raspodela električnog polja unutar samih zuba za oba modela (model sa i model bez proteze) u nivou gornje i donje fiksne zubne proteze prikazana je na slikama 5.5.47 i 5.5.48 respektivno. Uporedni prikaz intenziteta električnog polja na površini zuba za oba modela dat je na slici 5.5.49.



Slika 5.5.47 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] kroz gornje zube unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.



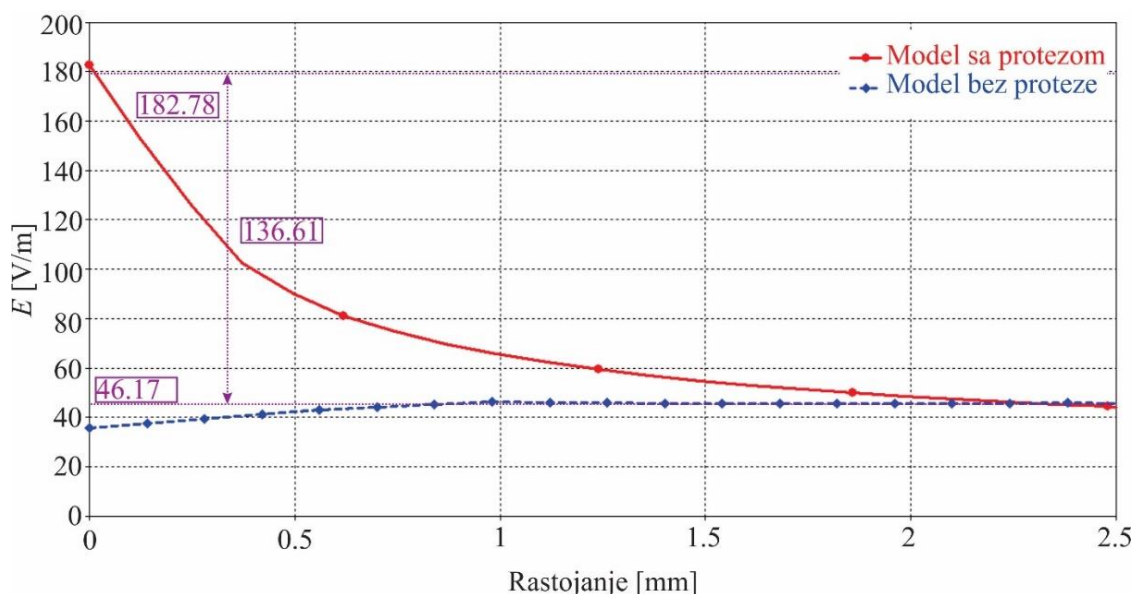
Slika 5.5.48 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] kroz donje zube unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.



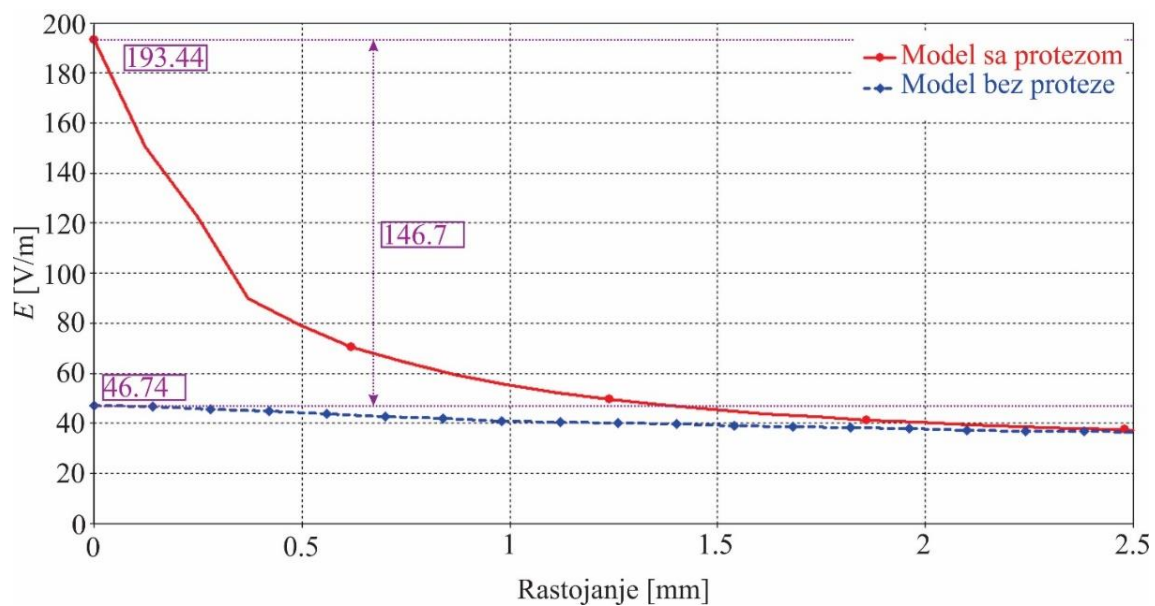
Slika 5.5.49 - Prostorna raspodela električnog polja E [V/m] na površini zuba kod modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

Ukoliko uporedimo vrednosti intenziteta električnog polja, prikazane na prethodnim slikama može se primetiti značajno povećanje unutar zuba u slučaju modela sa fiksnom zubnom protezom kako u gornjoj, tako i u donjoj vilici. Kao i kod frekvencije 3G mobilne mreže, najveće povećanje vrednosti električnog polja za modele sa protezom izraženije je na strani na kojoj je pozicioniran izvor elektromagnetskog zračenja, odnosno mobilni telefon.

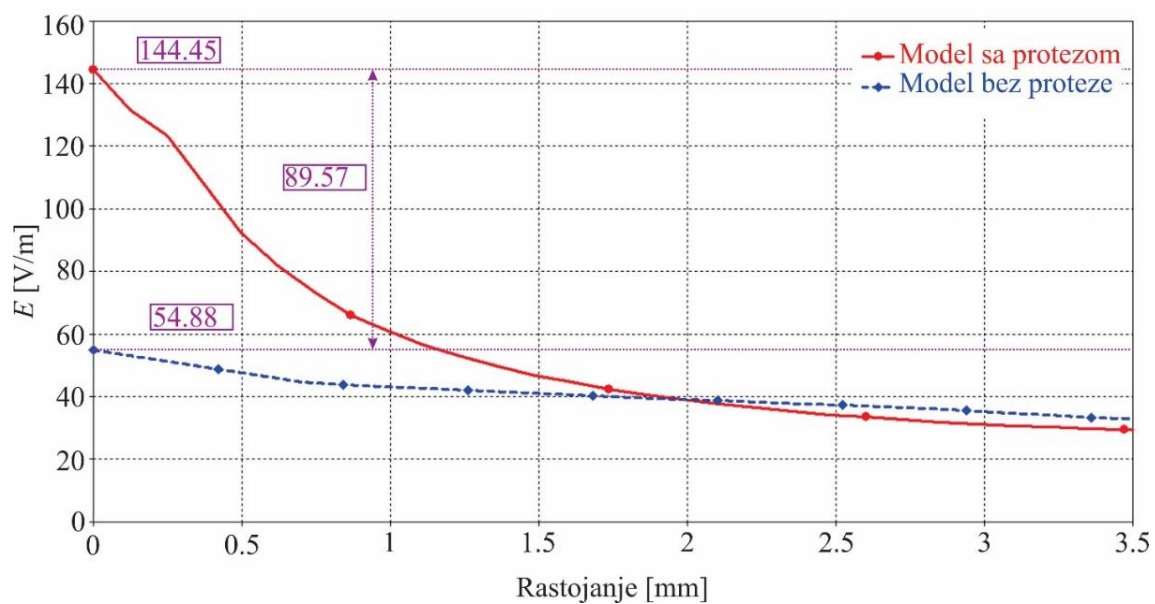
Na slikama 5.5.50 - 5.5.65 prikazana je zavisnost intenziteta električnog polja unutar zuba za oba modela u funkciji rastojanja od izvora zračenja za pravce koji su prikazani na slici 5.5.2. Dobijeni rezultati su prikazani samo za gornje i donje zube koji se nalaze na strani mobilnog telefona, jer je tu uticaj prisustva proteze na raspodelu polja i najizraženiji.



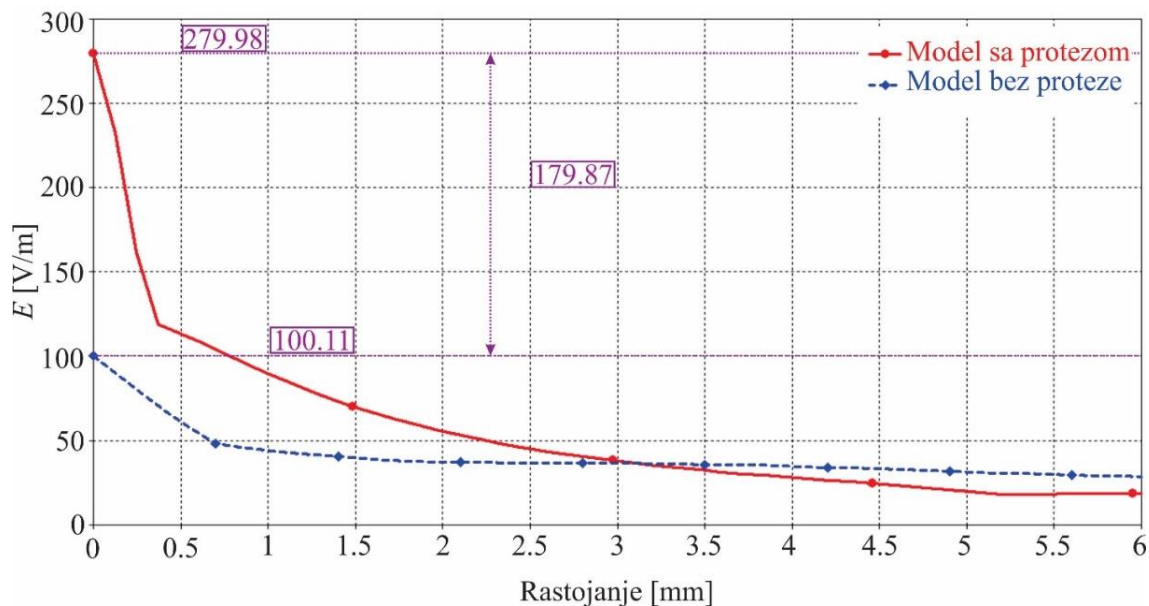
Slika 5.5.50 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1 -G (Zub 1 - gornja vilica).



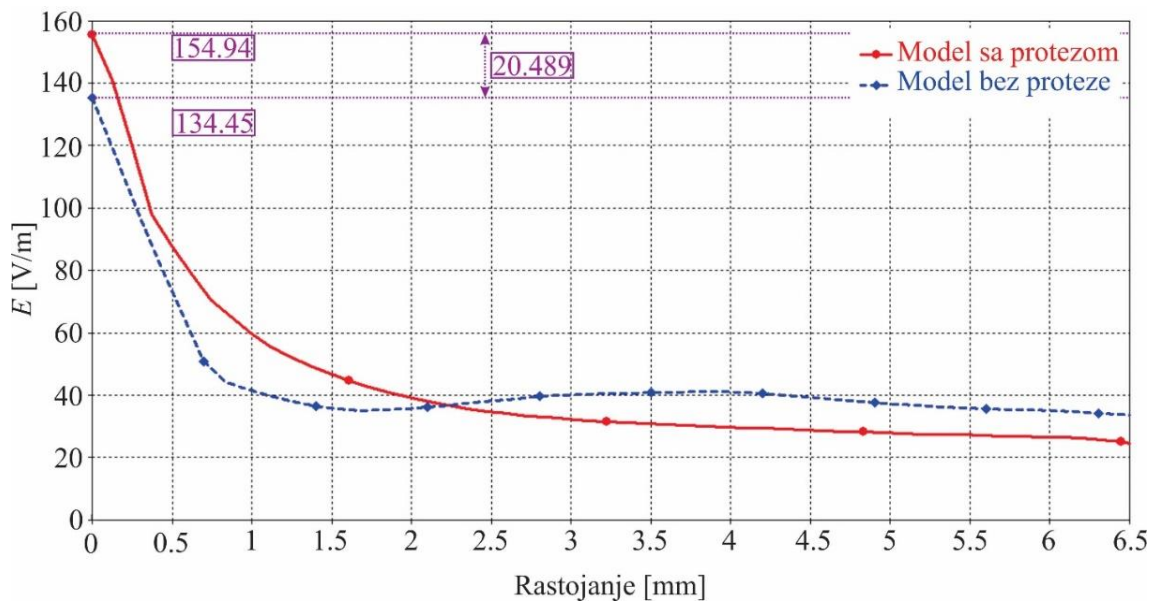
Slika 5.5.51 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 -G (Zub 2 - gornja vilica).



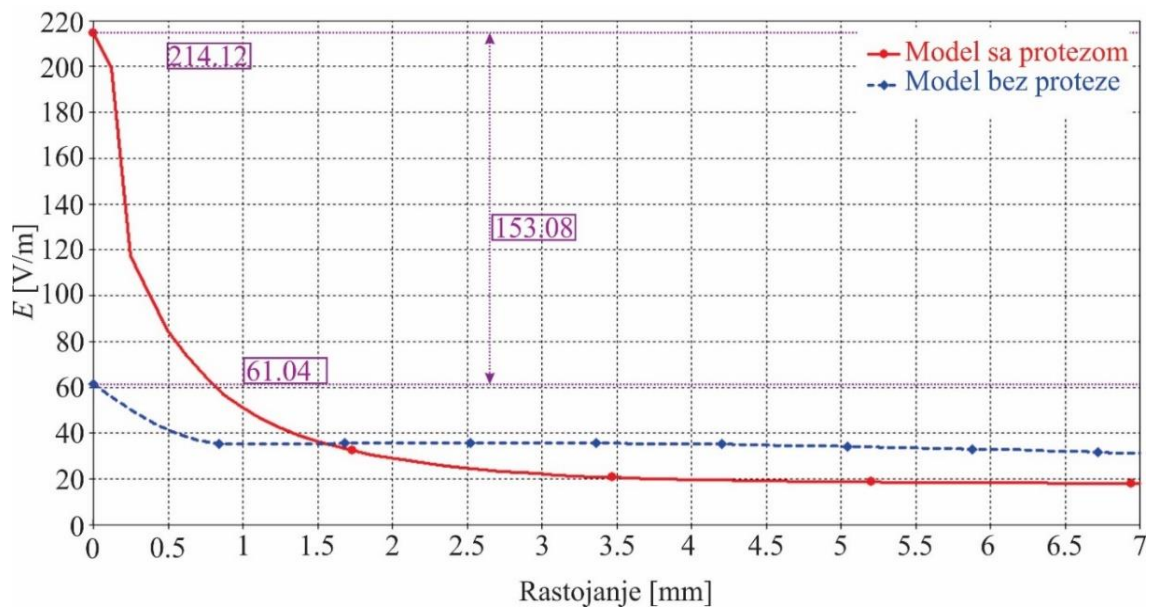
Slika 5.5.52 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 -G (Zub 3 - gornja vilica).



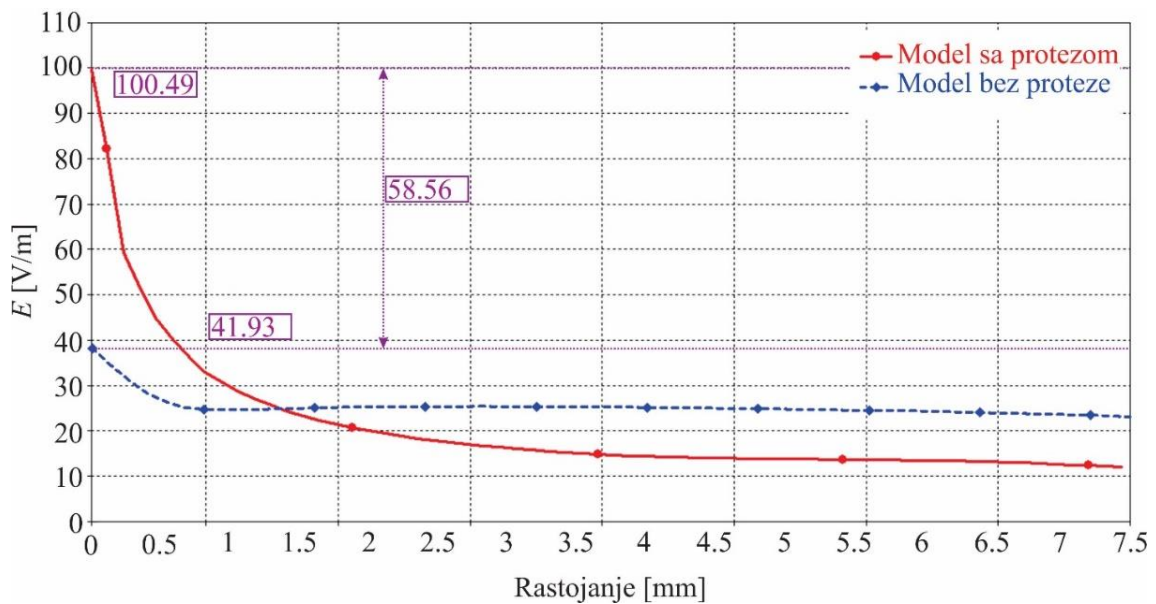
Slika 5.5.53 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_4 -G (Zub 4 - gornja vilica).



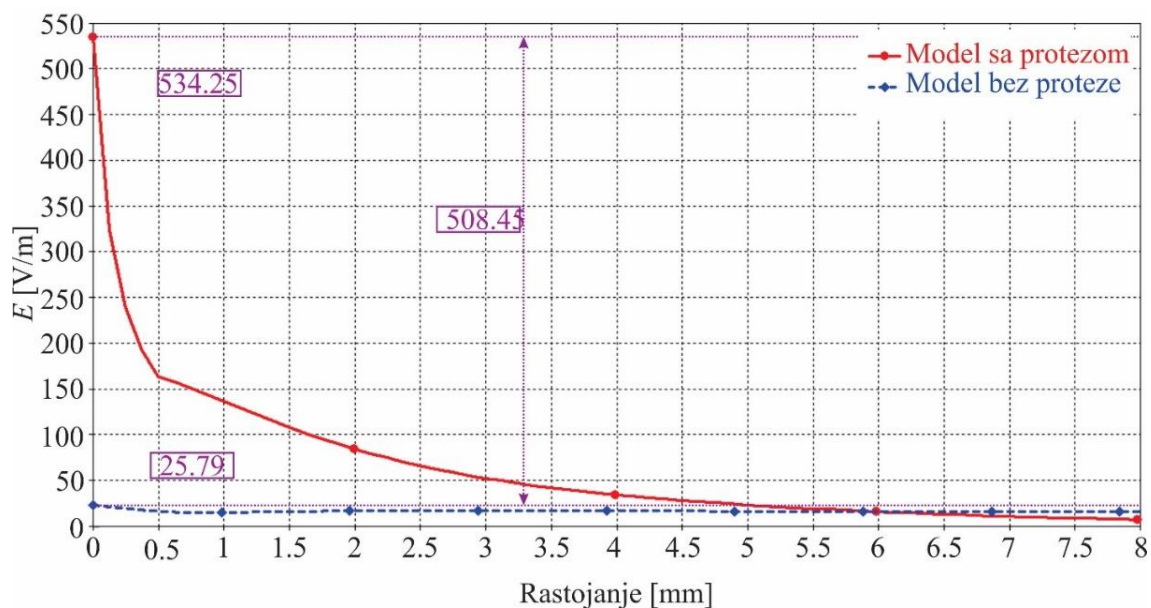
Slika 5.5.54 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_5 -G (Zub 5 - gornja vilica).



