



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Tihomir Marjanović

**ELEKTRIČNI MODEL ZUBA  
PRI MJERENJU DULJINE  
KORIJENSKOGA KANALA**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2012.



UNIVERSITY OF ZAGREB  
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMPUTING

Tihomir Marjanović

**ELECTRICAL MODEL OF A TOOTH  
FOR THE ROOT CANAL LENGTH  
MEASUREMENT**

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2012.

Doktorski rad je izrađen na Sveučilištu u Zagrebu, Fakultetu elektrotehnike i računarstva, Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija.

Mentor: prof. dr. sc. Igor Lacković

Doktorski rad ima: 231 stranicu

Doktorski rad br.: \_\_\_\_\_

Povjerenstvo za ocjenu i obranu doktorske disertacije:

1. Dr. sc. Ratko Magjarević, redoviti profesor  
Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva
2. Dr. sc. Mario Cifrek, redoviti profesor  
Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva
3. Dr. sc. Nada Galić, redovita profesorica  
Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet

Doktorski rad obranjen je: 30. ožujka 2012.

*Ovaj rad posvećujem svojoj djevojci Maji Vukmirović.  
Hvala joj na beskonačnom strpljenju i podršci koju mi je pružila!*

*Želio bih se zahvaliti svom mentoru prof. dr. sc. Igoru Lackoviću na savjetima i pomoći pri provođenju istraživanja i pisanja rada. Hvala i kolegama i prijašnjim mentorima doc. dr. sc. Igoru Kroisu, prof. dr. sc. Mariu Cifreku i prof. dr. sc. Ratku Magjareviću koji su podmetnuli svoja leđa kada je trebalo te veliko hvala prof. dr. sc. Zoranu Stareu, kao i njegovoj obitelji koja mi je pružila krov sigurnosti u kriznim vremenima.*

*Zahvaljujem se i svojoj majci, braći i svim prijateljima na potpori i razumijevanju!*

## SAŽETAK

---

Ovaj rad se bavi problematikom električnih svojstava i modela zuba te metode određivanja duljine korijenskoga kanala elektroničkim endometrom tijekom endodontskog postupka. Također su razmotrene mjerne elektrode korištene pri ispitivanju vitaliteta zubne pulpe.

Uspoređeni su fizički *in vitro* modeli zuba u fiziološkoj otopini te u alginatu za uzimanje zubnog odljevka te je zaključeno da u interesnom frekvencijskom području model na alginatu daje električki bolje performanse u odnosu na dostupna mjerenja *in vivo*.

Metodom konačnih elemenata je razvijen trodimenzionalni električni model zuba kao alternativa *in vitro* mjerenju. Model sadrži frekvencijsku ovisnost dielektričnih svojstava tkiva prema Cole-Cole modelu te model dvosloja na površini mjerne elektrode. Parametri modela dentina i dvosloja su izmjereni u ovom radu.

Impedancija zuba je predstavljena električnim nadomjesnim shemama. Deset shema je predloženo u ovom radu te uspoređeno sa shemama drugih autora. Optimalnom se pokazala shema predložena u ovom radu. Komentirano je fizikalno značenje pojedinih elemenata, kao i mogućnost uporabe pri mjerenju duljine korijenskoga kanala.

Ispitan je utjecaj pojedinih parametara modela (položaj igle, specifična vodljivost dentina, sredstvo u kanalu) s konačnim elementima na elemente odabrane nadomjesne sheme. Korištenjem odabrane nadomjesne sheme postignuto je značajno razdvajanje utjecaja električnog dvosloja na pojedine elemente sheme te djelomično razdvajanje utjecaja dentina, što omogućuje smanjenje pogreške mjerenja duljine korijenskoga kanala.

**Ključne riječi:** endodontski postupak, elektronički lokator apeksa, mjerenje duljine korijenskoga kanala, električni model korijenskoga kanala zuba, trodimenzionalni električni model zuba s konačnim elementima, električna nadomjesna shema korijenskoga kanala zuba, električni dvosloj, aproksimacija tankog sloja

## ABSTRACT

---

The root canal length is measured during the endodontic treatment in order to determine the working length i.e. the length of the root canal instrumentation. When the dental pulp is infected, it should be completely removed from the root canal. If inflamed tissue remains in the canal or the cleaning is carried too deep damaging the surrounding tissue, unnecessary complications may occur. Therefore, the success of whole endodontic treatment is directly dependent on the accuracy of determining the position of the apex. The root canal length may be measured using radiographs. However, the accuracy of such measurements is limited because the projection of the curved and overlapped canals on the film does not always indicate the actual canal length. Therefore, after preliminary radiographs, an electronic apex locator or endometer is commonly used to determine the working length. They work on the principle of electrical impedance measurement between the active electrode inside the root canal (an endodontic file) and a neutral electrode placed at the oral mucosa.

The first endometers have used direct current to measure the resistance between the electrodes, which proved to be unreliable because of the polarization potential at the metal to electrode interface. Therefore, present devices instead of measuring resistance measure the impedance at one or more frequencies. Based on that measurement the position of endodontic instrument inside the root canal is determined and indicated. It was found that the presence of conductive fluids that are commonly used during the endodontic treatment may influence the apex locator accuracy as well as the other parameters like the root canal width, morphology of the root, the possible lateral canals or perforation.

The problem with verification of radiographic and electronic methods of determining the root canal length *in vivo* is that the actual position of the active electrode in the canal can be verified (by optical microscope) only when the tooth is extracted. Therefore, comparison of different electronic apex locators is usually performed *in vitro* on a physical model or by comparing results with the radiograph. The *in vitro* physical model usually consists of an extracted and prepared tooth immersed in to a conductive medium. Several of these *in vitro* models exist, and they are used arbitrary and non-critically. Therefore their electrical behavior is evaluated and compared in this study.

There are plenty of papers that concentrate at endometer accuracy verification, however there are only a few that focus on the electrical properties of root canal. In these papers the total impedance in the measurement circuit is presented by a simple electrical equivalent circuit containing of two or three elements like resistors and capacitors. It is shown that these circuits can describe the impedance in narrow frequency band only. In order to achieve reasonable agreement in a wider frequency range, the elements needs to be frequency dependent, making them useless for root canal length determination purposes.

Therefore, more complex equivalent circuits with up to five elements including a constant phase element is developed. When the number of free circuit elements rises, especially if they are a constant phase elements, the complexity of parameter estimation rises as well. Circuit element estimates became dependant not only on

desired impedance spectrum, but on each other as well. Local convergence minima in the iterative estimation procedure occur. In this paper the parameter estimation procedure for given equivalent circuits is defined and the circuits are compared according to the fit quality and parameter utilization efficiency. Physical representation of individual equivalent circuit elements are discussed based on which a new measurement procedure is proposed.