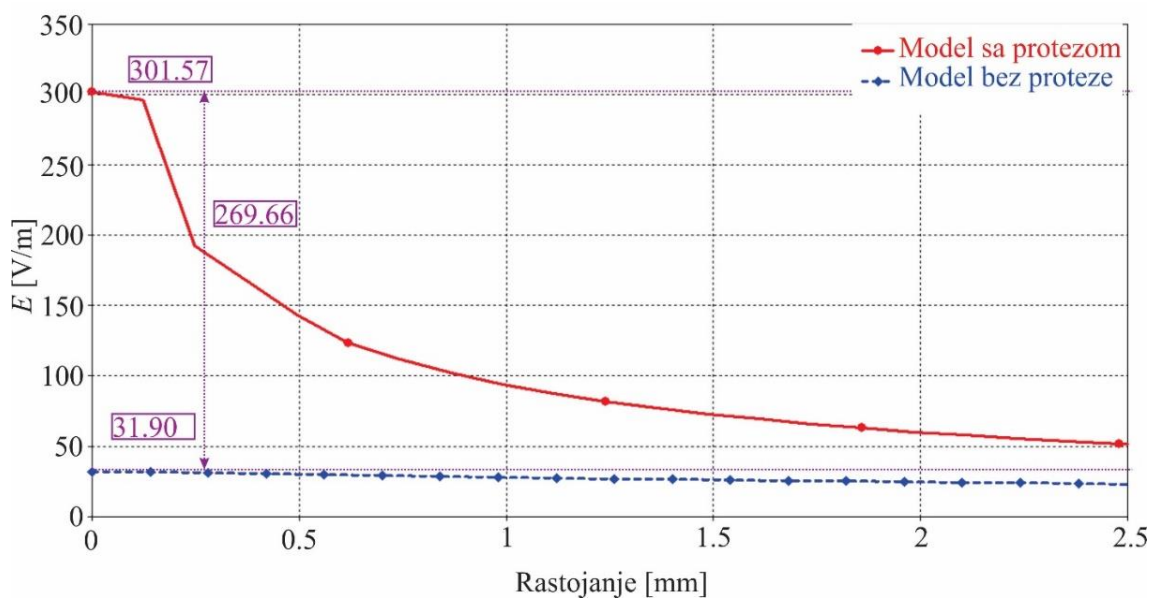
Slika 5.5.55 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_6 -G (Zub 6 - gornja vilica).



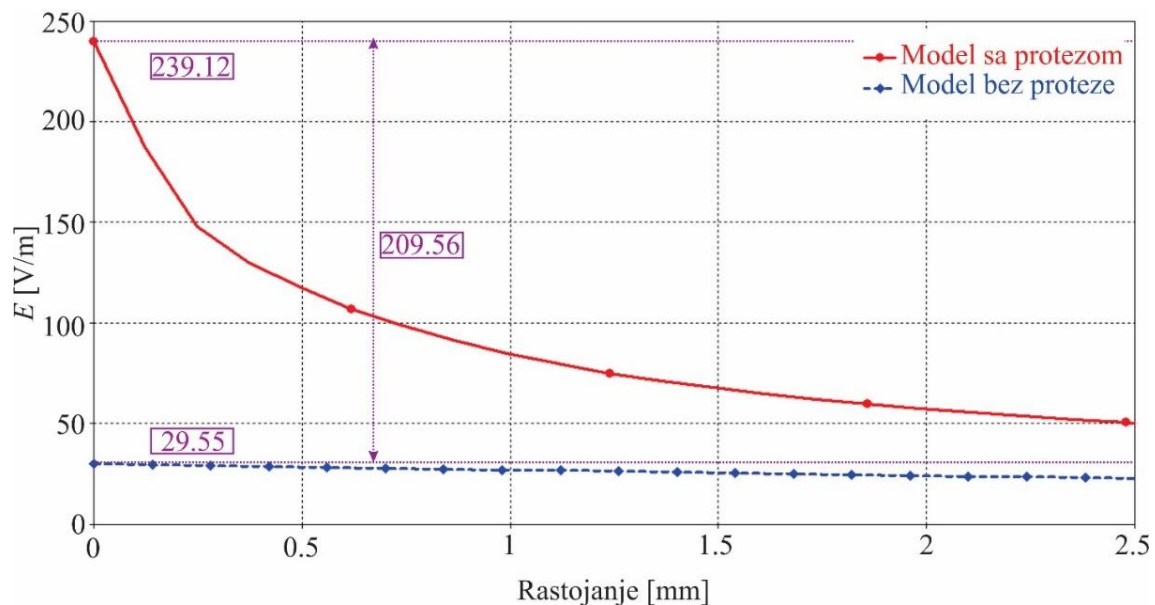
Slika 5.5.56 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_7 -G (Zub 7 - gornja vilica).



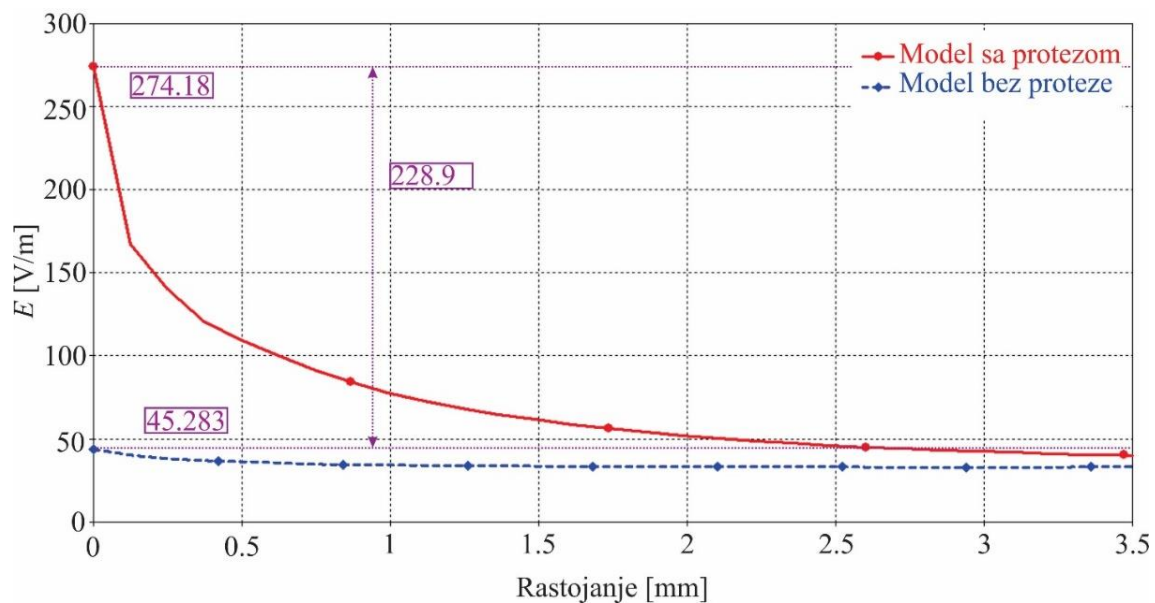
Slika 5.5.57 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_8-G (Zub 8 - gornja vilica).



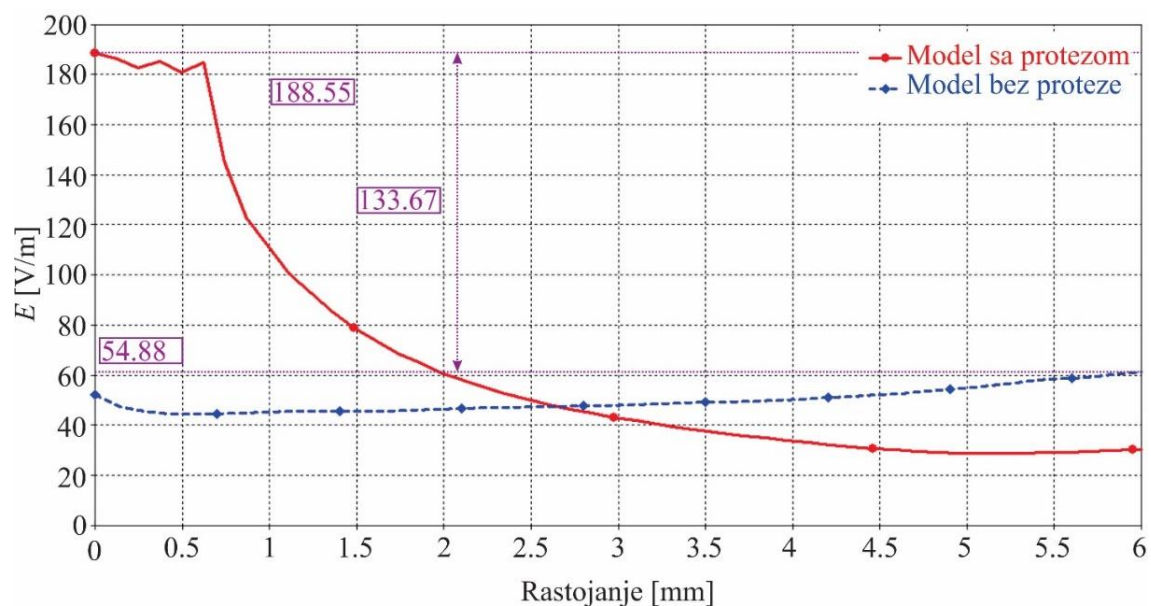
Slika 5.5.58 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_1-D (Zub 1 - donja vilica).



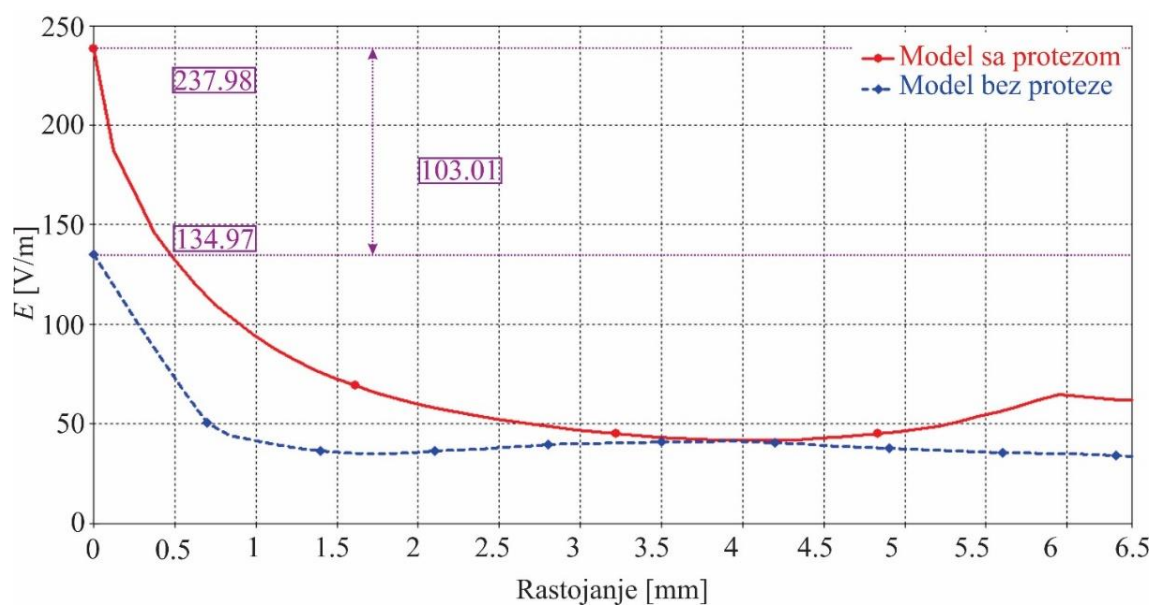
Slika 5.5.59 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_2 -D (Zub 2 - donja vilica).



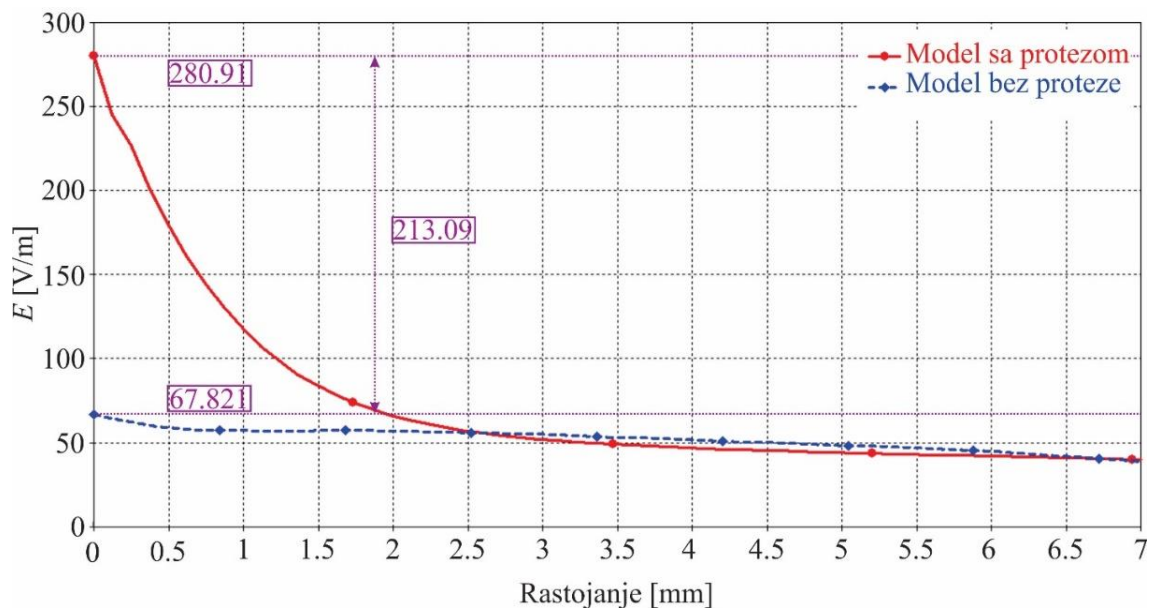
Slika 5.5.60 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_3 -D (Zub 3 - donja vilica).



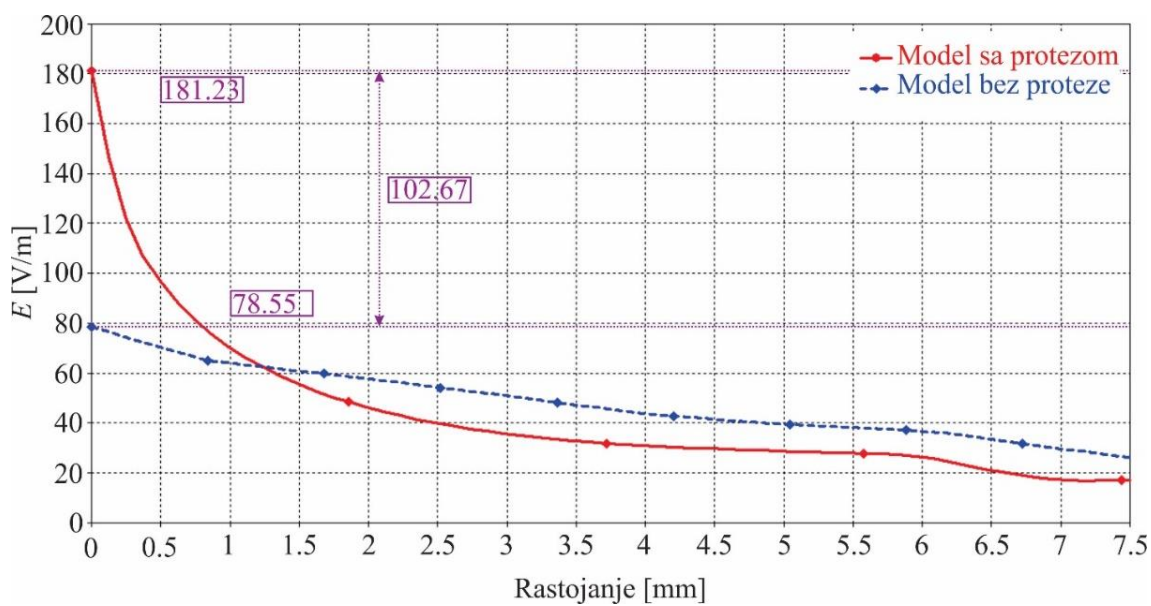
Slika 5.5.61 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₄-D (Zub 4 - donja vilica).



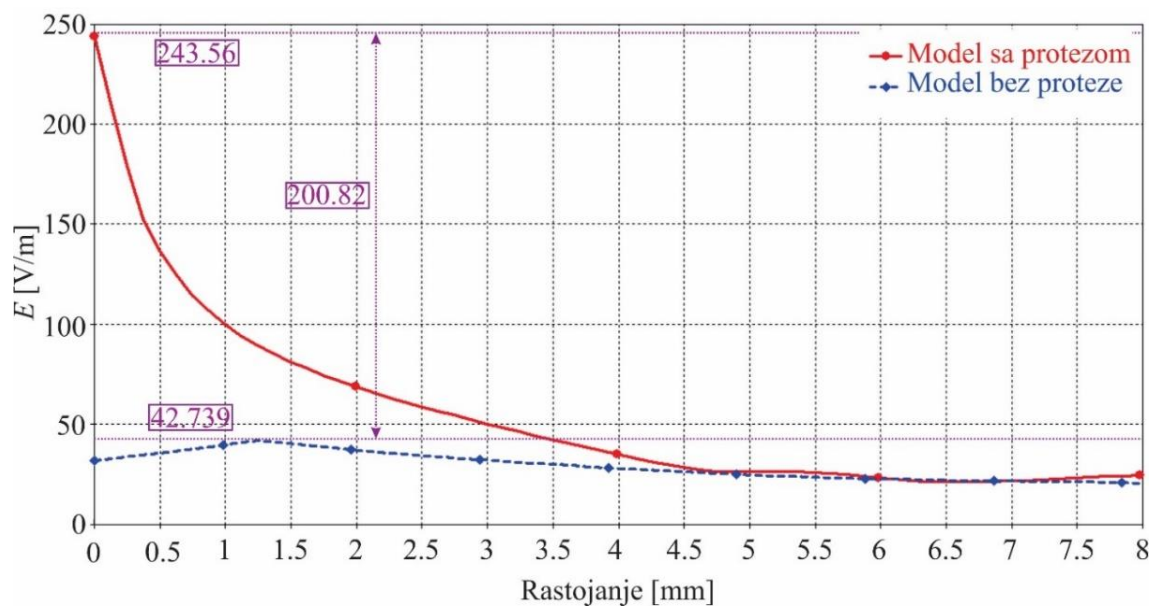
Slika 5.5.62 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₅-D (Zub 5 - donja vilica).



Slika 5.5.63 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_6 -D (Zub 6 - donja vilica).



Slika 5.5.64 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C_7 -D (Zub 7 - donja vilica).



Slika 5.5.65 - Promena intenziteta električnog polja E [V/m] duž pravca C₈-D (Zub 8 - donja vilica).

Ukoliko se izvrši uporedna analiza rezultata za vrednosti intenziteta električnog polja prikazanih na prethodnim slikama, može se doneti isti zaključak kao i u slučaju 3G mobilne mreže. Povećane vrednosti intenziteta električnog polja prisutne su unutar zuba na strani mobilnog telefona u slučaju modela sa fiksnom zubnom protezom. Takođe, uočava se da je intenzitet električnog polja unutar pojedinih zuba u prisustvu proteze značajno viši nego kod modela bez proteze i u gornjoj i u donjoj vilici.

Kako bi dobijeni rezultati bili pregledniji, maksimalne vrednosti intenziteta električnog polja unutar zuba u slučaju modela sa i bez proteze prikazane su u Tabeli 5.5.3. U tabeli su date maksimalne vrednosti intenziteta električnog polja, kao i njihov odnos za oba razmatrana modela.