**Keywords:** endodontic procedure, electronic apex locator, root canal length measurement, electrical model of the root canal of tooth, three-dimensional finite-element electrical tooth model, electrical equivalent circuit of the tooth root canal, thin film approximation



# SADRŽAJ

---

<b>1 UVOD</b> .....	<b>6</b>
1.1 Namjena i motivacija istraživanja .....	8
1.2 Osnovni pojmovi u endodonciji .....	15
1.2.1 Građa zuba .....	15
1.2.2 Označavanje i klasifikacija zuba i korijenskih kanala .....	23
1.2.3 Pulpne bolesti.....	25
1.2.4 Dijagnostika patoloških stanja zubne pulpe .....	27
1.2.5 Terapijski endodontski postupci .....	27
1.2.6 Postupak obrade korijenskoga kanala .....	31
1.2.7 Tehnike punjenja korijenskih kanala .....	35
1.2.8 Materijali za plombiranje .....	44
1.3 Elektronička instrumentacija u endodonciji .....	46
1.3.1 Elektronički detektor apeksa .....	46
1.3.2 Elektronički ispitivač vitaliteta zubne pulpe .....	47
1.3.3 Elektronički detektor karijesa .....	48
<b>2 Ispitivanje ukupne impedancije zuba <i>in vivo</i></b> .....	<b>50</b>
2.1 Opis mjernog postupka .....	50
2.1.1 Mjerenje ukupne impedancije zuba.....	50
2.1.2 Mjerenje odziva zuba na impulsni naponski podražaj.....	51
2.2 Rezultati i rasprava .....	51
<b>3 Ispitivanje električnih svojstava korijenskoga kanala na <i>in vitro</i> modelu zuba</b> .....	<b>58</b>
3.1 Opis problema.....	58
3.2 Metoda mjerenja .....	59
3.3 Rezultati .....	62
3.4 Usporedba fizičkih modela .....	70
<b>4 Modeliranje impedancije korijenskoga kanala zuba metodom konačnih elemenata</b> .....	<b>74</b>
4.1 Implementacija metode konačnih elemenata .....	74
4.2 Dielektrični model bioloških tkiva .....	76
4.2.1 Pojam kompleksne permitivnosti.....	77
4.2.2 Električni model disperzije u materijalu .....	79
4.2.2.1 Debyeov model relaksacije .....	79
4.2.2.2 Cole-Cole jednadžba .....	79
4.2.3 Baza dielektričnih svojstava bioloških tkiva.....	80
4.2.4 Mjerenje dielektričnih svojstava dentina.....	82
4.2.4.1 Opis mjernog postupka .....	82
4.2.4.2 Rezultati mjerenja .....	83
4.2.4.3 Rasprava i zaključak .....	86
4.3 Model električnog dvosloja.....	88

4.3.1	Fizikalne pojave na dodirnoj površini materijala različitih faza .....	88
4.3.2	Proračun komponenata impedancije dvosloja na temelju fizikalnog modela ...	92
4.3.2.1	<i>Dvosloj na površini metala .....</i>	93
4.3.2.2	<i>Dvosloj na površini izolatora .....</i>	94
4.3.3	Eksperimentalno određivanje impedancije dvosloja .....	98
4.3.3.1	<i>Opis mjernog postupka .....</i>	99
4.3.3.2	<i>Rezultati mjerenja .....</i>	102
4.3.3.3	<i>Rasprava .....</i>	109
4.3.3.4	<i>Zaključak .....</i>	111
4.4	Simulacija električne impedancije na trodimenzionalnom FE modelu korijenskoga kanala zuba.....	112
4.4.1	Implementacija i razvoj modela .....	113
4.4.1.1	<i>Simulacija jednostavnog modela zuba.....</i>	114
4.4.1.2	<i>Implementacija dielektričnih svojstava bioloških tkiva u modelu .....</i>	129
4.4.1.3	<i>Simulacija pomaka igle u kanalu.....</i>	131
4.4.1.4	<i>Implementacija modela dvosloja na međugranicama.....</i>	133
4.4.1.5	<i>Aproksimacija tankog sloja .....</i>	136
4.4.1.6	<i>Ograničenje dodirne površine igle u zubnom kanalu.....</i>	142
4.4.1.7	<i>Geometrija kompletnog modela .....</i>	143
4.4.2	Rezultati i rasprava .....	144
4.4.2.1	<i>Utjecaj frekvencijske ovisnosti dielektričnih svojstava tkiva .....</i>	144
4.4.2.2	<i>Utjecaj svojstava dentina .....</i>	146
4.4.2.3	<i>Utjecaj dvosloja .....</i>	148
4.4.2.4	<i>Utjecaj svojstava kanala .....</i>	154
4.4.2.5	<i>Utjecaj svojstava okolnog tkiva .....</i>	157
4.4.2.6	<i>Utjecaj ograničenja spoja igle do stalne dubine u kanalu.....</i>	160
4.4.2.7	<i>Utjecaj pomaka igle uz zadržavanje stalne dodirne površine.....</i>	165
4.4.2.8	<i>Usporedba simulirane impedancije sa stvarnim mjerenjima.....</i>	167
<b>5</b>	<b>Električna nadomjesna shema zuba s koncentriranim elementima.....</b>	<b>173</b>
5.1	Motivacija .....	173
5.2	Vrednovane električne nadomjesne sheme .....	173
5.3	Postupak estimacije parametara nadomjesne sheme.....	176
5.4	Metoda vrednovanja nadomjesnih shema .....	180
5.5	Rezultati i rasprava .....	182
5.5.1	Kvaliteta aproksimacije izmjerenih impedancija.....	182
5.5.2	Ovisnost elemenata nadomjesnih shema o položaju igle .....	190
5.5.3	Utjecaj parametara zubnog kanala na elemente nadomjesne sheme .....	197
<b>6</b>	<b>RASPRAVA.....</b>	<b>204</b>
<b>7</b>	<b>ZAKLJUČAK.....</b>	<b>210</b>
	<b>Literatura.....</b>	<b>214</b>
	<b>Pojmovnik .....</b>	<b>222</b>
	<b>Dodatak A - Ispitivanje osjetljivosti pulpnog tkiva na strujni podražaj .....</b>	<b>224</b>
	<b>Dodatak B – Digitalni lokator apeksa <i>Endometer ES-04</i>.....</b>	<b>228</b>

# 1 UVOD

---

Ovaj je rad vezan uz problematiku impedancijske metode mjerenja duljine korijenskog kanala zuba, što je postupak koji prethodi svakom punjenju kanala tijekom endodontskog tretmana. Metoda se zasniva na mjerenju električne impedancije između aktivne elektrode u obliku igle smještene na određenoj dubini u korijenskom kanalu zuba i neutralne elektrode smještene na usnoj sluznici. Udaljenost vrha igle u kanalu od apikalnog otvora korijenskog kanala zuba određuje se na temelju izmjerene impedancije. Ovaj rad je usmjeren na razmatranje električnih svojstava pojedinih tkiva u mjerenom strujnom krugu, odabir pogodnog *in vitro* fizičkog modela zuba te razvoj modela zuba metodom konačnih elemenata u svrhu određivanja električne impedancije na temelju koje su ispitane električne nadomjesne sheme zuba kako bi se odabrala pogodna shema za potrebe smanjenja pogreške određivanja duljine korijenskog kanala.

Rad je podijeljen u sedam poglavlja. U uvodnom poglavlju ("*1 UVOD*") ukratko su opisana ograničenja sadašnjih metoda mjerenja duljine kanala te je iznesena motivacija i smjernice za provođenje ovog istraživanja. Potom su detaljno opisani temeljni pojmovi u endodonciji, kao i svrha određivanja duljine kanala tijekom zahvata. Opisana je morfologija i struktura zubnih tkiva u mjernom krugu pri određivanju impedancije te moguće varijacije oblika zubnog kanala. Opisan je tijek postupka endodontske obrade korijenskog kanala te postupci ispitivanja vitalnosti zubne pulpe, koji prethode endodontskom tretmanu.