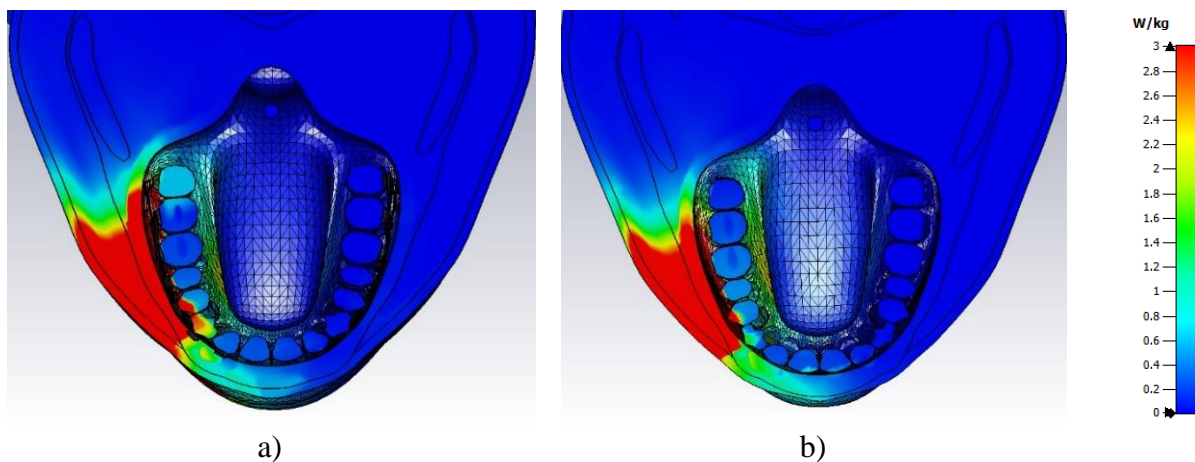
Tabela 5.5.3 - Maksimalne vrednosti električnog polja E [V/m] unutar zuba za model sa i model bez proteze.

	E [V/m]		Odnos
	Model sa protezom	Model bez proteze	
Gornja vilica			
Zub 1	182.78	46.17	3.96
Zub 2	193.44	46.74	4.14
Zub 3	144.45	54.88	2.63
Zub 4	279.98	100.11	2.80
Zub 5	154.94	134.45	1.15
Zub 6	214.12	61.04	3.51
Zub 7	100.49	41.93	2.40
Zub 8	534.25	25.79	20.72
Donja vilica			
Zub 1	301.57	31.90	9.45
Zub 2	239.12	29.55	8.09
Zub 3	274.18	45.28	6.06
Zub 4	188.55	54.88	3.44
Zub 5	237.98	134.97	1.76
Zub 6	280.91	67.82	4.14
Zub 7	181.23	78.55	2.31
Zub 8	243.56	42.74	5.70

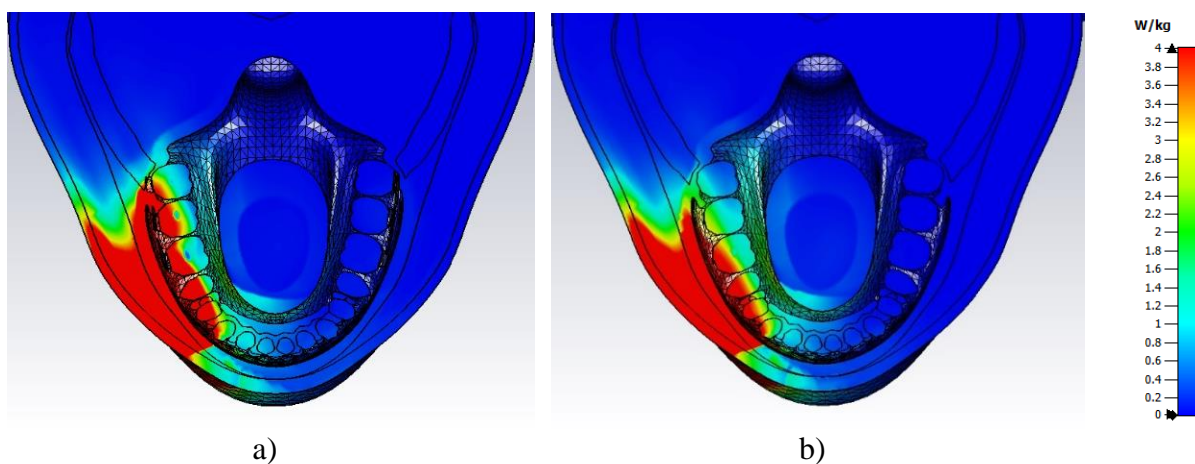
Iz prethodne tabele se može uočiti da su najveća odstupanja prisutna u slučaju gornje vilice unutar zuba 8, gde je vrednost intenziteta električnog polja 20.72 puta veća kod modela sa protezom. Maksimalna vrednost električnog polja unutar ovog zuba u prisustvo proteze iznosi čak 534.25V/m. Kod donje vilice, najveće odstupanje je unutar zuba 3 gde je maksimalna vrednost polja oko 6 puta veća u slučaju modela koji uključuje protezu.

5.5.2.2 Raspodela vrednosti SAR-a unutar modela glave korisnika

Prostorna raspodela SAR_{1g} za model sa i bez fiksne zubne proteze u poprečnom preseku za frekvenciju 4G mobilne mreže u nivou gornje proteze i donje proteze, prikazana je na slikama 5.5.66 i 5.5.67 respektivno. Paleta boja koja odgovara vrednostima SAR_{1g} podešena je na iste vrednosti za model sa i bez fiksne zubne proteze, kako bi se lakše izvršilo poređenje dobijenih rezultata.



Slika 5.5.66 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] za poprečni presek u nivou gornjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

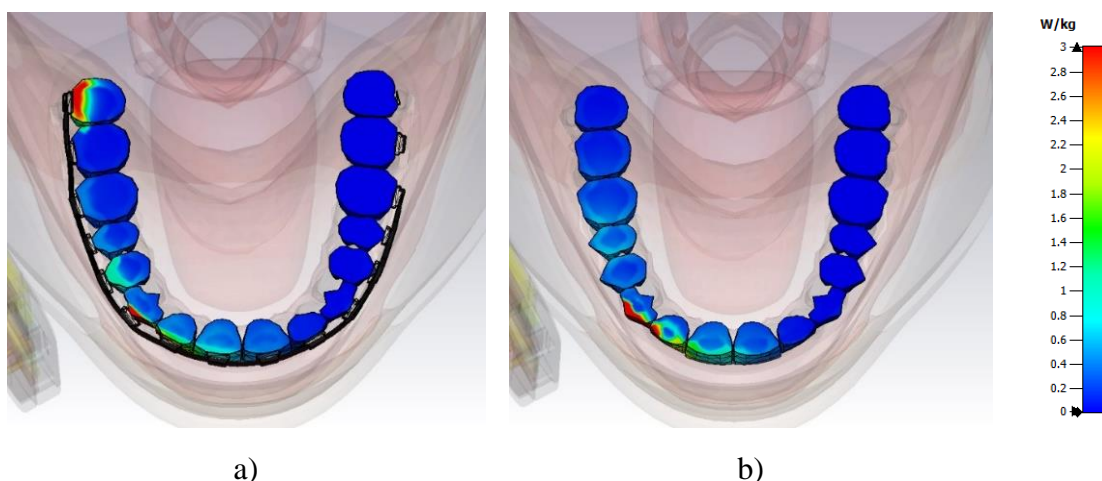


Slika 5.5.67 - Prostorna raspodela SAR_{1g} [W/kg] za poprečni presek u nivou donjih zuba unutar modela glave: a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

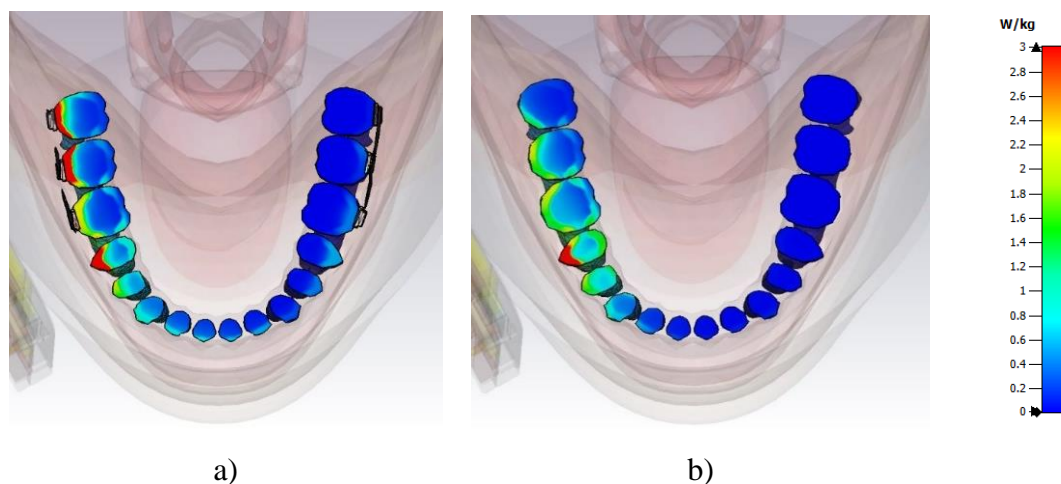
Analizom rezultata ilustrovanih na prethodnim slikama, može se uočiti da je količina apsorbovane energije, odnosno vrednost za SAR_{1g} veća kod modela sa fiksnom zubnom protezom u tkivima u okolini proteze.

Poput prikazanih rezultata za frekvenciju 3G mobilne mreže, od interesa je da se izvrši analiza uticaja fiksne zubne proteze na vrednosti SAR-a unutar pojedinih zuba. Takođe, i ovde je usrednjavanje vrednosti SAR-a izvršeno za manje mase tkiva. U nastavku je prikazana prostorna raspodela SAR_{0.1g} unutar samih zuba kod modela sa i bez proteze.

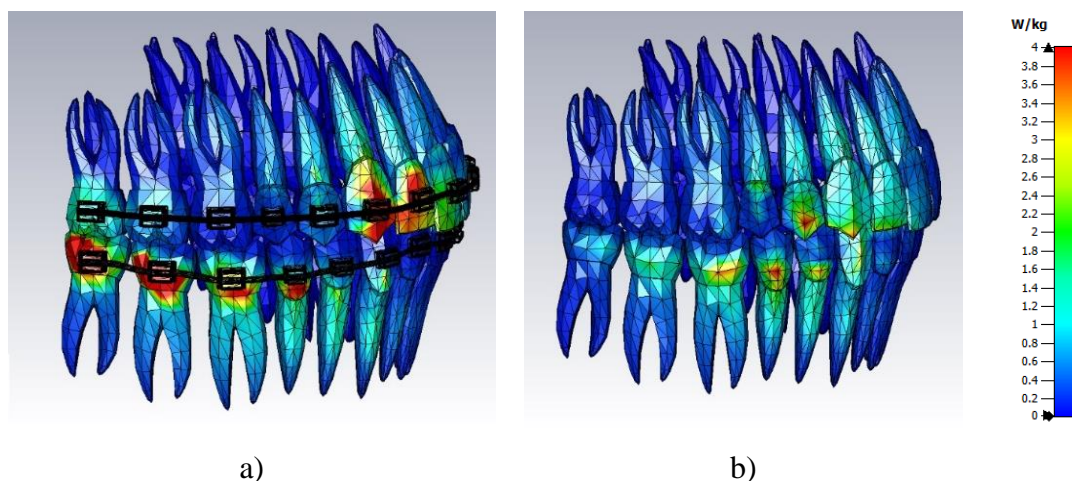
Na slikama 5.5.68 i 5.5.69 prikazana je raspodela SAR_{0.1g} unutar zuba za oba modela u nivou gornje i donje zubne proteze respektivno, dok su raspodele SAR_{0.1g} na površini zuba za model sa i model bez proteze data na slici 5.5.70.



Slika 5.5.68 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] kroz gornje zube unutar modela glave:
a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

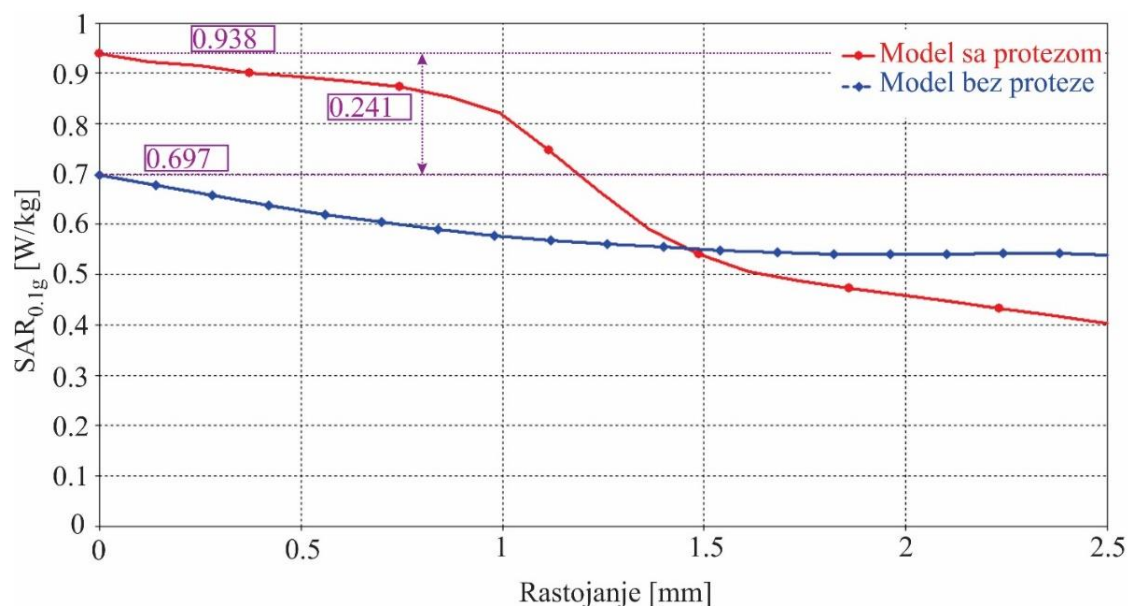


Slika 5.5.69 - Prostorna raspodela SAR_{0.1g} [W/kg] kroz donje zube unutar modela glave:
a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

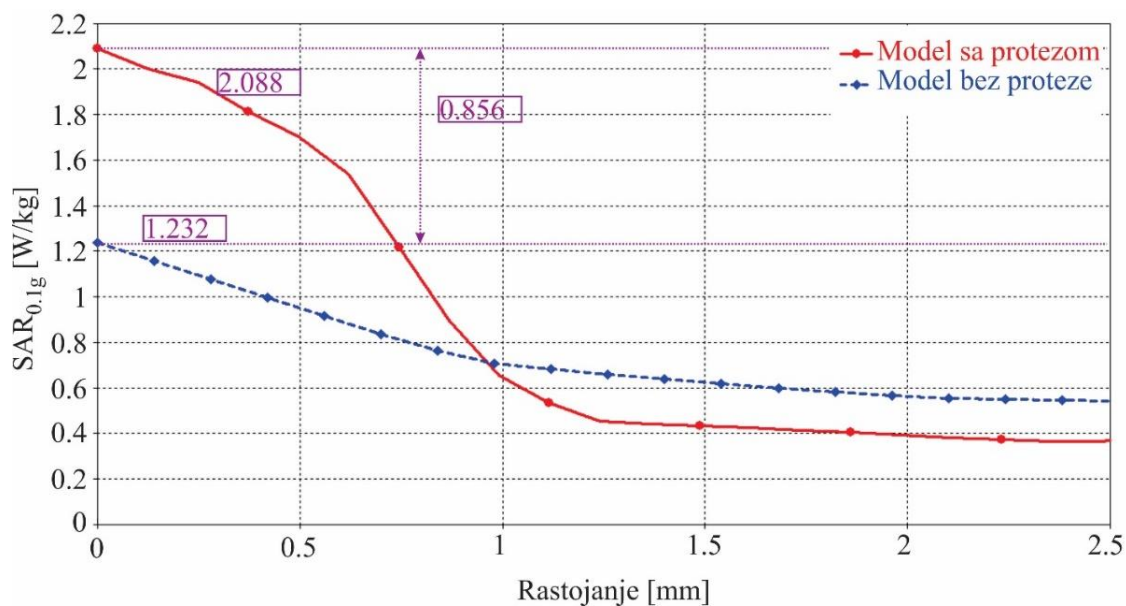
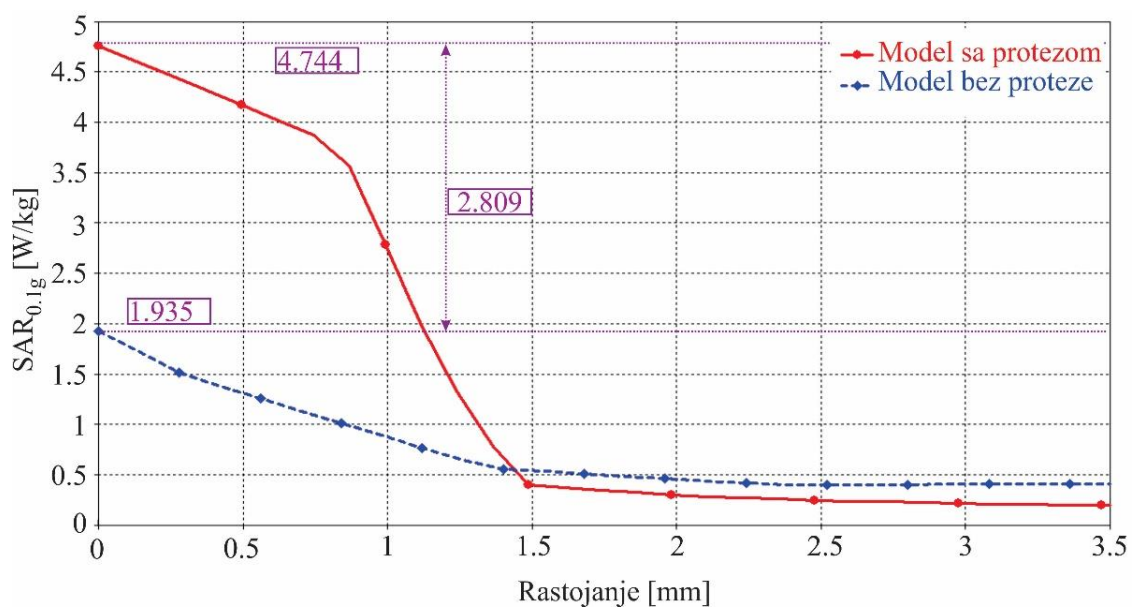


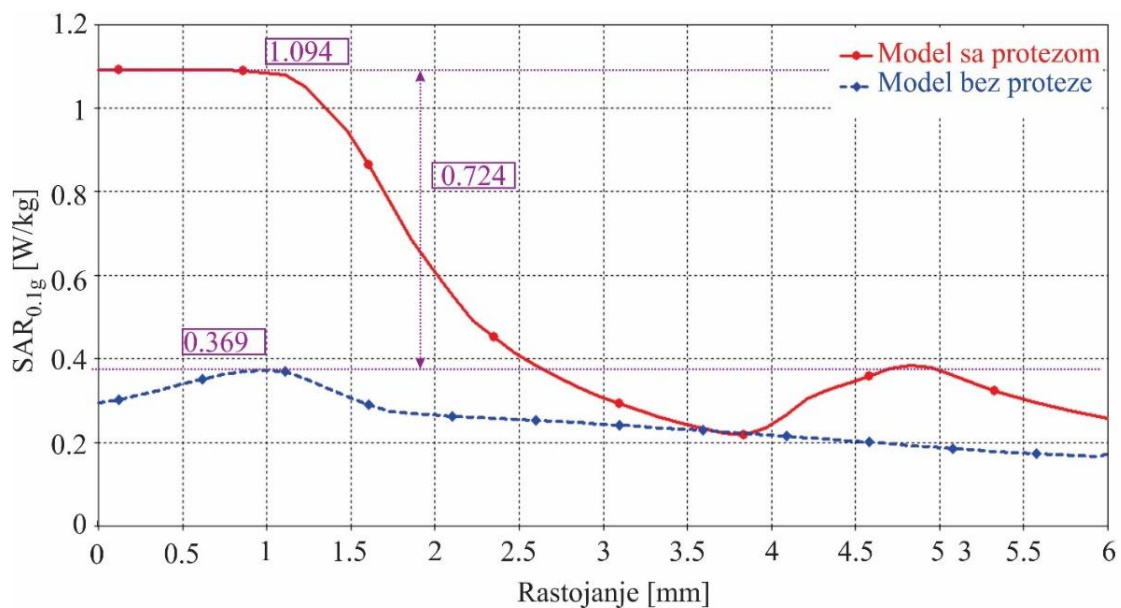
Slika 5.5.70 – Prostorna raspodela $SAR_{0.1g}$ [W/kg] na površini zuba kod modela glave:
a) sa fiksnom zubnom protezom i b) bez fiksne zubne proteze.

Rezultati dobijeni simulacijom za vrednosti $SAR_{0.1g}$, prikazani na prethodnim slikama (5.5.68 - 5.5.70), ukazuju na to da više vrednosti $SAR_{0.1g}$ postoje kod modela sa fiksnom zubnom protezom. Maksimalne vrednosti $SAR_{0.1g}$ pojedinačno unutar svakog zuba, na strani na kojoj je pozicioniran mobilni telefon, mogu se videti iz grafika datih na slikama 5.5.71 - 5.5.86. I ovde su rezultati prikazani za pravce date na slici 5.5.2.

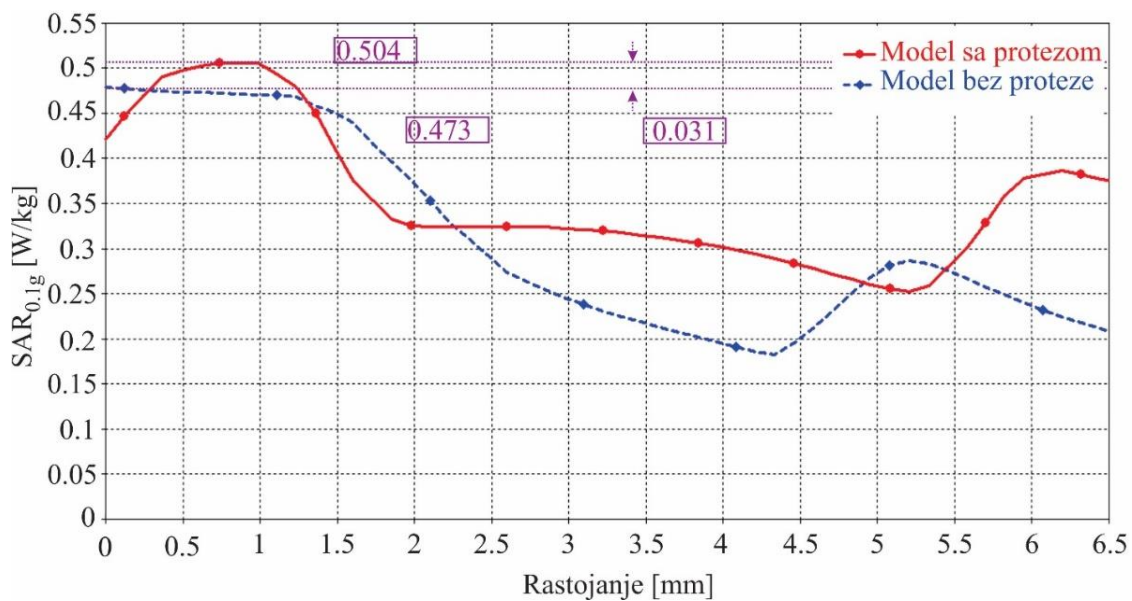


Slika 5.5.71 - Promena vrednosti $SAR_{0.1g}$ [W/kg] duž pravca C₁-G (Zub 1 - gornja vilica).

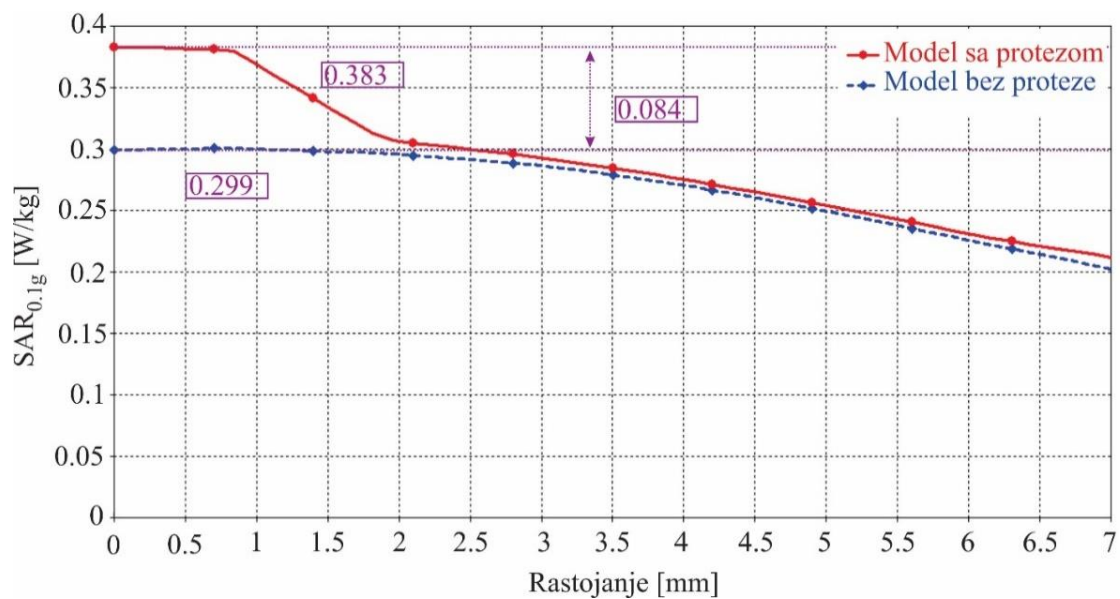
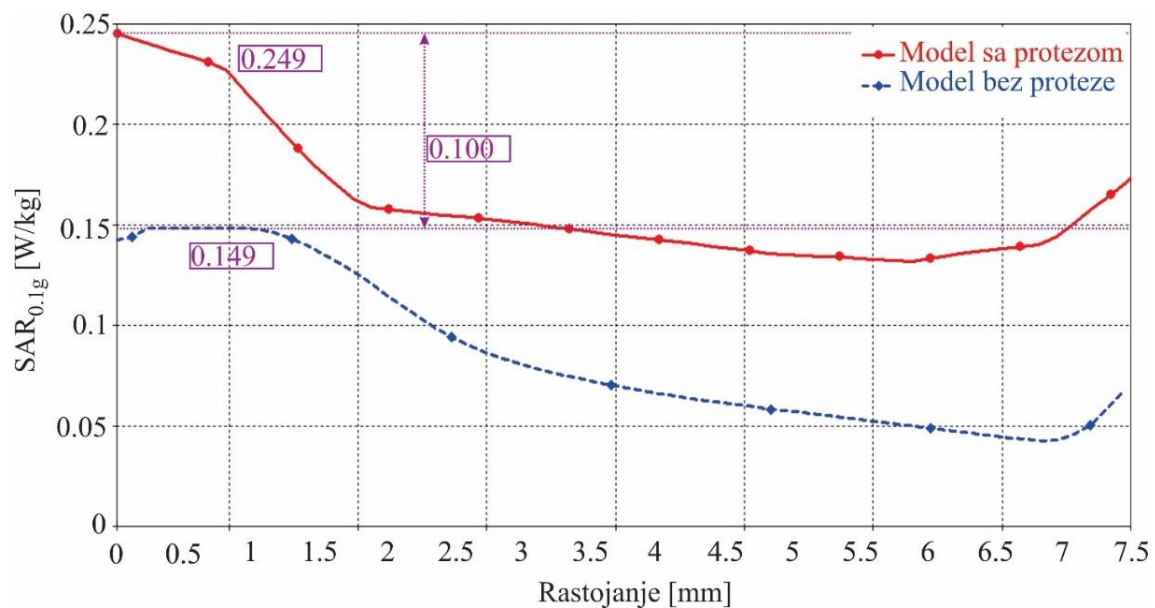
Slika 5.5.72 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₂-G (Zub 2 - gornja vilica).Slika 5.5.73 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₃-G (Zub 3 - gornja vilica).

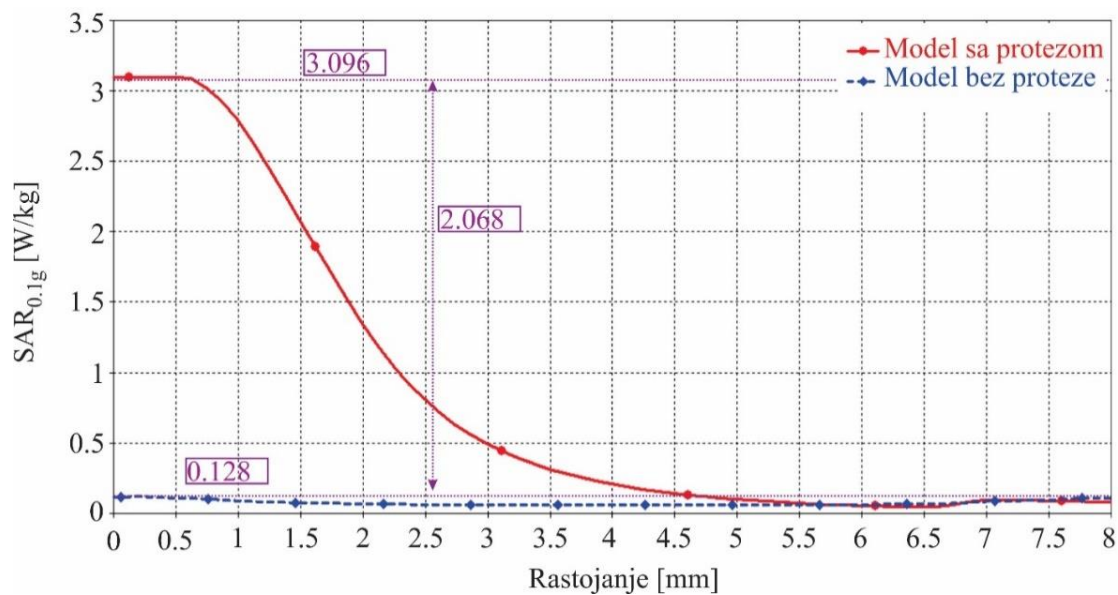
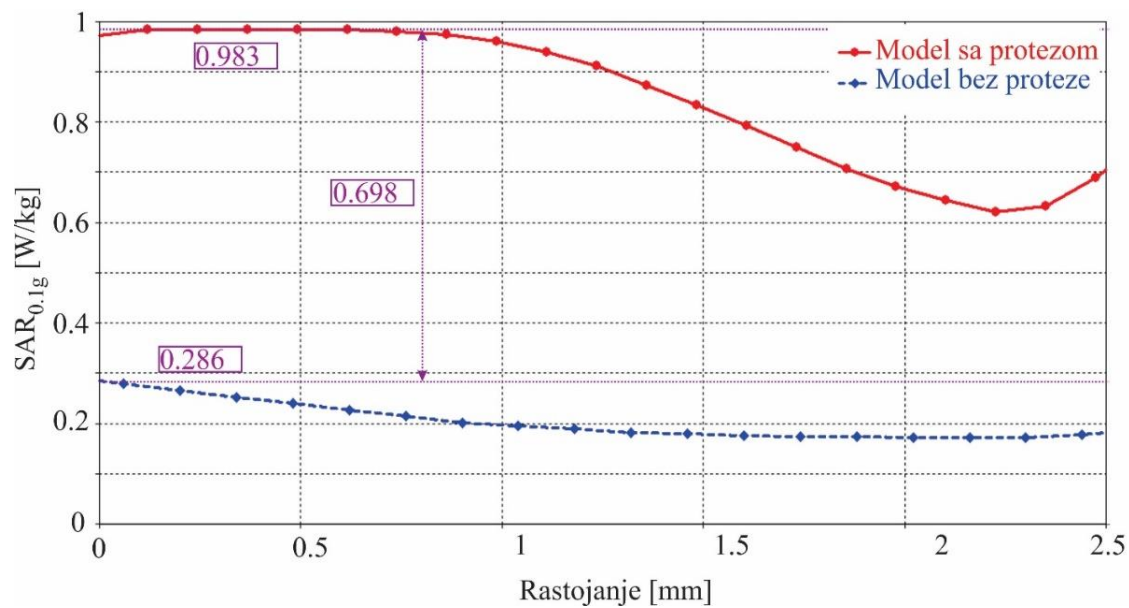


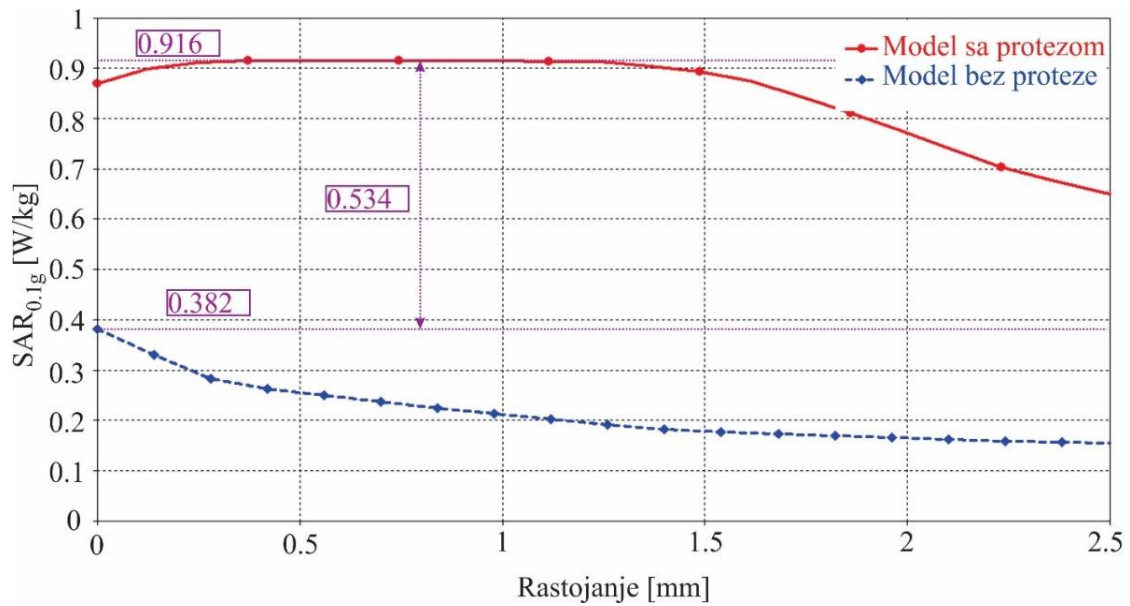
Slika 5.5.74 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₄-G (Zub 4 - gornja vilica).



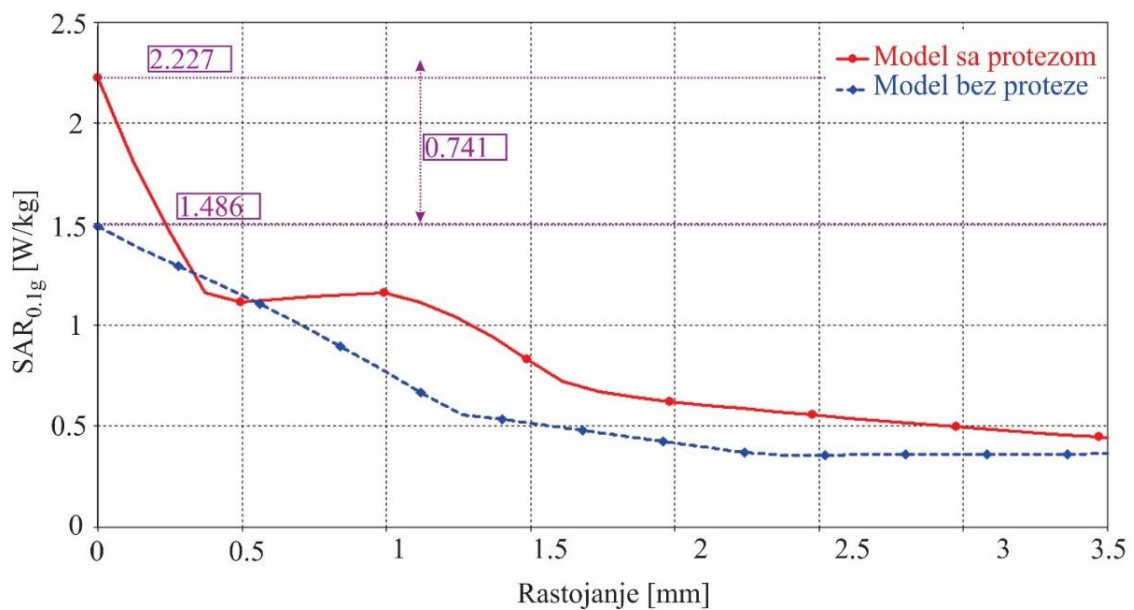
Slika 5.5.75 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₅-G (Zub 5 - gornja vilica).

Slika 5.5.76 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₆-G (Zub 6 - gornja vilica).Slika 5.5.77 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₇-G (Zub 7 - gornja vilica).

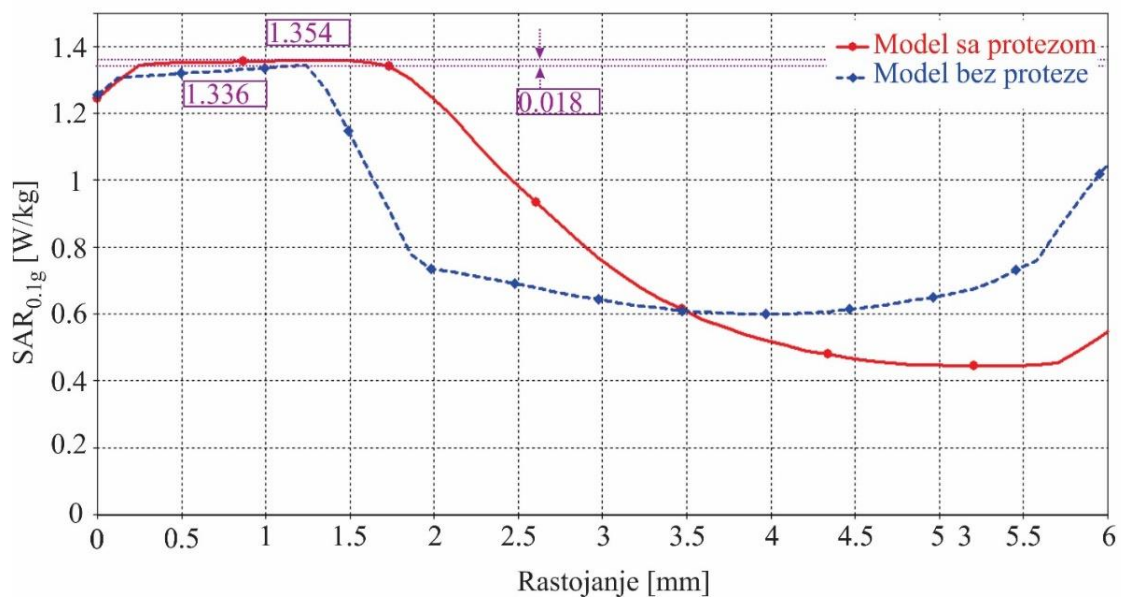
Slika 5.5.78 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₈-G (Zub 8 - gornja vilica).Slika 5.5.79 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₁-D (Zub 1 - donja vilica).



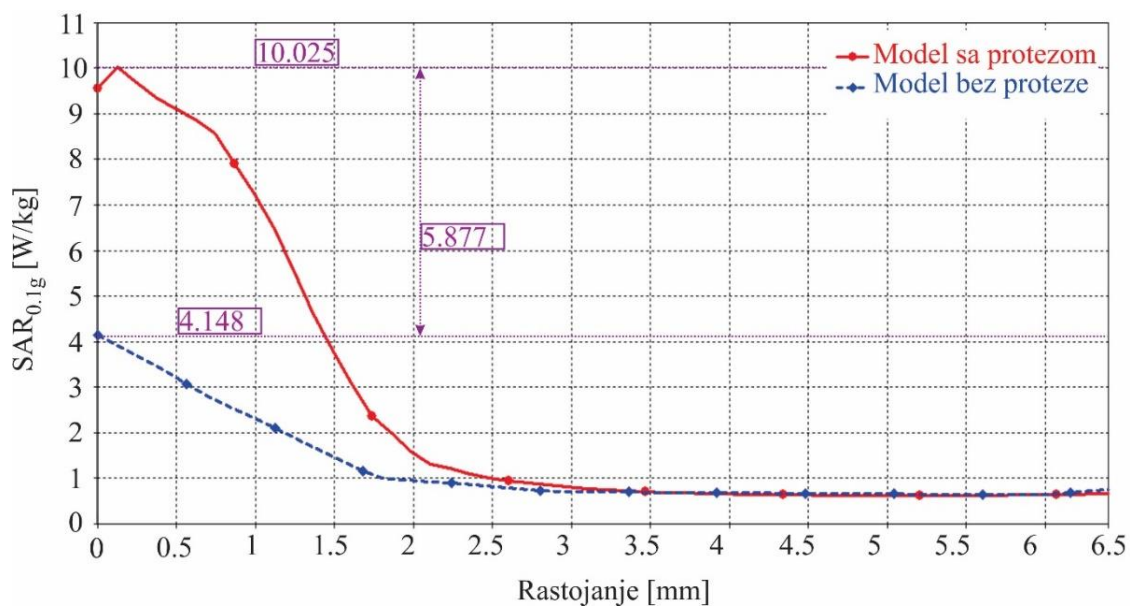
Slika 5.5.80 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₂-D (Zub 2 - donja vilica).