U drugom su poglavlju ("*2 Ispitivanje ukupne impedancije zuba in vivo*") ispitana električna svojstva zuba pri određivanju vitaliteta zubne pulpe kao nadopuna osnovnoj temi istraživanja. Uspoređene su performanse više različitih tipova mjernih elektroda po pitanju impedancije ostvarenog električnog spoja između vrha elektrode i zubne cakline u svrhu prijenosa sinusoidnog i impulsnog električnog podražaja u zubnu pulpu ispitivanog zuba. Odabrana je najpogodnija mjerna elektroda te je u prilogu ("*Dodatak A*") opisan uređaj, razvijen u sklopu ovoga rada, pomoću kojega je izmjerena *I-T* krivulja osjetljivosti vitalne zubne pulpe na električni strujni podražaj.

U trećem su poglavlju ("*3 Ispitivanje električnih svojstava korijenskoga kanala na in vitro modelu zuba*") ispitana električna svojstva fizičkih *in vitro* modela zuba uronjenih u fiziološku otopinu i modela na stomatološkom alginatu. Ovakvi modeli se koriste kao alternativa *in vivo* mjerenjima pri ispitivanju točnosti elektroničkih endometara i vrednovanju mjernih metoda za određivanje duljine korijenskog kanala. Vrijednosti električne impedancije izmjerene na ovim fizičkim modelima uspoređene su s dostupnim mjerenjima *in vivo*. Odabran je model koji više odgovara *in vivo* mjerenjima te je na tom modelu provedeno detaljno mjerenje impedancije za 17 položaja igle kontroliranih mikrometarskim vijkom. Prikupljene impedancije su korištene u četvrtom poglavlju za provjeru razvijenog modela s konačnim elementima i u petom poglavlju za vrednovanje električnih nadomjesnih shema zuba.

U četvrtom poglavlju ("*4 Modeliranje impedancije korijenskoga kanala zuba metodom konačnih elemenata*") opisan je model zuba s konačnim elementima koji predstavlja alternativu mjerenju impedancije *in vivo* ili na fizičkom *in vitro* modelu zuba.

Korištenjem razvijenog modela moguće je posebno simulirati utjecaj samo jednog parametra na ukupnu impedanciju (npr. položaj igle, specifična vodljivost dentina, vodljivost kanala, svojstva električnog dvosloja, i dr.), što nije moguće postići *in vivo* niti na fizičkom *in vitro* modelu zuba. Pojedinačno je ispitan utjecaj frekvencijske ovisnosti dielektričnih svojstava tkiva, utjecaj električnih svojstava dentina, električnog dvosloja, kanala i okolnog tkiva. Također je razmotren utjecaj smanjenja dodirne površine između igle i stijenke korijenskog kanala. Valjanost razvijenog modela provjerena je usporedbom impedancije dobivene simulacijom s impedancijom izmjerenom na fizičkom *in vitro* modelu, a rezultati provedenih simulacija su korišteni u petom poglavlju za ispitivanje osjetljivosti pojedinih elemenata odabrane nadomjesne sheme zuba.

Za potrebe razvoja modela zuba s konačnim elementima provedena su mjerenja dielektričnih svojstva dentina u frekvencijskom području 100 Hz do 1 MHz na temelju kojih su izračunati Cole-Cole parametri dentina kojima se modelira frekvencijska ovisnost dielektričnih svojstava bioloških tkiva. Također su provedena mjerenja električnih svojstava dvosloja koji se javlja na površini mjerne elektrode za nekoliko tipova mjernih elektroda, na temelju kojih su određeni parametri modela dvosloja u skladu s iznesenom teorijom.

U petom poglavlju ("*5 Električna nadomjesna shema zuba s koncentriranim elementima*") opisan je postupak estimacije parametara električnih nadomjesnih shema s  $R$ ,  $C$  i  $CPE$  elementima na temelju poznatog frekvencijskog spektra impedancije. Uporabom nadomjesne sheme se nastoje parametrizirati obilježja korijenskog kanala koja se manifestiraju na spektar impedancije, a s ciljem izdvajanja informacije o položaju igle iz izmjenjenog spektra impedancije. Definiran je način vrednovanja nadomjesnih shema po pitanju kvalitete aproksimacije impedancijskog spektra promatranog korijenskog kanala te po pitanju efikasnosti iskorištenja svojih parametara. Vrednovano je i uspoređeno deset nadomjesnih shema predloženih u ovom radu i deset nadomjesnih shema predloženih od strane drugih autora te je odabrana optimalna nadomjesna shema po pitanju kvalitete aproksimacije i efikasnosti iskorištenja parametara, a koja se može koristiti za određivanje položaja igle u kanalu. Odabrana nadomjesna shema je jedna od predloženih shema u ovom radu. Na kraju petog poglavlja ispitani su utjecaji pojedinih parametara modela s konačnim elementima na vrijednosti elemenata odabrane nadomjesne sheme te je ustanovljeno da je korištenjem odabrane nadomjesne sheme postignuto značajno smanjenje utjecaja svojstava dvosloja i djelomično smanjenje utjecaja svojstava dentina na procijenjenu vrijednost otpora kanala u odnosu na mjerenje bez korištenja nadomjesne sheme (izravno mjerenje impedancije).

U šestom poglavlju ("*6 RASPRAVA*") razmatraju se postignuti rezultati, te uspoređuju s rezultatima drugih autora.

U sedmom poglavlju ("*7 ZAKLJUČAK*") izneseni su zaključci provedenog istraživanja.

## 1.1 Namjena i motivacija istraživanja

Duljina korijenskoga kanala zuba se mjeri tijekom endodontskog postupka kako bi se odredila radna duljina do koje treba očistiti zubni kanal [1]. Kad je zubna pulpa inficirana, ona se treba u potpunosti odstraniti iz zubnog kanala. Ukoliko se ne odstrani dovoljno pulpe, u kanalu će ostati upaljeno tkivo. Ako se pak postupak čišćenja provodi preduboko, nastaju nepotrebna oštećenja na okolnom tkivu koje se tada može upaliti i izazvati nepotrebne komplikacije [2, 3]. Istraživanja su pokazala da je zubni kanal najbolje preparirati do apikalnog suženja, koje je smješteno 0.5 do 0.8 mm od apeksnog otvora zuba. Uspješnost endodontskog zahvata izravno ovisi o točnosti određivanja položaja apeksa, a klinički je pokazano da pogreška mjerenja ne bi smjela prijeći 0.5 mm.

Duljinu korijenskoga kanala moguće je izmjeriti pomoću radiografske snimke, međutim točnost takvog mjerenja je ograničena. Korijenski su kanali obično svinuti te njihova projekcija na ravninu filma ne daje uvijek stvarnu mjeru dužine kanala. Stoga se za određivanje radne duljine (nakon preliminarne radiografske snimke) danas uobičajeno koristi elektronički uređaj, takozvani lokator apeksa (endometar). On položaj apeksa određuje na temelju mjerenja električne impedancije između aktivne elektrode u obliku igle koja se pomiče unutar korijenskoga kanala zuba i neutralne elektrode smještene na usnoj sluznici.