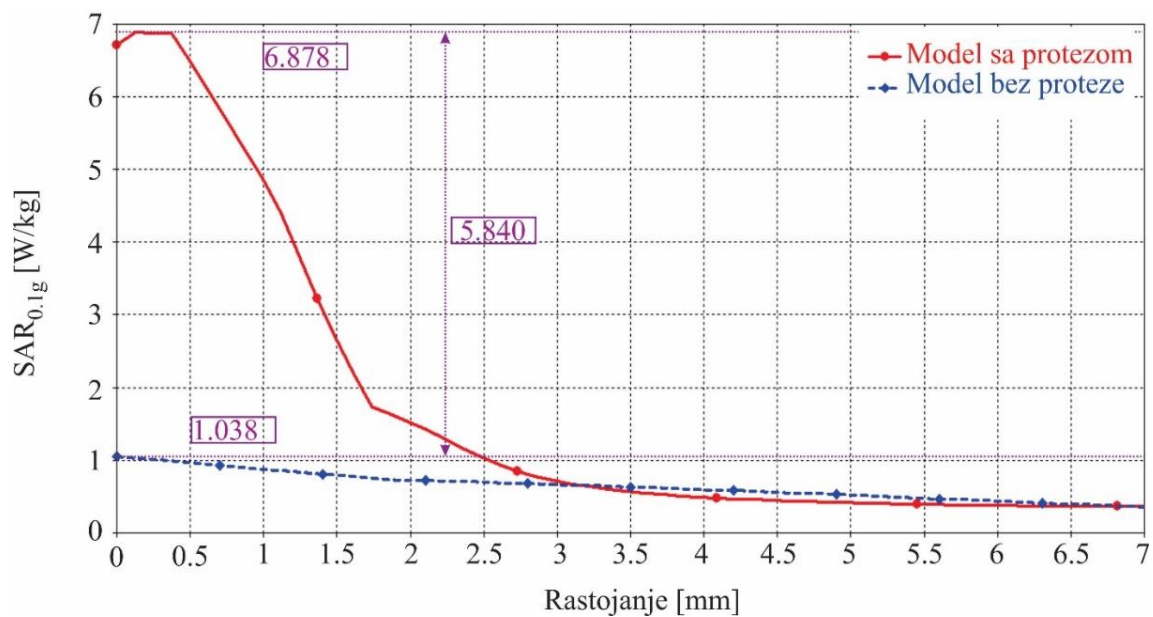
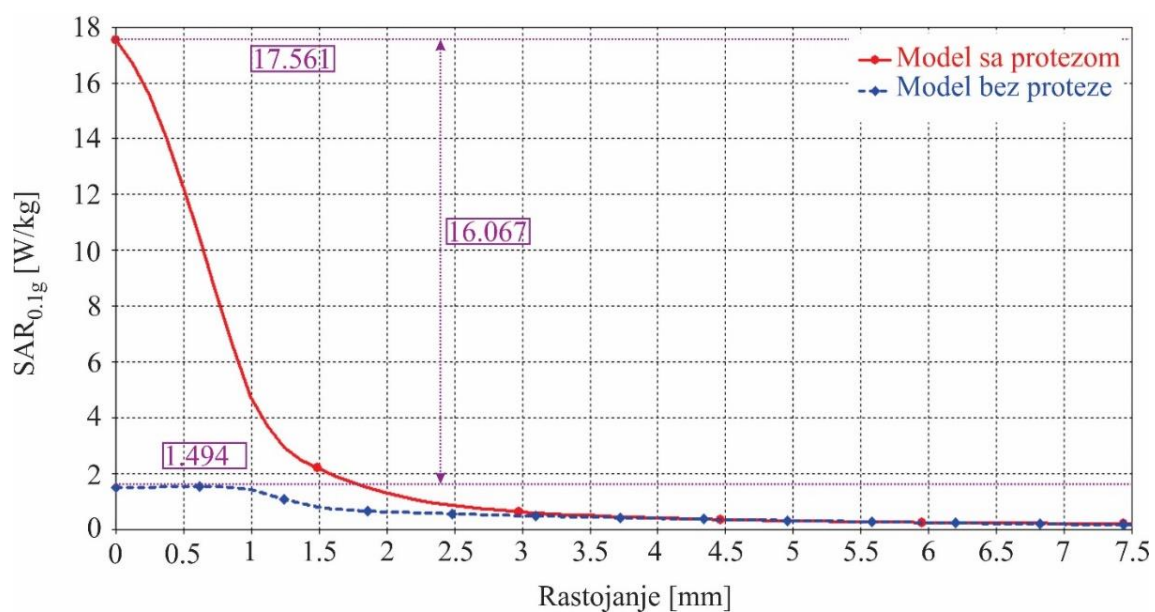
Slika 5.5.81 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₃-D (Zub 3 - donja vilica).

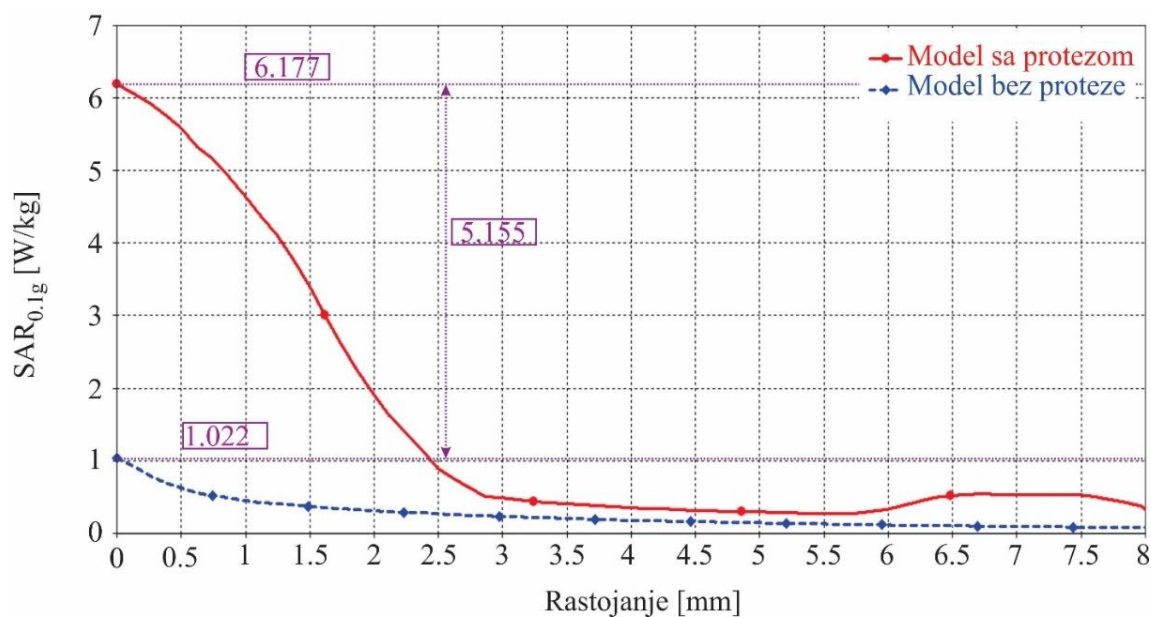


Slika 5.5.82 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₄-D (Zub 4 - donja vilica).



Slika 5.5.83 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₅-D (Zub 5 - donja vilica).

Slika 5.5.84 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₆-D (Zub 6 - donja vilica).Slika 5.5.85 - Promena vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] duž pravca C₇-D (Zub 7 - donja vilica).



Slika 5.5.86 - Promena vrednosti $SAR_{0.1g}$ [W/kg] duž pravca C₈-D (Zub 8 - donja vilica).

Na osnovu prethodnih grafika, može se konstatovati da i za frekvenciju 4G mobilne mreže (2600 MHz), prisustvo fiksne zubne proteze uzrokuje porast vrednosti $SAR_{0.1g}$ unutar zuba koji pripadaju gornjoj i donjoj vilici.

Maksimalne vrednosti $SAR_{0.1g}$ za oba modela kao i njihov odnos prikazani su u Tabeli 5.5.4 radi bolje preglednosti i lakšeg upoređivanja.

Analizirajući vrednosti iz Tabele 5.5.4, može se zaključiti da je najveća razlika između vrednosti $SAR_{0.1g}$ dobijene za oba modela, prisutna kod gornje vilice unutar zuba 8, i 23.84 puta je veća u slučaju modela sa protezom. Kod donje vilice, najveća razlika prisutna je kod zuba 7, gde maksimalna vrednost $SAR_{0.1g}$ iznosi 17.56 W/kg kod modela sa protezom i 11.79 puta je veća od vrednosti dobijene u slučaju modela bez proteze. Ovo je i najviša vrednost $SAR_{0.1g}$ u razmatranim modelima. U slučaju modela bez proteze, maksimalna vrednost $SAR_{0.1g}$ javlja se kod zuba 5 u donjoj vilici i iznosi 4.15 W/kg.

Tabela 5.5.4. - Maksimalne vrednosti SAR_{0.1g} [W/kg] unutar zuba za model sa i model bez proteze.

	SAR _{0.1g} [W/kg]		Odnos
	Model sa protezom	Model bez proteze	
Gornja vilica			
Zub 1	0.94	0.70	1.34
Zub 2	2.09	1.23	1.70
Zub 3	4.74	1.94	2.44
Zub 4	1.09	0.37	2.95
Zub 5	0.50	0.47	1.06
Zub 6	0.38	0.30	1.27
Zub 7	0.25	0.15	1.67
Zub 8	3.10	0.13	23.84
Donja vilica			
Zub 1	0.98	0.29	3.38
Zub 2	0.92	0.38	2.42
Zub 3	2.23	1.49	1.50
Zub 4	1.35	1.34	1.01
Zub 5	10.03	4.15	2.42
Zub 6	6.88	1.04	6.62
Zub 7	17.56	1.49	11.79
Zub 8	6.18	1.02	6.06

Prethodne analize rezultata za intenzitet električnog polja, kao i količine apsorbovane energije unutar zuba, upućuju na evidentno povećanje maksimalnih vrednosti intenziteta električnog polja i SAR-a kako na frekvenciji 3G (1800 MHz) tako i na frekvenciji 4G (2600 MHz) mobilne mreže, u prisustvu fiksne zubne proteze. Treba napomenuti da se najveće razlike intenziteta električnog polja i SAR-a javljaju na površinskim delovima zuba, neposredno uz bravicu koja služi za pričvršćivanje luka ili žice u okviru proteze.

5.6 Diskusija dobijenih rezultata

Na osnovu prethodno izloženih rezultata, može se videti da je najpre izvršena numerička analizu uticaja titanijumske ploče koja se uglavnom koristi za rekonstrukciju velikog defekta u frontalnom i neurokranijalnom delu lobanje. Analizirana je prostorna raspodela intenziteta električnog polja kao i količina apsorbovane energije elektromagnetskog talasa mobilnog telefona unutar modela glave sa i bez titanijumske ploče. Raspodela elektromagnetskog polja unutar modela analizirana je za horizontalni poprečni presek izabran tako da se nalazi u nivou antene mobilnog telefona, odnosno titanijumske ploče. Rezultati su prikazani i duž različitih pravaca koji se nalaze u istom nivou čime je, nakon odgovarajuće analize, dodatno kvantifikovan uticaj prisutnosti titanijumske ploče na raspodelu električnog polja i SAR-a unutar modela glave korisnika mobilnog telefona.

Analizom dobijenih rezultata za intenzitet električnog polja, pokazano je da prisutnost titanijumske ploče utiče na raspodelu električnog polja unutar modela, kako na frekvenciji 3G, tako i na frekvenciji 4G mobilne mreže. Znatno više vrednosti intenziteta električnog polja primetne su u površinskim slojevima modela, odnosno unutar kože, masnog tkiva i mišićnog tkiva kod modela sa titanijumskom pločom. Unutar bioloških tkiva koja se nalaze ispod titanijumske ploče (lobanja, moždana voda i mozak), intenzitet električnog polja je veći kod modela kod koga je titanijumska ploča odsutna.

Sličan uticaj titanijumske ploče primetan je i kada je reč o količini apsorbovane elektromagnetske energije, odnosno vrednosti SAR-a unutar tkiva korisnika. Na osnovu dobijenih rezultata, evidentno je da se više vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} javljaju unutar bioloških tkiva korisnika koja se nalaze između mobilnog telefona i titanijumske ploče. Kada su u pitanju dublji slojevi modela, vrednosti SAR-a unutar moždane vode i mozga više su kod modela bez titanijumske ploče.

Dobijeni rezultati koji se odnose na raspodelu intenziteta električnog polja, odnosno vrednosti SAR-a, upućuju na zaključak da titanijumska ploča štiti biološka tkiva i organe koji se nalaze iza nje (moždana voda i mozak), jer svojim prisustvom smanjuje dubinu prodiranja elektromagnetskog talasa mobilnog telefona. Istovremeno, prisustvo titanijumske ploče rezultuje povećanjem intenziteta električnog polja unutar površinskih slojeva modela, što je posledica refleksije polja mobilnog telefona.

Takođe, opisan je proces formiranja numeričkog modela i dati su rezultati za određivanje uticaja titanijumske dinamičke mrežice na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnog telefona unutar tkiva korisnika. Ova dinamička mrežica uglavnom se koristi za

rekonstrukciju manjih defekata lobanje. Kao i u slučaju titanijumske ploče, analizirana je prostorna raspodela električnog polja i količina apsorbirane energije elektromagnetskog talasa mobilnog telefona unutar modela glave sa i bez mrežice. Uporedna analiza dobijenih rezultata izvršena je za horizontalni poprečni presek, izabran tako da se nalazi u nivou antene mobilnog telefona i titanijumske mrežice. I ovde su rezultati dobijeni numeričkom simulacijom prikazani duž različitih pravaca na osnovu kojih se može proceniti uticaj prisutnosti mrežice na raspodelu električnog polja i SAR-a unutar modela glave korisnika mobilnog telefona.

Analiza dobijenih rezultata ukazuje na to da prisustvo mrežice za posledicu ima povišene vrednosti električnog polja i SAR-a (SAR_{1g} i SAR_{10g}) unutar površinskih slojeva modela (koža, masno tkivo i mišićno tkivo). U dubljim slojevima (moždana voda i mozak), primetne su nešto niže vrednosti električnog polja u odnosu na model bez titanijumske mrežice. Ovakvi efekti implantata na raspodelu polja mobilnog telefona unutar tkiva primetni su i na 3G i na 4G frekvenciji mobilne mreže.

Takođe, razmatran je uticaj na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnog telefona još jednog metalnog medicinskog implantata, titanijumske pločice i šrafova za fiksaciju fragmenata mandibule. Budući da su pločice i šrafovi smešteni u predelu mandibule u čijoj blizini se može naći i antena mobilnog telefona (u regiji mikrofona), izvršena je analiza uticaja ove vrste implantata na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnog telefona unutar tkiva korisnika.

Rezultati dobijeni numeričkim proračunom kako za intenzitet električnog polja, tako i za vrednosti SAR-a, analizirani su za različite poprečne preseke koji se nalaze u nivou implantata. Dobijeni rezultati prikazani su i duž pravca koji prolazi kroz regiju u kojoj je očekivani uticaj implantata najveći.

Uporednom analizom rezultata simulacije za oba modela (sa i bez implantata) pokazano je da prisustvo pločice ima za posledicu značajno povećanje intenziteta električnog polja, kao i količine apsorbirane elektromagnetske energije. Najveće razlike u rezultatima simulacije (vrednosti električnog polja i SAR-a) za model sa i bez pločice, primećene su unutar masnog i mišićnog tkiva, kao i mandibule na kojoj je titanijumska pločica fiksirana pomoću šrafova. Uticaj titanijumske pločice na raspodelu elektromagnetskog polja i SAR-a u okolnim biološkim tkivima primetan je za obe frekvencije (1800 MHz i 2600 MHz).

U okviru rada analiziran je i uticaj dentalnog implantata na raspodelu polja i energije zračenja mobilnog telefona unutar glave korisnika. Usled nedostatka zuba, ova vrsta

implantata hiruški se ugrađuje u kost u cilju zamene korena jednog ili više nedostajećih zuba. Usporedna analiza dobijenih rezultata za model sa i model bez dentalnih implantanata, izvršena je za različite poprečne preseke izabrane tako da leže u nivou samih implantanata.

Na osnovu sveobuhvatne analize prostorne raspodele intenziteta električnog polja i apsorbovane elektromagnetske energije, može se zaključiti da prisustvo dentalnog implantata rezultuje povećanjem intenziteta električnog polja i vrednosti SAR-a u okolnim biološkim tkivima. Najveći uticaj zabeležen je u samoj mandibuli, neposredno pored implantata i u istoj meri izražen je na obe (3G i 4G) frekvencije mobilne mreže.

U skladu sa ciljem istraživanja opisanih u ovom radu, od interesa je bilo odrediti prostornu raspodele SAR-a unutar mandibule, odnosno zuba u prisustvu dentalnog implantata. Poznato je da se tipično usrednjavanje SAR-a vrši za masu tkiva od 1 g (SAR_{1g}) i 10g (SAR_{10g}). Međutim, u slučaju dentalnih implantata, kao i slučaju fiksne zubne proteze, organi koji su predmet analize jesu mandibula i zubi, koji imaju malu masu. Naime, mandibula je modelovana tako da ima masu od oko 85 g, dok je najveći modelovani zub težak svega 1.63 g, a najmanji 0.75 g. Zbog ovoga, poznavanje vrednosti SAR_{10g} u slučaju dentalnih implantata, (kao i vrednosti SAR_{1g} i SAR_{10g} u slučaju fiksne zubne proteze), nema velikog značaja prilikom određivanja uticaja pomenutih implantanata na vrednosti apsorbovane energije unutar okolnih tkiva od mobilnog telefona. Ukoliko bi se usrednjavanje SAR-a vršilo za masu od 10 g u slučaju mandibule, (ili masu tkiva od 1 g i 10 g u slučaju zuba), pored ovih tkiva/organa, prilikom usrednjavanja SAR-a bila bi obuhvaćena i okolna tkiva. Zato je, radi preciznije analize uticaja ovih implantanata na vrednosti apsorbovane energije od mobilnog telefona u okolnim tkivima, neophodno usrednjiti SAR za manje mase tkiva, što je u okviru ovog istraživanja i učinjeno.

Konačno, poslednji metalni medicinski implantat koji je bio predmet istraživanja u radu je fiksna zubna proteza. Interes da se izvrši analiza uticaja ovog implantata na raspodelu polja i SAR-a od mobilnog telefona unutar okolnih bioloških tkiva korisnika, uzrokovan je povećanjem interesovanja za ovaj implantat, sve češće i kod odraslih osoba. Podsetimo da je u proseku dužina nošenja fiksne proteze oko 2 godine. Kako se bravice fiksne zubne proteze specijalnim lepkom pričvršćuju na površine zuba, analiza uticaja fiksne zubne proteze na prodrlo elektromagnetsko polje izvršena je unutar samih zuba. Analiza je vršena za zube u neposrednoj okolioni telefona, jer su oni najizloženiiji elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona.

Uporednom analizom dobijenih rezultata za oba modela (model sa i model bez proteze), zaključeno je da prisustvo fiksne zubne proteze značajno povećava vrednost intenziteta električnog polja unutar gornjih i donjih zuba na strani na kojoj je smešten izvor elektromagnetskog zračenja (telefon). Vrednost intenziteta električnog polja može biti čak i skoro sedam puta viša u prisustvu proteze.