Prvi su endometri koristili istosmjernu struju za mjerenje otpora između elektroda, što se pokazalo nepouzdanim zbog polarizacijskog potencijala koji su se javljali na prijelazu metala i elektrolita u usnoj šupljini i zubu [4]. Zato današnji uređaji mjere impedanciju izmjeničnom strujom na jednoj ili više frekvencija, a na temelju izmjerene impedancije određuju položaj endodontskog instrumenta u odnosu na apikalni foramen zubnog kanala [5]. Ustanovljeno je da na točnost ovakvog mjerenja utječe prisustvo vodljivih tekućina koje su standardno prisutne u korijenskom kanalu tijekom endodontskog zahvata, širina zubnog kanala, morfologija zubnog korijena, mogući lateralni odvodi ili perforacije zuba [6-9]. Unatoč tim utjecajnim veličinama, elektronički apeks lokatori postižu točnost koja je u nekim situacijama i bolja od radiografskih metoda, ali su pri korištenju praktičniji i izbjegava se nepotrebno zračenje pacijenata [10].

Problem kod verifikacije radiografskih i elektroničkih metoda određivanja duljine zubnog kanala *in vivo* leži u tome što je stvarni položaj mjerne elektrode u kanalu moguće ustanoviti tek kada se zub ekstrahira te položaj igle provjeri pomoću optičkog mikroskopa.

Stoga se u literaturi ispitivanje i usporedba različitih elektroničkih lokatora apeksa uglavnom provodi *in vitro* na fizičkom modelu ili usporedbom sa radiografskom slikom [8]. Model se obično sastoji od ekstrahiranog i pripremljenog zuba uronjenog u vodljivi medij. Danas se koristi nekoliko takvih modela za *in vitro* studije, koji se u literaturi koriste nekritički i odabiru arbitrarno te stoga postoji potreba za njihovim vrednovanjem [7, 11, 12].

Postoji vrlo mali broj radova koji se koncentriraju na električna svojstva tkiva u mjernome krugu. U tim je radovima impedancija zuba predstavljena jednostavnim električnim nadomjesnim shemama od dva ili tri elementa kao što su otpornici i kondenzatori. Impedancija dobivena takvim nadomjesnim shemama uspoređena je s impedancijom dobivenom mjerenjem. Pokazano je da se korištenjem konstantnih vrijednosti elemenata u tim nadomjesnim shemama ne može dobro opisati frekvencijska ovisnost impedancije u širem pojasu frekvencija [13-16]. Da bi se to postiglo, elementi takve nadomjesne sheme moraju biti frekvencijski ovisni [16], zbog čega se te nadomjesne sheme ne mogu koristiti u svrhu mjerenja položaja endodontskog instrumenta u kanalu [4].

Parametri višeelementnih nadomjesnih shema estimiraju se na temelju poznatog impedancijskog spektra računalnim iterativnim postupkom prilijeganja (fitanja, engl. *fitting*) impedancije električne nadomjesne sheme na krivulju izmjerene impedancije [13]. Pokazalo se da jednostavni modeli ne rezultiraju kvalitetnim prilijeganjem dok kod višeelementnih modela postoji problem s jednoznačnošću rješenja odnosno s konvergencijom iterativnog postupka. Što je model kompleksniji, parametri modela su više međuovisni, a konačan ishod njihove estimacije sve više ovisi o početnoj pretpostavci.

Protulipac i sur. (2002) [17] su na primjer ustanovili da na iznos izmjerene impedancije na frekvencijama ispod 1 kHz značajno utječe iznos struje u mjernom krugu te da za realizaciju usporednih mjerenja struja mora biti ograničena na iznos koji je ovisan o debljini korištene elektrode.

Križaj i sur. (2004) [2] su električnim nadomjesnim shemama modelirali izravni spoj endodontskog instrumenta na desni, odnosno na vodljivi medij fizičkog modela, kao i frekvencijsku ovisnost impedancije kompletnog fizičkog *in vitro* modela. Ustanovljeno je da jednostavna električna nadomjesna shema s koncentriranim parametrima ne može dobro opisati ponašanje dvosloja koji se javlja na površini elektrode, kao niti električno ponašanje dentina. Stoga je potrebno razviti detaljniji električni model zuba. Provedena je i preliminarna numerička simulacija, bez podataka o stvarnim električnim svojstvima pojedinih tkiva. Na temelju nje je razmatran utjecaj električne vodljivosti dentina i korijenskoga kanala na efikasnost impedancijske metode mjerenja duljine kanala. Demonstrirano je po čemu je dvofrekvencijska mjerna metoda pogodnija u slučaju prisustva vodljivog medija u zubnom kanalu.

Huang i sur.(2008) [7] su predložili nekoliko kompleksnijih električnih nadomjesnih modela. Studija je provedena korištenjem fizičkog modela zuba koji se sastoji od uske akrilne cjevčice uronjene u gel od agara pripremljenog sa fiziološkom otopinom. Premda su predložene nadomjesne sheme pokazale obećavajuću sposobnost u predstavljanju zadane impedancije, mjerenja na ovom modelu značajno se razlikuju od izmjerenih impedancija na drugim fizičkim modelima.

Stare i sur. (2003) [16] su usporedili vrijednosti parametara dvoelementne nadomjesne sheme dobivene mjerenjem impedancije zuba *in vivo* te *in vitro* na fizičkom modelu u fiziološkoj otopini. Pokazali su da normalizirane vrijednosti tih elemenata na apeksu *in vitro* pokazuju vrlo sličnu frekvencijsku ovisnost kao što je slučaj sa *in vivo* mjerenjima, ali da postoji značajna razlika u osjetljivosti tih parametara s promjenom položaja igle u kanalu.

Nan i sur. (2002) [18] su prezentirali metodu mjerenja duljine korijenskog kanala koja koristi kvocijent impedancija i razlike napona na različitim frekvencijama kako bi se minimizirao utjecaj prisutnosti elektrolita u kanalu. Uspješno su pokazali da je mjerenjem na dvije frekvencije (500 Hz i 10 kHz) moguće umanjiti utjecaj prisustva krvi, fiziološke otopine, natrij hipoklorita i vodikovog peroksida u kanalu.

Tinaz i sur. (2002) [19] su opisali fizički model za *in vitro* demonstraciju rada s elektroničkim lokatorima apeksa. Model se sastoji od ekstrahiranih zuba, stomatološkog alginata za uzimanje odljevka zuba i plastičnog modela čeljusti. Najprije su u plastičnom modelu čeljusne kosti ubušeni provrti za smještaj zuba u koje je uliven svježe pripravljen stomatološki alginat te potom umetnut zub. Potom je model čeljusti prekriven dodatnim slojem alginata, čiji je višak oko zuba odstranjen skalpelom. Cilj ovakvog modela je bolje geometrijski predstaviti stvarnu situaciju. Potom je ispitivana stabilnost dubine endodontskog instrumenta u kanalu pri kojoj uređaj *Root ZX* pokazuje 0 mm uz prisutnost 2.65 % i 5.25 % otopine natrij-hipoklorita. Ustanovljeno je rasipanje izmjerene duljine u intervalu od -2.2 mm do +0.2 mm, bez značajne promjene unutar 45 sati od pripreme modela za kanale širine 0.2 i 0.3 mm. Za kanale širine 0.45 mm je ustanovljeno da je ovakav model stabilan do 28 sati od njegove pripreme, nakon čega se mjerenja počinju značajno rasipati. Autori su također napomenuli da ovakav model može biti koristan za vježbu i učenje, ali da nije preporučljiv za razvoj endometra.

Hör i sur. (2005) [20] su usporedili točnost dva elektronička lokatora apeksa koji rade na istom mjernom principu (kvocijent impedancija), ali na različitim frekvencijama i uz različite skale prikaza. Uspoređeni su *Justy II* (500 Hz i 2 kHz, linearni analogni prikaz) i *Raypex 4* (400 Hz i 8 kHz, logaritamski digitalni prikaz). Mjerenje je provedeno *in vitro* na fizičkom modelu zuba u fiziološkoj otopini. Točan položaj apikalnog suženja je određen seciranjem zuba. Ustanovljeno je da je ovim elektroničkim lokatorima apeksa moguće postaviti endodontski instrument u područje između minornog i apeksnog foramena, ali da nije moguće locirati apikalno suženje. Također je ustanovljeno da je *Raypex 4* pokazao veću pouzdanost u postavljanju instrumenta između minornog i apeksnog foramena u slučaju kada se endodontski instrument umeće u kanal do pokazivanja 1 mm na instrumentu, dok ciljano pokazivanje na instrumentu *Justy II* treba biti 0.5 mm.

EIAyouti i sur. (2006) [21] su predložili uporabu stalka s mikrometarskim vijkom prilikom evaluacije elektroničkih lokatora apeksa na fizičkom *in vitro* modelu s fiziološkom otopinom. Demonstrirali su 20 puta veću točnost i ponovljivost pozicioniranja instrumenta u kanalu u odnosu na metodu sa gumenim stoperom.

Kaufman i sur. (1997) [22] su ispitali mogućnost primjene elektroničkih lokatora apeksa za detekciju položaja napuknuća zuba. Mjerenje je provedeno *in vitro* na fizičkom modelu zuba u stomatološkom alginatu. Napuknuća su umjetno napravljena na ekstrahiranim zubima prije umetanja u alginat. Ispitivanje je provedeno korištenjem tri elektronička lokatora apeksa: *Root ZX*, *Sono Explorer Mark II Junior* i *Apit III*. Položaji dobiveni mjerenjem pomoću lokatora apeksa uspoređeni su s radiografskim mjerenjima te mjerenjem stvarne duljine optičkom metodom. Ustanovljeno je da se elektronički lokatori apeksa mogu koristiti za detekciju mjesta perforacije, da se općenito postižu manje izmjerene dubine perforacije nego je to stvarni slučaj, ali da je pogreška izmjerenog položaja u klinički prihvatljivim granicama. Također nije nađena statistički značajna razlika između velikih i malih perforacija.

Kielbassa i sur. (2003) [23] su ispitali točnost mjerenja duljine korijenskog kanala mliječnih zuba koristeći elektronički lokator apeksa *Root ZX*. Mjerenja su provedena *in vivo* na zubima predviđenim za ekstrakciju uz prisustvo natrij-hipoklorita i vodik-peroksida u kanalu, a provodila su ih dva stomatologa. Točna duljina je izmjerena nakon ekstrakcije zuba. Ustanovljeno je da na rezultate mjerenja statistički značajno utječe odabir stomatologa koji je proveo mjerenje. Također je ustvrđeno da se elektroničkim lokatorom apeksa postiže klinički zadovoljavajuća točnost mjerenja duljine kanala te da su ostvarena mjerenja sustavno kraća od stvarne duljine kanala. Nije ustanovljen značajan utjecaj tipa mliječnoga zuba na točnost određivanja radne duljine.

Nekoofar i sur. (2006) [8] su u preglednom članku usporedili pojedine impedancijske mjerne metode za određivanje duljine kanala. Opisali su terminologiju i morfologiju zubnog apeksa, kao i značaj određivanja duljine kanala, dali su osvrt na radiografske metode te su potom sustavno opisali osnove pojedinih impedancijskih mjernih metoda. Naveli su komercijalne uređaje koji koriste pojedine mjerne principe te su prema zbirnim literaturnim podacima ostvarenih točnosti pojedinih uređaja različitih proizvođača izvukli zaključke o točnosti pojedinih mjernih metoda te su naveli njihove dobre i loše osobine. Usporedili su otporne mjerne metode, niskofrekvencijske impedancijske (otporno-bazirane), visokofrekvencijske impedancijske (kapacitivno-bazirane), jednofrekvencijske impedancijske, metodu naponskih gradijenata, dvofrekvencijske razlikovne i kvocijentne impedancijske, višefrekvencijske i neke nestandardne mjerne metode.

Gordon i sur. (2004) [10] su generacijski podijelili elektroničke lokatore apeksa te u preglednom članku usporedili točnost elektroničkih lokatora apeksa različitih proizvođača po generacijama. Pojedini modeli instrumenata su rangirani prema ostvarenim točnostima te je dan osvrt na literaturne razlike u ostvarenoj točnosti istih modela ovisno o mjeritelju i načinu ispitivanja. Uspoređene su ostvarene točnosti u pojedinim generacijama instrumenata te je zaključeno da niti jedna individualna tehnika elektroničkog određivanja duljine korijenskog kanala nije u potpunosti zadovoljavajuća već ih valja kombinirati, što ovisi o stručnosti stomatologa te da i kod najnovije generacije elektroničkih lokatora apeksa ima potrebe za usavršavanjem.



Avinash i sur. (2002) [24] su usporedili konvencionalnu radiografsku metodu mjerenja duljine kanala sa tri tipa takozvane direktne digitalne radiografske metode (engl. *Direct Digital Radiographic*) na ekstrahiranim zubima s korijenima različitih zakrivljenosti (između 0° i 82° prema Schneiderovoj metodi). Rezultati radiografskih mjerenja potom su uspoređeni optičkom metodom otvaranjem zubnog kanala i umetanjem endodontskog instrumenta na položaj apeksa. Rezultati nisu otkrili statistički značajne razlike među pojedinim mjernim metodama, bez obzira na zakrivljenost kanala.

Hoer i sur. (2004) [25] su u kliničkim uvjetima *in vivo* usporedili točnost dvaju impedancijskih kvocijentnih lokatora apeksa (*Justy II* i *Endy 500*) i radiografske metode. Ispitivani zubi su nakon mjerenja svim metodama ekstrahirani radi provjere točnosti pojedinih uređaja. Ustanovljeno je da nema statistički značajne razlike između radiografske i impedancijske mjerne tehnike. Također je ustanovljeno da je korištenim mjernim metodama u kliničkim uvjetima moguće s dovoljnom pouzdanošću (preko 80%) ustanoviti područje između minornog i apeksnog foramena, ali da je određivanje točnog položaja apikalnog suženja zadovoljavajuće u svega 50% slučajeva.

Jukić-Krmek i sur. (2006) [26] su usporedili točnost elektroničkih lokatora apeksa *Endometer ES-02* i *Endometer ES-03* u suhom kanalu te u kanalu ispunjenom natrij-hipokloritom i etilendiaminotetraocenom kiselinom *in vitro*. Ustanovljeno je da prisutnost tekućine u kanalu prividno skraćuje udaljenost od apeksa, posebice za veće udaljenosti instrumenta od apikalnog otvora. Također je ustanovljeno da se pokazivanja uređaja ES-02 i ES-03 ne razlikuju značajno u suhom kanalu. dok se uz prisustvo tekućina znatno razlikuju u odnosu na kontrolu. Razlika se smanjuje približavanjem pokazivanja instrumenata apeksnom otvoru. Pokazivanja instrumenata *ES-02* i *ES-03* uz prisustvo tekućina na položaju apeksa međusobno se značajno ne razlikuju, premda oba pokazuju otklon u odnosu na suhi kanal.