Sličan zaključak se može doneti i kada se radi o rezultatima za raspodelu vrednosti SAR-a. Ranije je napomenuto da je zbog male mase zuba analizirana raspodela vrednosti SAR-a, usrednjena za masu tkiva od 0.1 g. Rezultati za vrednosti SAR_{0.1g} otkrivaju činjenicu da prisustvo proteze može da ima unutar pojedinih zuba za posledicu dvadeset puta više vrednosti u odnosu na model bez proteze.

Treba napomenuti da u prisustvu proteze dolazi do povećanja kako intenziteta električnog polja, tako i količine apsorbirane energije unutar zuba na obe korišćene frekvencije mobilne mreže. Dakle, uticaj proteze je podjednako evidentan na obe frekvencije, a najveće razlike intenziteta električnog polja i SAR-a javljaju se u predelu zuba, neposredno uz bravicu koja služi za pričvršćivanje luka ili žice.

6. ZAKLJUČAK

Masovna upotreba mobilnih telefona koji su postali integralni deo moderne svakodnevnice, uzrokovala je značajno povećanje izloženosti korisnika njihovom elektromagnetskom zračenju. Zato je opravdan interes da se izvrši karakterizacija raspodele parametara elektromagnetskog zračenja mobilnog telefona, odnosno efekta zračenja na korisnika. Kako je uticaj elektromagnetskog zračenja mobilnog telefona u velikoj meri uslovljen sastavom i morfologijom glave korisnika, opravdano je očekivanje da će prisustvo metalnih medicinskih implantata koji se koriste u hirurgiji glave i vrata značajno uticati na parametre raspodele zračenja i njegove efekte. Istraživanje opisano u ovoj doktorskoj disertaciji i izloženi rezultati imali su za cilj da u određenoj meri artikulišu ove činjenice i pruže odgovarajući doprinos analizi problema elektromagnetskog polja mobilnog telefona unutar bioloških tkiva korisnika.

Jedna od procedura za procenu efekata izloženosti zračenju jeste određivanje raspodele prodrlog elektromagnetskog polja i količine apsorbovane energije unutar bioloških tkiva korisnika. Međutim, kada se radi o ljudskoj populaciji, etički razlozi ograničavaju eksperimentalna istraživanja koja se bave izloženošću jedinke elektromagnetskom polju. Zbog toga je primena procedura zasnovanih na numeričkoj simulaciji jedan od efikasnih alata za procenu uticaja elektromagnetskog zračenja mobilnog telefona i određivanje raspodele prodrlog elektromagnetskog polja unutar tkiva korisnika. Ova vrsta istraživanja podrazumeva razvoj odgovarajućih 3D numeričkih modela.

Za potrebe istraživanja prikazanog u ovom radu, neophodno je bilo kreirati adekvatne 3D numeričke modele visoke rezolucije, kako glave odrasle osobe, tako i modela određenih metalnih medicinskih implantata. Neophodno je da ovi modeli u što većoj meri modeluju morfologiju, dimenzije, biohemijske i elektromagnetske karakteristike tkiva i materijala. Svaki deo 3D modela posebno je kreiran adekvatnim softverskim paketom za 3D modelovanje, dok je za analizu prostorne raspodele elektromagnetskog polja mobilnog telefona unutar modela glave korisnika korišćen CST programski paket, zasnovan na numeričkoj metodi poznatoj kao Tehnika konačnih integrala – FIT. Takav pristup podrazumeva primenu adekvatnih analitičkih i numeričkih metoda koje uključuju

odgovarajuću vremensku i prostornu diskretizaciju integralnog oblika Maksvelovih jednačina.

Primena složenih 3D modela u okviru numeričkih simulacija, osigurava verodostojne rezultate u pogledu prodrlog elektromagnetskog polja unutar bioloških tkiva u okolini metalnih medicinskih implantata izloženih RF zračenju mobilnog telefona.

Kada se radi o izvoru elektromagnetskog zračenja, njegovi parametri zavise od radne frekvencije, vrste antene, oblika i modela uređaja, kao i položaja izvora u odnosu na model glave korisnika. Za potrebe istraživanja prikazanog u ovom tekstu, kao izvor elektromagnetskog zračenja korišćen je aktuelni pametni mobilni telefon čija je konstrukcija prikazana u četvrtom poglavlju. Analiza uticaja metalnih medicinskih implantata na prodrlo elektromagnetsko polje unutar modela glave korisnika izvršena je za dve noseće frekvencije i to 1800 MHz i 2600 MHz. U skladu s tim, model telefona uključuje antene za 3G i za 4G mobilnu mrežu. Numerička analiza izvršena je za slučaj kada antena mobilnog telefona zrači snagom od 1 W.

Takođe, pravilno su definisane elektromagnetske karakteristike (vrednosti dielektrične konstante, provodnosti i relativne magnetne permeabilnosti) za svako biološko tkivo pojedinačno, jer su ovi parametri od suštinskog značaja za razumevanje interakcije elektromagnetskog zračenja sa konkretnom biološkom strukturom. Od ovih, po pravilu frekvencijski zavisnih karakteristika, u velikoj meri zavise i efekti prostiranja, refleksije i slabljenja elektromagnetskih talasa unutar glave korisnika.

U radu su izloženi rezultati za prostornu raspodelu intenziteta električnog polja i količinu apsorbovane elektromagnetske energije mobilnog telefona na ranije pomenutim nosećim frekvencijama unutar modela glave odrasle osobe u prisustvu sledećih metalnih medicinskih implantata:

- Titanijumska ploča za rekonstrukciju većeg defekta lobanje;
- Titanijumska dinamička mrežica za rekonstrukciju manjih defekata lobanje;
- Titanijumska pločica i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice;
- Dentalni implantati i
- Fiksna zubna proteza.

Kako bi se utvrdio stepen uticaja pomenutih metalnih medicinskih implantata na raspodelu električnog polja i količinu apsorbovane energije elektromagnetskog talasa unutar bioloških tkiva korisnika mobilnog telefona, izvršena je uporedna analiza modela glave korisnika sa i bez metalnih implantata. Prilikom ove numeričke analize, za oba modela

pretpostavljeni su isti uslovi izloženosti elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona. To podrazumeva i zahtev da pozicija telefona (antene) i rastojanje u odnosu na model glave korisnika moraju da budu isti kod modela sa i bez metalnog medicinskog implantata.

Nakon izvršenih istraživanja i analize dobijenih rezultata prikazanih u ovoj disertaciji, u nastavku će biti izdvojeni najbitniji zaključci vezani za implantate pojedinačno.

Za titanijske implantate koji se koriste za rekonstrukciju defekata lobanje mogu se izvesti sledeći zaključci:

- prisustvo ovih implantata ima za posledicu povišene vrednosti intenziteta električnog polja i vrednosti SAR-a u površinskim slojevima modela glave korisnika (koža, masno i mišićno tkivo);
- utiču na smanjenje dubine prodiranja elektromagnetskog talasa od mobilnog telefona što za posledicu ima niže vrednosti SAR-a i intenziteta električnog polja unutar dubljih slojeva modela glave korisnika (lobanja, moždana voda i mozak);
- ovi implantati smešteni unutar glave korisnika, ponašaju se sa jedne strane kao štit u pogledu prodrlog elektromagnetskog polja za dublje slojeve modela (moždana voda i mozak), a sa druge strane, kada su u pitanju površinski slojevi modela (koža, masno i mišićno tkivo) uzrokuju povišene vrednosti električnog polja i SAR-a;
- Uticaj implantata postoji i na frekvenciji 3G i na frekvenciji 4G mobilne mreže.

Za titanijske pločice i šrafove za fiksaciju koštanih fragmenata mandibule može se zaključiti sledeće:

- kada je ovaj implantat prisutan kod korisnika mobilnog telefona dolazi do povećanja intenziteta električnog polja i vrednosti SAR-a unutar okolnih bioloških tkiva;
- promena intenziteta električnog polja i SAR-a unutar kože i u jednom delu masnog tkiva je slična za oba modela (model sa i model bez implantata) ;
- najveći efekat prisustva implantata postoji unutar mišićnog tkiva, kao i unutar mandibule na kojoj je on fiksiran, odnosno neposredno u njegovoj okolini;
- povećane vrednosti električnog polja i vrednosti SAR-a unutar bioloških tkiva u okolini implantata javljaju se na obe frekvencije mobilne mreže.

Za dentalne implantate mogu se izvesti sledeći zaključci:

- svojim prisustvom dentalni implantanti utiču na povećanja intenziteta električnog polja i vrednosti SAR-a unutar bioloških tkiva u njegovoj okolini;
- najveći uticaj na povećanje vrednosti električnog polja i vrednosti za SAR postoji unutar same mandibule u okolini implantata;

- promena intenziteta električnog polja i SAR-a unutar ostalih tkiva je skoro identična za oba modela (sa i bez implantata);
- uticaj prisustva dentalnog implantata na prodrlo elektromagnetsko polje mobilnog telefona unutar mandibule korisnika, podjednako je zabeležen za obe noseće frekvencije.

U slučaju fiksne zubne proteze najbitniji zaključci su:

- proteza pozicionirana na površini zuba utiče na raspodelu prodrlog elektromagnetskog polja mobilnog telefona, što rezultuje značajnim povećanjem intenziteta električnog polja i vrednosti SAR-a unutar samih zuba korisnika;
- promena vrednosti električnog polja i SAR-a usled prisutnosti fiksne zubne proteze, primetna je u slučaju obe frekvencije (1800 MHz i 2600 MHz);
- najveći uticaj zabeležen je unutar samih zuba korisnika na strani na kojoj je pozicioniran izvor elektromagnetskog zračenja (mobilni telefon) ;
- povišene vrednosti SAR-a i električnog polja, zabeležene su kako unutar gornjih, tako i unutar donjih zuba korisnika.

Kako postoji nezanemarljiv stepen verovatnoće da korisnici mobilnih telefona imaju neke od pomenutih metalnih medicinskih implantanata i uzimajući u obzir analizu uticaja metalnih medicinskih implantata na povećanu izloženost elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona, nameće se potreba za implementacijom nekih drugih materijala za izradu implantata. Zsigurno, upotreba nemetalnih medicinskih implantata smanjila bi ili potpuno neutralisala njihov uticaj na raspodelu intenziteta električnog polja i količine apsorbovane elektromagnetske energije mobilnog telefona unutar glave korisnika.

Na kraju, uzimajući u obzir ciljeve istraživanja opisane u ovoj disertaciji, dobijene rezultate i njihovu analizu, doprinos ove disertacije se pre svega ogleda u:

- Kreiranju 3D numeričkog modela glave koji po dimenzijama, morfologiji i sastavu tkiva odgovara karakteristikama glave odrasle osobe, u meri dovoljnoj da omogući dobijanje verodostojnih rezultata primenom odgovarajućih numeričkih metoda;
- Kreiranju 3D numeričkih modela određenih metalnih medicinskih implantata na osnovu 3D snimaka istih, ugrađenih usled postojećih nedostataka koštanog tkiva ili nedostataka koji su uzrokovani hiruškom intervencijom.
- Formiranju kompletnog numeričkog modela koji u odgovarajućoj meri simulira realne uslove korišćenja mobilnog telefona tokom razgovora, odnosno prenosa govora za dve različite noseće frekvencije (1800 MHz i 2600 MHz);

- Određivanju prostorne raspodele prodrlog električnog polja i apsorbovane energije unutar pojedinih bioloških tkiva korisnika pri realnim uslovima korišćenja mobilnog telefona u prisustvu sledećih metalnih medicinskih implantata:
 - Titanijumski implantati za rekonstrukciju defekta lobanje (titanijumska ploča i dinamička mrežica);
 - Titanijumska pločica i šrafovi koji se koriste u traumatologiji vilice;
 - Dentalni implantati i
 - Fiksna zubna proteza.
- Detaljnoj analizi uticaja medicinskih implantata na raspodelu električnog polja i SAR-a unutar bioloških tkiva korisnika usled izloženosti elektromagnetskom zračenju mobilnog telefona i
- Donošenju zaključaka o uticaju prisustva metalnih medicinskih implantata na raspodelu prodrlog električnog polja i količine apsorbovane energije unutar tkiva korisnika usled izloženosti RF zračenju mobilnog telefona.

Pristup, analiza i dobijeni rezultati prikazani u ovoj disertaciji, predstavljaju solidnu osnovu za dalja istraživanja. Ona svakako treba da obuhvate i frekvencije najnovije generacije 5G mobilne mreže.

7. PRILOZI

PRILOG 1 - Specifična stopa apsorbovanja energije (SAR)

Bazično ograničenje za izloženost stanovništva elektromagnetskim poljima odnosi se na izlaganje promenljivim elektromagnetskim poljima, niskofrekvencijskim ili visokofrekvencijskim. Osnovna ograničenja i referentni nivoi za izloženost elektromagnetskom zračenju uglavnom su bazirana na utvrđenim zdravstvenim i biološkim efektima. Jedna od fizičkih veličina kojom se ova ograničenja modeluju jeste specifični nivo apsorbovanja energije, odnosno SAR (Specific Absorption Rate).

SAR predstavlja meru interakcije između elektromagnetskog talasa i biološkog tkiva, odnosno meru brzine kojom ljudsko telo apsorbuje energiju po jedinici mase biološkog tkiva izloženog elektromagnetskom zračenju i određuje se na osnovu izraza,

$$\text{SAR} = \frac{\sigma E^2}{\rho} = \frac{\sigma E_m^2}{2\rho}. \quad (7.1)$$

U prethodnoj jednačini, ρ je specifična gustina biološkog tkiva (kg/m^3), σ specifična električna provodnost tkiva (S/m), dok su E i E_m efektivna i maksimalna vrednost električnog polja, respektivno (V/m).

SAR se uglavnom definiše za celo telo ili delove tela i izražava se u vatima po kilogramu (W/kg). Specifična brzina apsorbovanja energije je veličina koja se uglavnom povezuje sa nepovoljnim termičkim efektima usled izloženosti radio-frekvencijskom zračenju i definisana je jednačinom,

$$\text{SAR} = \frac{d}{dt} \left(\frac{Q}{m} \right). \quad (7.2)$$

U prethodnom izrazu, Q je količina toplote dok dQ/dt predstavlja snagu Džulovih gubitaka, odnosno $dQ/dt = P$. Snaga Džulovih gubitaka u zapremini dV je

$$dP = JEdV, \quad (7.3)$$

pa je zapreminska gustina snage Džulovih gubitaka,

$$\frac{dP}{dV} = JE = \sigma E^2. \quad (7.4)$$

Sada je

$$P = \int_V dP = \int_V JEdV = \int_V \sigma E^2 dV = \sigma E^2 V. \quad (7.5)$$

Kombinacijom izraza (7.2) i (7.5) dobija se jednačina (7.1),

$$SAR = \frac{P}{m} = \frac{\sigma E^2}{\rho} = \frac{\sigma E_m^2}{2\rho}. \quad (7.6)$$

Podjednako značajan i pogodan za primenu u praksi jeste usrednjeni SAR. Pored toga što se SAR usrednjava po zapremini čitavog tela, neretko su neophodne i lokalne osrednjene vrednosti SAR-a, kako bi se ograničila prekomerna izloženost elektromagnetskom zračenju pojedinih delova tela manjih dimenzija. Jedna od takvih situacija prilikom izloženosti elektromagnetskom zračenju je i problem osobe izložene bliskom polju zračenja antene mobilnog telefona, koji odgovara situaciji u kojoj se nalazi korisnik mobilnog telefona tokom razgovora.

Usrednjeni SAR dobija se integracijom izraza za lokalni SAR po željenoj zapremini biološkog tkiva i njegovim deljenjem odgovarajućom zapreminom,

$$SAR_{usr} = \frac{1}{V} \int_V SAR dV = \frac{1}{V} \int_V \frac{\sigma E^2}{\rho_m} dV. \quad (7.7)$$

Usrednjeni SAR se obično izračunava za uzorke mase biološkog tkiva od 1 g (SAR_{1g}) i mase tkiva od 10 g (SAR_{10g}). Usrednjavanje SAR-a u ovom tekstu vršeno je prema međunarodnom standardu IEC/IEEE 62704-1.

LITERATURA

- Ahlbom A, Green A, Kheifets L, Savitz D, Swerdlow A; ICNIRP (International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection) Standing Committee on Epidemiology. Epidemiology of health effects of radiofrequency exposure. *Environ Health Perspect.* 2004 Dec;112(17):1741-54. doi: 10.1289/ehp.7306. PMID: 15579422; PMCID: PMC1253668.
- Akimoto S. et al. Evaluation of Specific Absorption Rate for a Fetus by Portable Radio Terminal Close to the Abdomen of a Pregnant Woman. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques.* 2010 Dec, 58(12): 3859-3865. doi: 10.1109/TMTT.2010.2083912
- Aydin D, Feychting M, Schüz J, Tynes T, Andersen TV, Schmidt LS, Poulsen AH, Johansen C, Prochazka M, Lannering B, Klæboe L, Eggen T, Jenni D, Grotzer M, Von der Weid N, Kuehni CE, Rösli M. Mobile phone use and brain tumors in children and adolescents: a multicenter case-control study. *J Natl Cancer Inst.* 2011 Aug 17;103(16):1264-76. doi: 10.1093/jnci/djr244. Epub 2011 Jul 27. PMID: 21795665.
- Benson VS, Pirie K, Schüz J, Reeves GK, Beral V, Green J; Million Women Study Collaborators. Mobile phone use and risk of brain neoplasms and other cancers: prospective study. *Int J Epidemiol.* 2013 Jun;42(3):792-802. doi: 10.1093/ije/dyt072. Epub 2013 May 8. PMID: 23657200.
- Benson VS, Pirie K, Schüz J, Reeves GK, Beral V, Green J. Authors' response to: the case of acoustic neuroma: comment on mobile phone use and risk of brain neoplasms and other cancers. *Int J Epidemiol.* 2014 Feb;43(1):275. doi: 10.1093/ije/dyt186. Epub 2013 Sep 27. PMID: 24078152.
- Besset A, Espa F, Dauvilliers Y, Billiard M, de Seze R. No effect on cognitive function from daily mobile phone use. *Bioelectromagnetics.* 2005 Feb;26(2):102-8. doi: 10.1002/bem.20053. PMID: 15672372.