Onusi i sur. (1999) [27] su proveli *in vitro* evaluaciju ostvarene točnosti elektroničkog detektora apeksa *Root ZX* koristeći ekstrahirane zube uronjene u gel od fiziološke otopine kao fizički *in vitro* model. Ustanovljeno je da instrument detektira položaj apikalnog foramena unutar klinički dozvoljenih tolerancija  $\pm 0.5$  mm u 85% slučajeva, ali je također ustanovljeno i da uređaj ne detektira ispravno položaj 0.5 mm od apikalnog otvora. Stoga je za pozicioniranje instrumenta na položaj 0.5 mm od apikalnog foramena korištenjem ovog uređaja potrebno umetnuti instrument u kanal do položaja 0 mm (na apeks) te potom vratiti instrument za pola milimetra natrag, ne oslanjajući se na pokazivanje instrumenta u milimetrima.

Wrbas i sur. (2006) [28] su usporedili točnost dva elektronička lokatora apeksa *in vivo* na istim zubima. Uspoređeni su *Root ZX* i *Raypex 5*. Mjerenja su provedena tako da je endodontski instrument fiksiran na zub na položaju na kojem jedan uređaj prikazuje položaj apikalnog suženja, nakon čega je u zub umetnut dodatni endodontski instrument, čiji je položaj mjereno koristeći drugi elektronički lokator

apeksa. Položaji oba endodontska instrumenta su određeni optičkom metodom seciranjem ekstrahiranog zuba nakon fiksiranja instrumenata. Rezultati su pokazali klinički zadovoljavajuću točnost uređaja *Root ZX* u 75% i *Rapex 5* u 80% slučajeva, a statistički značajna razlika u određivanju položaja minornog foramena među pojedinim uređajima nije ustanovljena.

Goel i sur. (2006) [15] su usporedili točnost elektroničkog lokatora apeksa *Root ZX* uz prisustvo različitih tekućina u kanalu *in vitro*. Ispitivanje je provedeno uz posušen kanal, kao i uz fiziološku otopinu, 0.2% klorheksidin i 2.5% natrijev hipoklorit u kanalu u odnosu na stvarnu duljinu izmjerenu seciranjem zuba. Nije otkrivena statistički značajna razlika između pokazivanja instrumenta uz fiziološku otopinu i klorheksidin. Kada je u kanalu bio prisutan natrijev hipoklorit ustanovljeno je statistički značajno odstupanje pokazivanja instrumenta, ali je pokazivanje i dalje bilo unutar klinički dozvoljenih tolerancija od  $\pm 0.5$  mm. Mjerenja su provedena na fizičkom *in vitro* modelu dobivenom miješanjem želatine (Bakers Ind Ltd., bez šećera) s 0.9% fiziološkom otopinom.

Kaufman i sur. (2002) [29] su usporedili točnost mjerenja duljine korijenskog kanala uređajima *Bingo 1020* i *Root ZX* te radiografskom metodom. Mjerenje je provedeno *in vitro* na fizičkom modelu s alginatom za uzimanje odljevka zuba te uz posušene kanale kao i uz prisustvo natrij-hipoklorita, fiziološke otopine, klorheksidina, etilendiaminotetraoctene kiseline i ksilola (engl. *xylo*). Ustanovljeno je da oba elektronička detektora apeksa zadovoljavaju potrebnu točnost, da prisustvo tekućina u kanalu uteče na pokazivanja obaju instrumenata, bez statistički značajne razlike među njima te i dalje unutar klinički dozvoljenih tolerancija u položaju. Demonstrirano je da uređaj *Bingo 1020* u nekim situacijama može ostvariti nešto veću srednju točnost mjerenja u odnosu na popularni *Root ZX*, premda dobivene razlike nemaju kliničku važnost. Također je ustanovljeno da su mjerenja korištenjem elektroničkih detektora apeksa općenito bila točnija od mjerenja provedenih radiografskom metodom.

Hafner i sur. (2005) [6] su usporedili mjernu točnost četiri elektronička lokatora apeksa: *Root ZX*, *Endy*, *Justy II* i *Endox*. Studija je provedena *in vivo*, a točnost pojedinih uređaja je provjerena nakon ekstrakcije zuba optičkom metodom. Dobivene su standardne devijacije izmjerene su srednje pogreške i standardno odstupanje izmjerenih duljina pojedinim uređajima te su dobiveni rezultati redom:  $(0.3 \pm 0.6)$  mm,  $(0.7 \pm 1.0)$  mm,  $(0.2 \pm 0.7)$  mm i  $(1.3 \pm 1.7)$  mm. Klinički zadovoljavajuća točnost od  $\pm 0.5$  mm u odnosu na apikalno suženje postignuta je redom u 78%, 67%, 80% i 31% slučajeva.

Venturi i sur. (2005) [30] su usporedili točnost dva elektronička lokatora apeksa: *Apex Finder* i *Root ZX* za pet različitih stanja u endodontskoj obradi korijenskog kanala. Mjerenja su provedena *in vivo* prije instrumentacije korijenskog kanala (stanje 1), nakon kratkog punjenja kanala sa 70% izopropilnim alkoholom i djelomičnog sušenja (stanje 2), nakon punjenja kanala etilendiaminotetraoctenom kiselinom (stanje 3), nakon kompletne instrumentacije i ispiranja 5% natrijevim hipokloritom (stanje 4) te nakon posušivanja konačno instrumentiranog kanala

(stanje 5). Zaključeno je da oba elektronička lokatora apeksa pokazuju zadovoljavajuću točnost uz uvjet stabilnog očitavanja položaja. Prisustvo natrijevog hipoklorita negativno je utjecalo na točnost uređaja *Apex Finder*, dok je u uvjetima visoke vodljivosti kanala uređaj *Root ZX* češće bio neupotrebljiv zbog nestabilnog očitavanja.

Fan i sur. (2006) [12] su usporedili točnost tri elektronička lokatora apeksa koristeći fizički *in vitro* model zuba koji se sastoji od staklene cjevčice uronjene u gel agara. Mjerenja su provedena za suhu staklenu cjevčicu, kao i za cjevčicu ispunjenu fiziološkom otopinom, natrijevim hipokloritom, vodikovim peroksidom i etilendiaminotetraoctenom kiselinom. U eksperimentu je korišteno 48 cjevčica različitih promjera (između 0.25 mm i 1 mm). Na temelju ovako provedenih mjerenja su izvučeni zaključci o točnosti mjerenja duljine korijenskog kanala elektroničkim detektorima apeksa *Root ZX*, *Propex* i *Neosono Ultima EZ* uz ovisnosti o promjeru kanala i prisustvu različitih tekućina u kanalu. Zaključeno je da je točnost uređaja *Root ZX* manja u slučaju prisustva vodljivog elektrolita, da prisustvo elektrolita u slučaju širih cjevčica smanjuje i točnost uređaja *Propex*, dok širina cjevčice kao i prisustvo elektrolita ne utječu na pokazivanje uređaja *Neosono Ultima EZ*. Također je ustanovljeno da su *Propex* i *Neosono Ultima EZ* ostvarili veću točnost od uređaja *Root ZX*.

Nekoofar i sur. (2002) [31] su usporedili izmjerene duljine korijenskih kanala uz korištenje endodontskih instrumenata izrađenih od različitih slitina. Ispitivanje je provedeno koristeći elektronički lokator apeksa *Ultima EZ* na fizičkom *in vitro* modelu zuba u agaru na način da je instrument umetnut u kanal do dubine na kojoj elektronički lokator apeksa pokazuje 0 mm. Ovako dobivena duljina je potom pomoću gumenog stopera prenesena na mjernu traku gdje je očitana s razlučljivošću od 0.5 mm te je uspoređena s duljinom kanala izmjerenom optičkom metodom. Korišteni su instrumenti od nehrđajućeg čelika i Ni-Ti instrumenti. Autori nisu uočili statistički značajne razlike među mjerenjima dobivenim za pojedine tipove instrumenta te su zaključili da je točnost ispitivanog uređaja u vlažnom kanalu veća od 90% bez obzira na korišteni endodontski instrument te da je stoga uređaj *Ultima EZ* prikladan za uporabu u endodontske svrhe.

## 1.2 Osnovni pojmovi u endodonciji

Endodoncija je grana stomatologije koja se bavi liječenjem zubne pulpe koja se nalazi u samom kanalu zuba. Zubni kanal postoji u svakom korijenu zuba, kojih ovisno o tipu zuba može biti jedan ili više po zubu.

Zubna pulpa je splet živčanih vlakana i krvnih žila. Upale pulpe uglavnom nastaju kao posljedica dugo nezbrinutog karijesa koji s vremenom napreduje do pulpe i inficira je. Najčešći simptom upaljene zubne pulpe je bol.

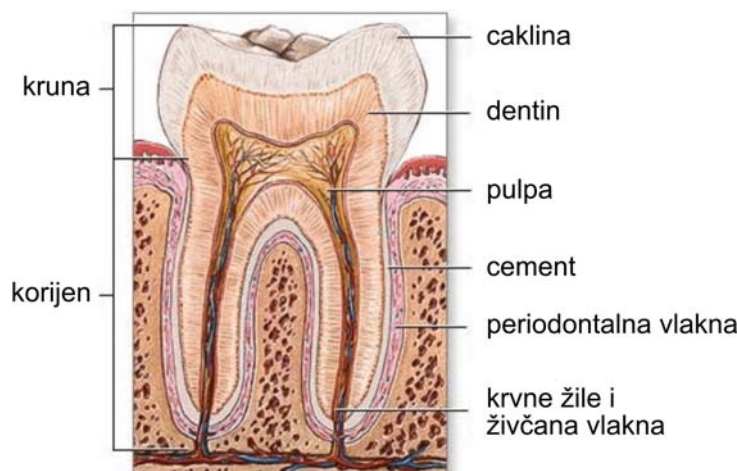
U slučaju upaljenog zubnog živca zub je moguće spasiti endodontskim tretmanom, što se odnosi na zahvat u kojem se uklanjanja zubna pulpa koja je zbog nesaniranog karijesa već toliko upaljena da je došlo do odumiranja i raspadanja tog tkiva unutar zuba. Uklanjanje zubne pulpe provodi se posebnim ručnim ili strojevnim instrumentima, a čišćenje i dezinfekcija apliciranjem posebnih preparata (lijek). Ovim se zahvatom zub pošteduje vađenja. Takav zub ostaje bez živca i krvnih žila (opskrbe krvlju) tj. postaje umrtvljen odnosno devitalizirani zub. Ova činjenica ne sprječava njegovu normalnu daljnju uporabu. Uvjet je da su korijenski kanali dobro očišćeni i ispunjeni inertnim materijalom kako ne bi došlo do daljnjeg propadanja.

Zahvat se obično provodi uz kontrolu rendgen snimkama te uz pomoć elektroničkog lokatora apeksa.

Ukoliko prvi pokušaj ne da zadovoljavajuće rezultate (zub nakon tretmana ne smije boljeti, a na rendgenskoj snimci ne smije biti vidljivih upalnih procesa), postoji mogućnost endodontske revizije. Tada se vadi prva ispuna te se postupak ponavlja. Ako se klasičnom endodontskim postupkom uopće ne može postići željeni cilj, postoji još i mogućnost kirurške resekcije vrha korijena zuba.

### 1.2.1 Građa zuba

Zub se morfološki može podijeliti na tri osnovne regije: krunu, vrat i korijen zuba, slika 1.1.



Slika 1.1. Osnovni anatomske dijelovi zuba. [32]

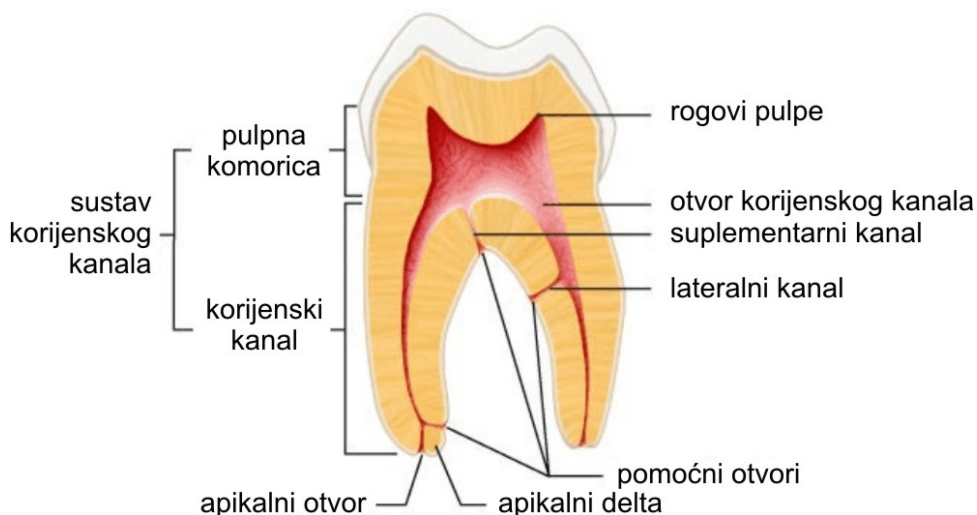
**Kruna zuba** se može odnositi na anatomsku ili kliničku krunu zuba. Anatomsku krunu je dio zuba prekriven caklinom. Ona se kod intaktnog zubnog niza ne vidi cijela, jer joj je vratni dio prekriven desnama. Klinička kruna je samo vidljivi dio zuba i može, ali ne mora, odgovarati anatomskoj kruni. Ona se obično mijenja tijekom života uslijed resorpcije okolnog koštanog tkiva, povlačenja gingive i sl.

**Vrat zuba** je suženje na granici između cakline i zubnog cementa koje je vidljivo u obliku plitkog žlijeba (cervikalna linija ili caklinsko-cementni spoj) i u fiziološkim uvjetima je prekriven usnom sluznicom. Između zuba i sluznice nalazi se uzak prostor dubine do 1.5 mm koji se naziva fiziološki džep.

**Korijen zuba** također može poprimiti dva značenja – anatomski i klinički korijen. Anatomski korijen je dio zuba prekriven cementom i usađen je u zubnu jamicu (alveolu). Klinički korijen je dio zuba koji se ne vidi u ustima (prekriven je gingivom) i može, ali i ne mora, odgovarati anatomskom korijenu. Broj i veličina korijena prvenstveno ovisi o tipu zuba, ali može i varirati. Jednokrjeni zubi su sjekutići, očnjaci i pretkutnjaci (s izuzetkom gornjeg prvog premolara). Dvokrjeni zubi su gornji prvi pretkutnjak i svi donji kutnjaci, dok su gornji kutnjaci (prvi i drugi) trokorjeni zubi. Najčešće varijacije na broju korijena se pojavljuju kod kutnjaka.