- Bit-Babik G, Guy AW, Chou CK, Faraone A, Kanda M, Gessner A, Wang J, Fujiwara O. Simulation of exposure and SAR estimation for adult and child heads exposed to radiofrequency energy from portable communication devices. *Radiat Res.* 2005 May;163(5):580-90. doi: 10.1667/rr3353. PMID: 15850420.
- Brauer J, Kalfaian H, Moreines H. Dynamic electric fields computed by finite elements. *IEEE Transactions on Industry Applications.* 1989 Nov.-Dec; 25(6): 1088-1092, , doi: 10.1109/28.44246.
- Capstick M, Kuster N, Kuehn S, Berdinas-Torres V, Gong Y, Wilson P, Ladbury J, Koepke G, McCormick DL, Gauger J, Melnick RL. A Radio Frequency Radiation Exposure System for Rodents based on Reverberation Chambers. *IEEE Trans Electromagn Compat.* 2017 Aug;59(4):1041-1052. doi: 10.1109/TEMC.2017.2649885. Epub 2017 Mar 17. PMID: 29217848; PMCID: PMC5714549.
- Cardis E, Armstrong BK, Bowman JD, Giles GG, Hours M, Krewski D, McBride M, Parent ME, Sadetzki S, Woodward A, Brown J, Chetrit A, Figuerola J, Hoffmann C, Jarus-Hakak A, Montestruq L, Nadon L, Richardson L, Villegas R, Vrijheid M. Risk of brain tumours in relation to estimated RF dose from mobile phones: results from five Interphone countries. *Occup Environ Med.* 2011 Sep;68(9):631-40. doi: 10.1136/oemed-2011-100155. Epub 2011 Jun 9. PMID: 21659469; PMCID: PMC3158328.
- Chen C. Lien CD. A finite element solution of the wave propagation problem for an inhomogeneous dielectric slab. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation,* 1979 November; 27(6): 877-880. doi: 10.1109/TAP.1979.1142199.
- Chen J, Gandhi OP Conover DL. SAR and induced current distributions for operator exposure to RF dielectric sealers. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility.* 1991 Aug; 33(3): 252-261.doi: 10.1109/15.85139.
- Chen KM, Guru BS. Induced electromagnetic field and absorbed power density inside a human torso. *Proceedings of the IEEE.* 1976 Sept; 64(9): 1450-1453. doi: 10.1109/PROC.1976.10353.
- Chiba A, Isaka K, Yokoi Y, Nagata M, Kitagawa M, Matsuo T. Application of Finite Element Method to Analysis of Induced Current Desities Inside Human Model

- Exposed to 60-Hz Electric Field. *IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems*. 1984 July; 103(7): 1895-1902. doi: 10.1109/TPAS.1984.318655
- Christ A, Kuster N. Differences in RF energy absorption in the heads of adults and children. *Bioelectromagnetics*. 2005;Suppl 7:S31-44. doi: 10.1002/bem.20136. PMID: 16142771.
- Christ, A., Gosselin, M.-C., Kühn, S. and Kuster, N. (2010), Impact of pinna compression on the RF absorption in the heads of adult and juvenile cell phone users. *Bioelectromagnetics*, 31: 406-412. <https://doi.org/10.1002/bem.20575>
- Christ A, Gosselin MC, Kühn S, Kuster N. Impact of pinna compression on the RF absorption in the heads of adult and juvenile cell phone users. *Bioelectromagnetics*. 2010, 31: 406-412. <https://doi.org/10.1002/bem.20575>
- Constanda, C.: *Direct and Indirect Boundary Integral Equation Methods*. Chapman & Hall/CRC, Boca Raton (2000), <https://www.taylorfrancis.com/books/9780367812959>.
- Coureau G, Bouvier G, Lebailly P, Fabbro-Peray P, Gruber A, Leffondre K, Guillamo JS, Loiseau H, Mathoulin-Pélissier S, Salamon R, Baldi I. Mobile phone use and brain tumours in the CERENAT case-control study. *Occup Environ Med*. 2014 Jul;71(7):514-22. doi: 10.1136/oemed-2013-101754. Epub 2014 May 9. PMID: 24816517.
- Curcio G, Ferrara M, De Gennaro L, Cristiani R, D'Inzeo G, Bertini M. Time-course of electromagnetic field effects on human performance and tympanic temperature. *Neuroreport*. 2004 Jan 19;15(1):161-4. doi: 10.1097/00001756-200401190-00031. PMID: 15106850.
- Cvijović-Alagić I, Rakin M. Integrity of biomedical implants of titanium alloys: First part. *Integritet i vek konstrukcija* 2008; 8(1): 31–40. (Serbian)
- De Salles AAA, Ferndadez CR, Bonadiman M. FDTD simulations and measurements on planar antennas for mobile phones. *Proceedings of the 2003 SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference - IMOC 2003*. (Cat. No.03TH8678), Foz do Iguacu, 2003, vol 2, pp. 1043-1048 doi: 10.1109/IMOC.2003.1242866

- De Salles AA, Bulla G, Rodriguez CE. Electromagnetic absorption in the head of adults and children due to mobile phone operation close to the head. *Electromagnetic Biology and Medicine*. 2006, 25(4): 349-360. doi: 10.1080/15368370601054894.
- El Dein AZ. and Amr A. Specific absorption rate (SAR) induced in human heads of various sizes when using a mobile phone. 2010 7th International Multi- Conference on Systems, Signals and Devices, Amman, 2010, pp. 1-6. doi: 10.1109/SSD.2010.5585549
- Eufinger H, Saylor B. Computer-assisted Prefabrication of Individual Craniofacial Implants. *AORN Journal*. 2001; 74: 648-654. [https://doi.org/10.1016/S0001-2092\(06\)61763-8](https://doi.org/10.1016/S0001-2092(06)61763-8)
- Fernández CR, Bonadiman M, De Salles AAA. FDTD simulations and measurements for cell phone with planar antennas. *Ann. Télécommun.* 2004, 59: 1012–1030. <https://doi.org/10.1007/BF03179708>
- Frei P, Poulsen AH, Johansen C, Olsen JH, Steding-Jessen M, Schüz J. Use of mobile phones and risk of brain tumours: update of Danish cohort study. *BMJ*. 2011 Oct 19;343:d6387. doi: 10.1136/bmj.d6387. PMID: 22016439; PMCID: PMC3197791.
- Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I. Effects of microwaves emitted by cellular phones on human slow brain potentials. *Bioelectromagnetics*. 1998;19(6):384-7. doi: 10.1002/(sici)1521-186x(1998)19:6<384::aid-bem6>3.0.co;2-y. PMID: 9738529.
- Freude G, Ullsperger P, Eggert S, Ruppe I. Microwaves emitted by cellular telephones affect human slow brain potentials. *Eur J Appl Physiol*. 2000 Jan;81(1-2):18-27. doi: 10.1007/PL00013791. PMID: 10552262.
- Fujii, Y. Gold Alloy Dental Inlay for Preventing Involuntary Body Movements Caused by Electromagnetic Waves Emitted by a Cell Phone. *Open Journal of Antennas and Propagation*, 2014, 2: 37-43. doi: 10.4236/ojapr.2014.24005
- Gabriel C. Dielectric properties of biological tissue: variation with age. *Bioelectromagnetics*. 2005; Suppl 7:S12-8. doi: 10.1002/bem.20147. PMID: 16142779.
- Gandhi OP, Lazzi G and Furse CM. Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 1996 Oct, 44(10): 1884-1897. doi: 10.1109/22.539947

- Gandhi OP. Yes the Children Are More Exposed to Radiofrequency Energy From Mobile Telephones Than Adults. *IEEE Access*. 2015, 3: 985-988. doi: 10.1109/ACCESS.2015.2438782
- Gandhi OP, Morgan LL, de Salles AA, Han YY, Herberman RB, Davis DL. Exposure limits: the underestimation of absorbed cell phone radiation, especially in children. *Electromagn Biol Med*. 2012 Mar;31(1):34-51. doi: 10.3109/15368378.2011.622827. Epub 2011 Oct 14. PMID: 21999884.
- Gandhi OP, Gu YG, Chen JY, Bassen HI. Specific absorption rates and induced current distributions in an anatomically based human model for plane-wave exposures. *Health Phys*. 1992 Sep; 63(3):281-90. doi: 10.1097/00004032-199209000-00003. PMID: 1644564.
- Gandhi OP, Numerical methods for specific absorption rate calculations. In Gandhi OP (ed): "Biological Effects and Medical Applications of Electromagnetic Energy." Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, (1990), pp 113-140.
- Gandhi OP, Deford JF, Kanai H. Impedence Method for Calculation of Power Deposition Patterns in Magnetically Induced Hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1984 Oct; BME-31(10): 644-651. doi: 10.1109/TBME.1984.325314.
- Gong Y, Capstick M, Kuehn S, Wilson P, Ladbury J, Koepke G, McCormick DL, Melnick RL, Kuster N. Life-Time Dosimetric Assessment for Mice and Rats Exposed in Reverberation Chambers of the 2-Year NTP Cancer Bioassay Study on Cell Phone Radiation. *IEEE Trans Electromagn Compat*. 2017 Dec;59(6):1798-1808. doi: 10.1109/TEMC.2017.2665039. Epub 2017 Mar 17. PMID: 29217849; PMCID: PMC5714545.
- Grell K, Frederiksen K, Schüz J, Cardis E, Armstrong B, Siemiatycki J, Krewski DR, McBride ML, Johansen C, Auvinen A, Hours M, Blettner M, Sadetzki S, Lagorio S, Yamaguchi N, Woodward A, Tynes T, Feychting M, Fleming SJ, Swerdlow AJ, Andersen PK. The Intracranial Distribution of Gliomas in Relation to Exposure From Mobile Phones: Analyses From the INTERPHONE Study. *Am J Epidemiol*. 2016 Dec 1;184(11):818-828. doi: 10.1093/aje/kww082. Epub 2016 Nov 3. PMID: 27810856; PMCID: PMC5152665.

- Haarala C, Björnberg L, Ek M, Laine M, Revonsuo A, Koivisto M, Hämäläinen H. Effect of a 902 MHz electromagnetic field emitted by mobile phones on human cognitive function: A replication study. *Bioelectromagnetics*. 2003 May;24(4):283-8. doi: 10.1002/bem.10105. PMID: 12696088.
- Haarala, C, Ek, M, Björnberg, L, Laine, M, Revonsuo, A, Koivisto, M. and Hämäläinen, H. (2004), 902 MHz mobile phone does not affect short term memory in humans. *Bioelectromagnetics*, 25: 452-456. <https://doi.org/10.1002/bem.20014>
- Hagmann MJ, Gandhi OP, Durney CH. Numerical Calculation of Electromagnetic Energy Deposition for a Realistic Model of Man. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1979 Sep; 27(9): 804-809. doi: 10.1109/TMTT.1979.1129735.
- Hafner C. *The Generalized Multipole Technique for Computational Electromagnetics*. Boston: Artech House Books, 1990.
- Hafner C, Kuster N. Computations of electromagnetic fields by the multiple multipole method (generalized multipole technique). *Radio Science*. 1991 Jan.-Feb; 26(01): 291-297. doi: 10.1029/90RS00931.
- Hamblin DL, Wood AW, Croft RJ, Stough C. Examining the effects of electromagnetic fields emitted by GSM mobile phones on human event-related potentials and performance during an auditory task. *Clin Neurophysiol*. 2004 Jan;115(1):171-8. doi: 10.1016/s1388-2457(03)00313-4. PMID: 14706485.
- Hamblin DL, Croft RJ, Wood AW, Stough C, Spong J. The sensitivity of human event-related potentials and reaction time to mobile phone emitted electromagnetic fields. *Bioelectromagnetics*. 2006 May;27(4):265-73. doi: 10.1002/bem.20209. PMID: 16437544.
- Hano M, Itoh T. Three-dimensional time-domain method for solving Maxwell's equations based on circumcenters of elements. *IEEE Transactions on Magnetics*. 1996 May; 32(3): 946-949. doi: 10.1109/20.497398.
- Hardell L, Carlberg M, Hansson Mild K. Pooled analysis of case-control studies on malignant brain tumours and the use of mobile and cordless phones including living and deceased subjects. *Int J Oncol*. 2011 May;38(5):1465-74. doi: 10.3892/ijo.2011.947. Epub 2011 Feb 17. PMID: 21331446.

- Harrington RF, Mautz JR. Green's functions for surfaces of revolution. *Radio Science*. 1972 May; 7(5): 603-611. doi: 10.1029/RS007i005p00603.
- Hirose H, Suhara T, Kaji N, Sakuma N, Sekijima M, Nojima T, Miyakoshi J. Mobile phone base station radiation does not affect neoplastic transformation in BALB/3T3 cells. *Bioelectromagnetics*. 2008 Jan;29(1):55-64. doi: 10.1002/bem.20362. PMID: 17694516.
- Hogan MJ. *Hystology of the human eye – an atlas and textbook* (WB Saunders, Michigan, 1971)
- Huss A, Spoerri A, Egger M, Rösli M; Swiss National Cohort Study. Residence near power lines and mortality from neurodegenerative diseases: longitudinal study of the Swiss population. *Am J Epidemiol*. 2009 Jan 15;169(2):167-75. doi: 10.1093/aje/kwn297. Epub 2008 Nov 5. PMID: 18990717.
- Inskip PD, Tarone RE, Hatch EE, Wilcosky TC, Shapiro WR, Selker RG, Fine HA, Black PM, Loeffler JS, Linet MS. Cellular-telephone use and brain tumors. *N Engl J Med*. 2001 Jan 11;344(2):79-86. doi: 10.1056/NEJM200101113440201. PMID: 11150357.
- Iskander ME, Zhengqing Y, Quintero IR. Polarization and human body effects on the microwave absorption in a human head exposed to radiation from handheld devices. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2000 Nov, 48(11): 1979-1987. doi: 10.1109/22.884186
- Jensen MA, Rahmat-Samii Y. EM interaction of handset antennas and a human in personal communications. *Proceedings of the IEEE*. 1995 Jan, 83(1): 7-17. doi: 10.1109/5.362755
- Johansen C, Boice JD, Jr., McLaughlin JK, Olsen JH, Cellular Telephones and Cancer—a Nationwide Cohort Study in Denmark, *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 2001 February 7, 93, (3): 203–207, <https://doi.org/10.1093/jnci/93.3.203>
- Jovanovic BD, Stankovic BV, Cvetkovic NN, Krstic D.D, Vuckovic D. The impact of human age on the amount of absorbed energy from mobile phone. *COMPEL International Journal of Computations and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, 2019, 38(5). doi: 10.1108/COMPEL-12-2018-0511

- Jovanović BD, Krasić DjD, Stanković BV, Cvetković NN, Vučković DD. Electric Field and SAR Distribution in the Vicinity of Orthodontic Brace Exposed to the Cell Phone Radiation. *ACES Journal*, 2019 December, 34(12): 1904-1914, ISSN 1054-4887. <https://bit.ly/382fNWF>
- Kainz W, Christ A, Kellom T, Seidman S, Nikoloski N, Beard B, Kuster N. Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning. *Phys Med Biol*. 2005 Jul 21;50(14):3423-45. doi: 10.1088/0031-9155/50/14/016. Epub 2005 Jul 6. PMID: 16177519; PMCID: PMC5839323.
- Khalatbari S, Sardari D, Mirzaee AA and Sadafi HA. Calculating SAR in Two Models of the Human Head Ex-posed to Mobile Phones Radiations at 900 and 1800MHz. *Progress In Electromagnetics Research Symposium 2006, Cambridge, USA, March 26-29, 2006*, doi:10.2529/PIERS050905190653.
- Khurana VG, Teo C, Kundi M, Hardell L, Carlberg M. Cell phones and brain tumors: a review including the long-term epidemiologic data. *Surg Neurol*. 2009 Sep;72(3):205-14; discussion 214-5. doi: 10.1016/j.surneu.2009.01.019. Epub 2009 Mar 27. PMID: 19328536.
- Klammert U, Gbureck U, Vorndran E, Rödiger J, Meyer-Marcotty P, Kübler AC. 3D powder printed calcium phosphate implants for reconstruction of cranial and maxillofacial defects. *J Craniomaxillofac Surg*. 2010 Dec;38(8):565-70. doi: 10.1016/j.jcms.2010.01.009. Epub 2010 Mar 4. PMID: 20206538.
- Koivisto M, Revonsuo A, Krause C, Haarala C, Sillanmäki L, Laine M, Hämäläinen H. Effects of 902 MHz electromagnetic field emitted by cellular telephones on response times in humans. *Neuroreport*. 2000 Feb 7;11(2):413-5. doi: 10.1097/00001756-200002070-00038. PMID: 10674497.
- Koulouridis S, Christopoulou M, Nikita KS. Comparative Assessment of Power Absorption in Heads of Adults and Children Exposed to the Radiation of Cellular Phones at 1800 MHz. *Environmentalist* 2005, 25: 223–232. <https://doi.org/10.1007/s10669-005-4287-5>
- Kouveliotis N, Panagiotou S, Varlamos P, and Capsalis CN. Theoretical Approach of the Interaction Between a Human Head Model and a Mobile Handset Helical Antenna

- Using Numerical Methods. *Progress In Electromagnetics Research*, 2006, 65: 309-327. doi:10.2528/PIER06101901.
- Krietenstein B, Schuhmann R, Thoma P, Weiland T. The Perfect Boundary Approximation technique facing the big challenge of high precision field computation. *Proc. of the XIX Intern. Linear Accelerator Conference*. (1998) 860–862
- Kwon MS, Vorobyev V, Kännälä S, Laine M, Rinne JO, Toivonen T, Johansson J, Teräs M, Lindholm H, Alanko T, Hämäläinen H. GSM mobile phone radiation suppresses brain glucose metabolism. *J Cereb Blood Flow Metab*. 2011 Dec;31(12):2293-301. doi: 10.1038/jcbfm.2011.128. Epub 2011 Sep 14. PMID: 21915135; PMCID: PMC3323189.
- Kwon MS, Vorobyev V, Kännälä S, Laine M, Rinne JO, Toivonen T, Johansson J, Teräs M, Joutsa J, Tuominen L, Lindholm H, Alanko T, Hämäläinen H. No effects of short-term GSM mobile phone radiation on cerebral blood flow measured using positron emission tomography. *Bioelectromagnetics*. 2012 Apr;33(3):247-56. doi: 10.1002/bem.20702. Epub 2011 Sep 19. PMID: 21932437.
- Larjavaara S, Schüz J, Swerdlow A, Feychting M, Johansen C, Lagorio S, Tynes T, Klaeboe L, Tonjer SR, Blettner M, Berg-Beckhoff G, Schlehofer B, Schoemaker M, Britton J, Mäntylä R, Lönn S, Ahlbom A, Flodmark O, Lilja A, Martini S, Rastelli E, Vidiri A, Kähärä V, Raitanen J, Heinävaara S, Auvinen A. Location of gliomas in relation to mobile telephone use: a case-case and case-specular analysis. *Am J Epidemiol*. 2011 Jul 1;174(1):2-11. doi: 10.1093/aje/kwr071. Epub 2011 May 24. PMID: 21610117.
- Lee TM, Lam PK, Yee LT, Chan CC. The effect of the duration of exposure to the electromagnetic field emitted by mobile phones on human attention. *Neuroreport*. 2003 Jul 18;14(10):1361-4. doi: 10.1097/01.wnr.0000078400.18847.f9. PMID: 12876474.
- Lee AK, Choi HD, Lee HS, Pack JK. Human Head Size and SAR Characteristics for Handset Exposure. *Etri Journal - ETRI J*. 2002, 24: 176-180. doi:10.4218/etrij.02.0202.0202.
- Leuchtman P, Bomholt L. Thin wire feature for the MMP-code. 6th Annual Review Progress in Applied Computational Electromagnetics, (AECS) Conference Proceedings, Monterey, CA, Mar. 1990, pp. 21-37.

- Lin JC. "Cancer Occurrences in Laboratory Rats From Exposure to RF and Microwave Radiation," in *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 2017 June; 1(1): 2-13. doi: 10.1109/JERM.2017.2721427
- Lin JC, Computer methods for field intensity prediction. In Polk C, Postow E (eds): "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields." Boca Raton, FL: CRC Press, (1986), pp 273-313.
- Livesay DE, Chen K. Electromagnetic Fields Induced Inside Arbitrarily Shaped Biological Bodies. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1974 Dec; 22(12): 1273-1280. doi: 10.1109/TMTT.1974.1128475.
- Lönn S, Ahlbom A, Hall P, Feychting M; Swedish Interphone Study Group. Long-term mobile phone use and brain tumor risk. *Am J Epidemiol*. 2005 Mar 15;161(6):526-35. doi: 10.1093/aje/kwi091. PMID: 15746469.
- Lynch DR, Paulsen KD, Strohbehn JW. Finite element solution of Maxwell's equations for hyperthermia treatment planning. *Journal of Computational Physics*. 1985, 58(2): 246-269, ISSN 0021-9991, [https://doi.org/10.1016/0021-9991\(85\)90179-2](https://doi.org/10.1016/0021-9991(85)90179-2).
- Martens L. Electromagnetic safety of children using wireless phones: a literature review. *Bioelectromagnetics*. 2005; Suppl 7:S133-7. doi: 10.1002/bem.20150. PMID: 16059915.
- Morgan LL, Kesari S. and Davis DL. Why children absorb more microwave radiation than adults: The consequences. *Journal of Microscopy and Ultrastructure*. 2014, 2(4): pp.197–204, ISSN 2213-879X, doi: 10.1016/j.jmau.2014.06.005.
- Morgan MA. Finite Element Calculation of Microwave Absorption by the Cranial Structure. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1981 Oct; BME-28(10): 687-695. doi: 10.1109/TBME.1981.324662.
- Mortazavi SMJ, Paknahad M, Khaleghi I, Eghlidospour M. Effect of radiofrequency electromagnetic fields (RF-EMFS) from mobile phones on nickel release from orthodontic brackets: An in vitro study. *Int Orthod*. 2018 Sep;16(3):562-570. doi: 10.1016/j.ortho.2018.06.013. Epub 2018 Jul 12. PMID: 30007574.
- Muscat JE, Malkin MG, Thompson S, Shore RE, Stellman SD, McRee D, Neugut AI, Wynder EL. Handheld cellular telephone use and risk of brain cancer. *JAMA*. 2000

- Dec 20;284(23):3001-7. doi: 10.1001/jama.284.23.3001. Erratum in: JAMA 2001 Mar 14;286(10):1293. PMID: 11122586.
- Munteanu I. The Finite Volume Method for Electromagnetic Field Analysis in the Time Domain. *Revue Roumaine des Sciences Techniques – lectrotechnique et nergtique*. 1997; 42(3): 321-336.
- Munteanu I, Hirtenfelder F. Convergence of the Finite Integration Technique on various mesh types. *Proc. Of Gemic 05, Ulm, Germany (2005)*
- Neumann A, Kevenhoerster K. Biomaterials for craniofacial reconstruction. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2009; 8: Doc08. doi: 10.3205/cto000060. Epub 2011 Mar 10. PMID: 22073101; PMCID: PMC3199817.
- Nikolaos Kouveliotis, Stylianos Panagiotou, Pantelis Varlamos, and Christos N. Capsalis, "Theoretical Approach of the Interaction Between a Human Head Model and a Mobile Handset Helical Antenna Using Numerical Methods," *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 65, 309-327, 2006. doi:10.2528/PIER06101901.
- Oberto G, Rolfo K, Yu P, Carbonatto M, Peano S, Kuster N, Ebert S, Tofani S. Carcinogenicity study of 217 Hz pulsed 900 MHz electromagnetic fields in Pim1 transgenic mice. *Radiat Res*. 2007 Sep;168(3):316-26. doi: 10.1667/rr0425.1. PMID: 17705642.
- Peyman A, Rezazadeh AA, Gabriel C. Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies. *Phys Med Biol*. 2001 Jun;46(6):1617-29. doi: 10.1088/0031-9155/46/6/303. Erratum in: *Phys Med Biol* 2002 Jun 21;47(12):2187-8. PMID: 11419623.
- Peyman A, Holden S, Gabriel C. Dielectric properties of tissues at microwave frequencies. RUM 3 report. Available at <https://goo.gl/LQUtFE>
- Peyman A, Gabriel C, Grant EH, Vermeeren G, Martens L. Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of SAR in children when exposed to walkie-talkie devices. *Phys Med Biol*. 2009 Jan 21;54(2):227-41. doi: 10.1088/0031-9155/54/2/004. Epub 2008 Dec 16. Erratum in: *Phys Med Biol*. 2010 Sep 7;55(17):5249. PMID: 19088390.
- Peyman A, Rezazadeh AA, Gabriel C. Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies. *Phys Med Biol*. 2001 Jun;46(6):1617-29.

- doi: 10.1088/0031-9155/46/6/303. Erratum in: *Phys Med Biol* 2002 Jun 21;47(12):2187-8. PMID: 11419623.
- Peyman A, Holden SJ, Watts S, Perrott R, Gabriel C. Dielectric properties of porcine cerebrospinal tissues at microwave frequencies: in vivo, in vitro and systematic variation with age. *Physics in Medicine and Biology*. 2007 Apr;52(8):2229-2245. DOI: 10.1088/0031-9155/52/8/013.
- Peyman, A, Gabriel, C, Benedickter, H R, & Froehlich, J. Dielectric properties of human placenta, umbilical cord and amniotic fluid. *Physics in Medicine and Biology*, 2011 Apr, 56(7): N93-N98. doi:101088/0031-9155/56/7/N01
- Potter JK, Ellis E. Biomaterials for reconstruction of the internal orbit. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 2004 Oct; 62(10): 1280-1297. doi: 10.1016/j.joms.2004.04.018.
- Preece AW, Iwi G, Davies-Smith A, Wesnes K, Butler S, Lim E, Varey A. Effect of a 915-MHz simulated mobile phone signal on cognitive function in man. *Int J Radiat Biol*. 1999 Apr;75(4):447-56. doi: 10.1080/095530099140375. PMID: 10331850.
- Schipper J, Ridder GJ, Spetzger U, Teszler CB, Fradis M, Maier W. Individual prefabricated titanium implants and titanium mesh in skull base reconstructive surgery. A report of cases. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2004 May;261(5):282-90. doi: 10.1007/s00405-003-0686-8. Epub 2003 Oct 9. PMID: 14551788.
- Schmid G, Uberbacher R. Age dependence of dielectric properties of bovine brain and ocular tissues in the frequency range of 400 MHz to 18 GHz. *Phys Med Biol*. 2005 Oct 7;50(19):4711-20. doi: 10.1088/0031-9155/50/19/019. Epub 2005 Sep 21. PMID: 16177499.
- Schoemaker MJ, Swerdlow AJ, Ahlbom A, Auvinen A, Blaasaas KG, Cardis E, Christensen HC, Feychting M, Hepworth SJ, Johansen C, Klæboe L, Lönn S, McKinney PA, Muir K, Raitanen J, Salminen T, Thomsen J, Tynes T. Mobile phone use and risk of acoustic neuroma: results of the Interphone case-control study in five North European countries. *Br J Cancer*. 2005 Oct 3; 93(7): 842-8. doi: 10.1038/sj.bjc.6602764. PMID: 16136046; PMCID: PMC2361634.

- Schuhmann R, Schmidt P, Weiland T. A new Whitney-based material operator for the finite-integration technique on triangular grids. *IEEE Transactions on Magnetics*. 2002 March; 38(2): 409-412. doi: 10.1109/20.996109.
- Schuhmann R, Weiland T. Stability of the FDTD algorithm on nonorthogonal grids related to the spatial interpolation scheme. *IEEE Transactions on Magnetics*. 1998 Sept; 34(5): 2751-2754. doi: 10.1109/20.717639.
- Schüz J, Jacobsen R, Olsen JH, Boice JD, Jr, McLaughlin JK, Johansen C, Cellular Telephone Use and Cancer Risk: Update of a Nationwide Danish Cohort, *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 2006 December 6, 98(23): 707–1713, <https://doi.org/10.1093/jnci/djj464>
- Schüz J, Waldemar G, Olsen JH, Johansen C. Risks for central nervous system diseases among mobile phone subscribers: a Danish retrospective cohort study. *PLoS One*. 2009;4(2): e4389. doi: 10.1371/journal.pone.0004389. Epub 2009 Feb 5. PMID: 19194493; PMCID: PMC2632742.
- Simunic Ed. Reference models for bioelectromagnetic test of mobile communication systems. *Proceedings of the COST 244 Meeting, Rome, Italy, Nov.17–19, 1994*.
- Spiegel RJ. A Review of Numerical Models for Predicting the Energy Deposition and Resultant Thermal Response of Humans Exposed to Electromagnetic Fields. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1984 Aug; 32(8): 730-746. doi: 10.1109/TMTT.1984.1132767.
- Thurai M, Goodridge VD, Sheppard RJ, Grant EH. Variation with age of the dielectric properties of mouse brain cerebrum. *Phys Med Biol*. 1984 Sep;29(9):1133-6. doi: 10.1088/0031-9155/29/9/009. PMID: 6483977.
- Thurai M, Steel MC, Sheppard RJ, Grant EH. Dielectric properties of developing rabbit brain at 37 degrees C. *Bioelectromagnetics*. 1985;6(3):235-42. doi: 10.1002/bem.2250060304. PMID: 3836667.
- Tomruk A, Guler G , Tandogan B, Ozgur E, Ulusu N, Seyhan N. Effects of Intrauterine and Extrauterine Exposure to 1800 MHz GSM-Like Radiofrequency Radiation on Liver Regulatory Enzymes Activities in Infant Female Rabbits. *World Academy of Science, Engineering and Technology, Open Science Index 44, International Journal*

- of Biotechnology and Bioengineering, 2010, 4(8): 500 – 504. doi: doi.org/10.5281/zenodo.1078084
- Van Rienen U, Weiland T. Triangular discretization method for the evaluation of RF-fields in cylindrically symmetric cavities. IEEE Transactions on Magnetics. 1985 November; 21(6): 2317-2320. doi: 10.1109/TMAG.1985.1064183
- Varshney U. 4G Wireless Networks. IT Professional. 2012 Sept.-Oct; 14(5): 34-39. doi: 10.1109/MITP.2012.71
- Volkow ND, Tomasi D, Wang GJ, Vaska P, Fowler JS, Telang F, Alexoff D, Logan J, Wong C. Effects of cell phone radiofrequency signal exposure on brain glucose metabolism. JAMA. 2011 Feb 23;305(8):808-13. doi: 10.1001/jama.2011.186. PMID: 21343580; PMCID: PMC3184892.
- Wang J, Fujiwara O, Watanabe S. Approximation of aging effect on dielectric tissue properties for SAR assessment of mobile telephones. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility. 2006 May, 48(2): 408-413. doi: 10.1109/TEMC.2006.874085
- Watanabe S, Taki H, Nojima T and Fujiwara O. Characteristics of the SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand-held portable radio. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. 1996 Oct, 44(10): 1874 1883. doi: 10.1109/22.539946
- Weiland T. A Discretization Method for the Solution of Maxwell's Equations for Six-Component Fields. Electronics and Communication (AEU). 1977; 31: 116.
- Weiland T. On the Numerical Solution of Maxwell's Equations and Applications in Accelerator Physics. Particle Accelerators. 1984; 15: 245-292. ISSN 0031-2460
- Weiland T. Time domain electromagnetic field computation with finite difference methods. Int. J. Numer. Model. 1996; 9: 295-319. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-1204\(199607\)9:4<295::AID-JNM240>3.0.CO;2-8](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-1204(199607)9:4<295::AID-JNM240>3.0.CO;2-8)
- Wenhua Y, Yongjun L, Tao S, Neng-Tien H, Mittra R, "A robust parallel conformal finite-difference time-domain processing package using the MPI library," in IEEE Antennas and Propagation Magazine, 2005 June; 47(3): 39-59. doi: 10.1109/MAP.2005.1532540.

- Whittow WG, Panagamuwa CJ, Edwards RM, Vardaxoglou JC. The Energy Absorbed in the Human Head Due to Ring-Type Jewelry and Face-Illuminating Mobile Phones Using a Dipole and a Realistic Source. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 2008 Dec. 56(12): 3812-3817. doi: 10.1109/TAP.2008.2007353
- Whittow WG, Edwards RM, Panagamuwa CJ, et al. Effect of tongue jewellery and orthodontist metallic braces on the SAR due to mobile phones in different anatomical human head models including children. *Proc. Loughborough Antennas and Propagation Conference, Loughborough, UK*. 2008, March; 293-296. doi: 10.1109/LAPC.2008.4516924
- Wuart J, Hadjem A, Gadi N, Bloch I, Wong MF, Pradier A, Lautru D, Hanna VF, Dale C. Modeling of RF head exposure in children. *Bioelectromagnetics*. 2005;Suppl 7:S19-30. doi: 10.1002/bem.20155. PMID: 16142772.
- Wuart J, Hadjem A, Wong MF, Bloch I. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults. *Phys Med Biol*. 2008 Jul 7;53(13):3681-95. doi: 10.1088/0031-9155/53/13/019. Epub 2008 Jun 19. PMID: 18562780.
- Wu Te-Kao. Electromagnetic Fields and Power Deposition in Body-of-Revolution Models of Man. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1979 Mar; 27(3): 279-283. doi: 10.1109/TMTT.1979.1129607.
- Yamashita Y, Takahashi T. Use of the Finite Element Method to Determine Epicardial from Body Surface Potentials Under a Realistic Torso Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1984 Sept; BME-31(9): 611-621. doi: 10.1109/TBME.1984.325305.
- Yee Kane. Numerical solution of initial boundary value problems involving maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 1966 May; 14(3): 302-307. doi: 10.1109/TAP.1966.1138693.
- Zook BC, Simmens SJ. The effects of pulsed 860 MHz radiofrequency radiation on the promotion of neurogenic tumors in rats. *Radiat Res*. 2006 May;165(5):608-15. doi: 10.1667/RR3551.1. PMID: 16669743.
- American National Standards Institute (ANSI), "IEEE C95.1-1991: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic

Fields, 3 kHz to 300 GHz”, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 345 East 47 Street, New York, NY 10017-2394, USA.

Autodesk/Meshmixer, dostupno na: <http://www.meshmixer.com/>

Autodesk/3ds-max, dostupno na: <https://www.autodesk.com/products/3ds-max/overview>

Blender, dostupno na: <https://www.blender.org/>

CENELEC 2001 Basic standard for the measurement of specific absorption rate related to human exposure to electromagnetic fields from mobile phones (300 MHz–3 GHz) Standard EN 50361 (Brussels: CENELEC)

C95.3-2002 - IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields with Respect to Human Exposure to Such Fields, 100kHz-300GHz, <http://standards.ieee.org/findstds/standard/C95.3-2002.html>

CST Studio Suite 2019, dostupno na: <https://www.3ds.com/products-services/simulia/products/cst-studio-suite/>.

Dielectric properties of tissues, ITIS Foundation, Available at: <https://goo.gl/76SnEN>

Groupe Speciale Mobile Association. (2019), dostupno na: <https://gsmaintelligence.com/>

IARC Classifies Radiofrequency Electromagnetic Fields as Possibly Carcinogenic to Humans, dostupno na: http://www.iarc.fr/en/media-centre/pr/2011/pdfs/pr208_E.pdf.

IEEE 2005 IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz IEEE Std C95.1-2005 (New York: IEEE)

IEEE 2003 Recommended practice for determining the spatial-peak specific absorption rate (SAR) in the human body due to wireless communications devices: measurement techniques IEEE 1528 (New York: IEEE)

IEC 2005 Human exposure to radio frequency fields from handheld and body-mounted wireless communication devices—Human models, instrumentation and procedures: part 1. Procedure to determine the specific absorption rate (SAR) for handheld devices used in close proximity to the ear (frequency range of 300 MHz to 3 GHz IEC 62 209 (Geneva: IEC)

ICNIRP Guidelines, “Guidelines for Limiting Exposure to Time- Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (Up to 300 GHz), International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection”, *Health Physics*, vol. 74, n°. 4, pp. 494-522, April 1998.

Prof. dr Krasić D. Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu, Uža naučna oblast - Maksilofacijalna hirurgija (fotografije tokom hiruških intervencija).

The INTERPHONE Study Group, Brain tumour risk in relation to mobile telephone use: results of the INTERPHONE international case-control study, *International Journal of Epidemiology*, Volume 39, Issue 3, June 2010, Pages 675–694, <https://doi.org/10.1093/ije/dyq079>

United States Census Bureau. (2019), dostupno na: <https://www.census.gov/en.html>

BIOGRAFIJA AUTORA

Dejan Jovanović rođen je 1989. godine u Prokuplju gde je završio osnovnu i srednju školu. Elektronski fakultet u Nišu upisao je školske 2008/2009 godine. Na istom fakultetu (smer Elektroenergetika) diplomirao je 02. jula 2013. godine sa prosečnom ocenom 9.53 (devet celih i 53/100) u toku studija i ocenom 10 (deset) na diplomskom ispitu. Dobitnik je priznanja Elektronskog fakulteta za rezultate ostvarene u toku osnovnih studija: pohvalnice za uspeh postignut na svim godinama studija.

Školske 2013/2014. kandidat je upisao poslediplomske studije, na smeru Teorijska elektrotehnika Elektronskog fakulteta u Nišu, na kojima je položio sve ispite sa prosečnom ocenom 10.00 (deset).

Nakon diplomiranja, u periodu 2014 - 2016. godine, Dejan Jovanović bio je angažovan na Katedri za Energetske procese Fakulteta zaštite na radu u Nišu kao Stručni saradnik za rad na projektu (oznaka projekta III43012). U tom periodu kandidat je bio angažovan na predmetima: Elektrotehnika, Opasnost od električne energije, Elektromagnetna zračenja, Elektrotehnički sistemi u zaštiti, Zaštita od požara i eksplozija usled dejstva električne energije, Električne instalacije i postrojenja, Zaštita od elektromagnetnog zračenja i Kontrola zaštite od opasnog dejstva električne energije pri Katedri za Energetske procese Fakulteta zaštite na radu u Nišu. U istom period, kandidat je bio član Laboratorije za elektromagnetna zračenja (preimenovana u Laboratoriju za elektrotehniku i elektromagnetna zračenja) na katedri za Energetske procese Fakulteta zaštite na radu u Nišu. Odgovornosti i aktivnosti koje je imao kao član laboratoriju bile su: Merenje niskofrekventnog i visokofrekventnog elektromagnetnog polja, ispitivanje niskonaponskih i gromobranskih instalacija, ispitivanje galvanske neprekidnosti, ispitivanje mašina za rad kao i merenje mikroklimе i UV zračenja.

Od 01.07.2016. godine kandidat Dejan Jovanović nalazi se u zvanju saradnik u nastavi za predmete Osnovi elektrotehnike 1, Osnovi elektrotehnike 2 i Elektromagnetika pri Katedri za teorijsku elektrotehniku Elektronskog fakulteta u Nišu. Za asistenta na Elektronskom fakultetu u Nišu pri Katedri za Teorijsku elektrotehniku, izabran je 01.07.2017. godine. Angažovan je na izvođenju računskih i laboratorijskih vežbi iz predmeta Osnovi

elektrotehnike1, Osnovi elektrotehnike 2 kao i na izvođenju računskih vežbi iz Elektromagnetike. U tom statusu nalazi se i danas.

U statusu istraživača Dejan Jovanović se nalazi na domaćem projektu pod nazivom: "Monitoring elektromagnetnih zračenja mobilnih telekominikacionih sistema u životnoj sredini, analiza molekularnih mehanizama i biomarkera oštećenja kod hronične izloženosti sa razvojem modela za procenu rizika i metode za zaštitu" (evidencioni broj projekta: III43012). Projekat finansiran od strane Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije.

Period oktobar 2013 - decembar 2013. godine, kandidat je kao stipendista DAAD fondacije proveo je na studijskom boravku na Tehničkom Univerzitetu u Ilmenau, SR Nemačka.

IZJAVA O AUTORSTVU

Izjavljujem da je doktorska disertacija, pod naslovom

**Modelovanje i analiza uticaja metalnih medicinskih implantata na raspodelu
elektromagnetskog polja mobilnih telefona u tkivima korisnika**

koja je odbranjena na Elektronskom fakultetu Univerziteta u Nišu:

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada;
- da ovu disertaciju, ni u celini, niti u delovima, nisam prijavljivao na drugim fakultetima, niti univerzitetima;
- da nisam povredio autorska prava, niti zloupotrebio intelektualnu svojinu drugih lica.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci, koji su u vezi sa autorstvom i dobijanjem akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada, i to u katalogu Biblioteke, Digitalnom repozitorijumu Univerziteta u Nišu, kao i u publikacijama Univerziteta u Nišu.

U Nišu, 09.04.2021.

Potpis autora disertacije:



(Dejan B. Jovanović)

**IZJAVA O ISTOVETNOSTI ELEKTRONSKOG I ŠTAMPANOG OBLIKA
DOKTORSKE DISERTACIJE**

Naslov disertacije: **Modelovanje i analiza uticaja metalnih medicinskih implantata na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnih telefona u tkivima korisnika**

Izjavljujem da je elektronski oblik moje doktorske disertacije, koju sam predao za unošenje u **Digitalni repozitorijum Univerziteta u Nišu**, istovetan štampanom obliku.

U Nišu, 09.04.2021.

Potpis autora disertacije:



(Dejan B. Jovanović)

IZJAVA O KORIŠĆENJU

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Nikola Tesla“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Nišu unese moju doktorsku disertaciju, pod naslovom:

Modelovanje i analiza uticaja metalnih medicinskih implantata na raspodelu elektromagnetskog polja mobilnih telefona u tkivima korisnika

Disertaciju sa svim prilogima predao sam u elektronskom obliku, pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju, unetu u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Nišu, mogu koristiti svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons), za koju sam se odlučio.

1. Autorstvo (CC BY)
2. Autorstvo – nekomercijalno (CC BY-NC)
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade (CC BY-NC-ND)
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima (CC BY-NC-SA)
5. Autorstvo – bez prerade (CC BY-ND)
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima (CC BY-SA)

U Nišu, 09.04.2021.

Potpis autora disertacije:



(Dejan B. Jovanović)