Kalcificirana tkiva koja sudjeluju u izgradnji vrata, krune i korijena zuba su caklina, dentin i cement zuba. Čeljust je kao i svaka druga skeletna kost građena od tvrdog i mekog koštanog tkiva, unutar kojeg se nalazi koštana moždina. Osnovna nekalcificirana tkiva su zubna pulpa, periodontalna vlakna, gingivna vlakna, gingiva (desni) i usna sluznica.

Prostor u unutrašnjosti zuba je ispunjen mekim tkivom (zubnom pulpom), a naziva se zubnom šupljinom. Zubnu šupljinu sačinjavaju pulpna komora, rogovi pulpe (produžetci komore), korijenski kanali (u predjelu korijena), apikalni otvor (u predjelu vrha korijena) te mogući lateralni i suplementarni kanali, slika 1.2.



**Slika 1.2. Primjer anatomije korijenskoga kanala zuba. [33]**

Korijenski kanal je prostor unutar korijena zuba koji se nadovezuje na pulpnu komoru. U svakom korijenu najčešće postoji jedan ili dva glavna korijenska kanala, a moguće su i kompleksnije anatomske strukture u kojima se korijenski kanali mogu

razgranati ili čak spojiti. Manji ogranci (takozvani dodatni, suplementarni kanali) su obično smješteni u blizini apeksa, tj. završetka korijena, no mogući su bilo gdje duž zubnog korijena. Gotovo svi korijenski kanali su zaobljeni, a najviše u smjeru prema unutrašnjosti zubne šupljine. Ova zakrivljenost može izazvati poteškoće prilikom oblikovanja i čišćenja kanala tijekom endodontskog zahvata budući da ta zakrivljenost nije vidljiva na standardnoj radiografskoj snimci.

**Zubna pulpa** je organ koja ispunjava unutrašnjost zuba se sastoji od mekog vezivnog tkiva, krvnih žila i živčanih vlakana. Pulpa ima više funkcija:

- formativna funkcija u vidu produkcije kolagenih vlakana kojima se izgrađuje dentin,
- nutritivna u vidu regulacije metabolizma osnovnih elemenata svih dijelova zuba,
- neurosenzornu budući da sadrži osjetna živčana vlakna, i
- obrambenu ulogu u vidu stvaranja sekundarnog i tercijarnog dentina [5].

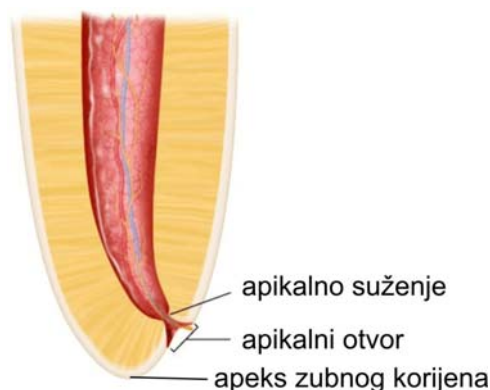
Primarna uloga zubne pulpe je formiranje dentina, odnosno nutritivna funkcija po pitanju snabdjevanja odontoblasta (stanica na površinskom sloju pulpe koje formiraju dentin) potrebnim tvarima. Formiranje sekundarnih (trajnih) zuba je proces koji traje 1-2 godine nakon izbijanja zuba. Nakon što je zub poprimio konačnu veličinu i oblik, primarna uloga zubne pulpe iščezava te preostaju sekundarne funkcije zubne pulpe kao senzorskog organa te blage obrambene mogućnosti stvaranjem sekundarnog i tercijarnog dentina.

Centralni dio pulpe u pulpnoj komorici, kao i korijenske pulpe sadrži nakupine većih živaca i krvnih žila. Unutarnji sloj pulpe je bogat stanicama fibroblasta i nediferenciranim mezenhimnim stanicama. Oko njega je sloj bez stanica, a bogat kapilarama i živčanim vlaknima te sloj stanica odontoblasta koje se nalaze odmah uz preentin i dentin.

Tijekom života se volumen zubne pulpe smanjuje zbog njene oslabljene prokrvljenosti, ali i zbog stvaranja dodatnih slojeva dentina prema unutrašnjosti zuba, čime se smanjuje cjelokupan prostor zubne šupljine.

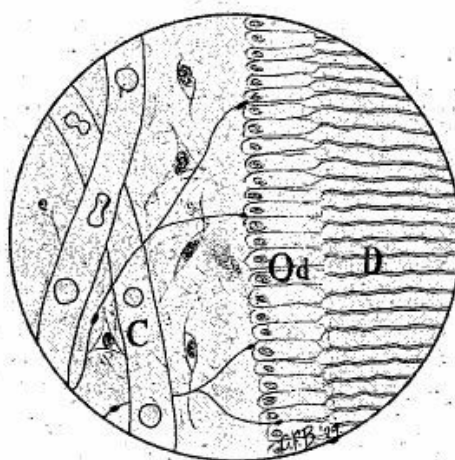
**Apikalni otvor** (engl. *apical foramen*) se ne nalazi uvijek na anatomskom vrhu zuba (engl. *apex*), već ta udaljenost može biti i do 3 mm, kao što je prikazano na slici 1.3.

**Apikalno suženje** (engl. *apical constriction*, a naziva se još i minornim foramenom) je na najužem dijelu korijenskoga kanala, 0.5 – 0.8 mm od apikalnog otvora (veliki foramen), ovisno o vrsti zuba i dobi.

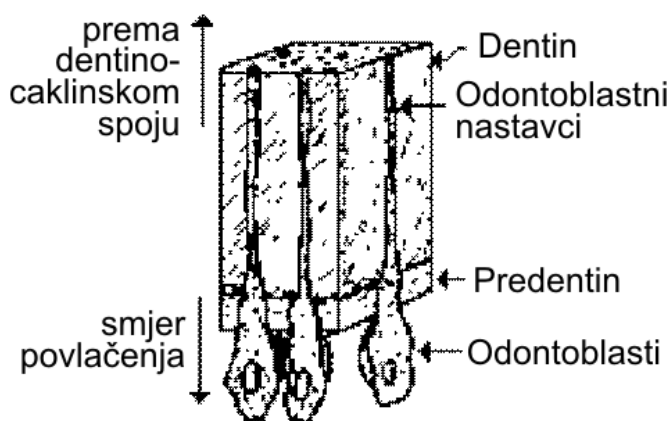


**Slika 1.3. Morfologija zubnog apeksa. [33]**

**Dentin ili zubna kost** je čvrsto mineralizirano tkivo koje izgrađuje najveći dio zuba te ujedno definira njegov oblik. Dentin nije direktno izložen vanjskim utjecajima već je obložen drugim tkivima. U predjelu zubne krune je pokriven caklinom, a u području korijena zubnim cementom. Između njih se nalazi cemento-caklinski spoj. U području apikalnog suženja je smješten cemento-dentinski spoj, a na nutarnjem sloju dentina na površinskom sloju pulpe u zubnoj šupljini nalazi se sloj odontoblasta. Odontoblasti su stanice koje izlučuju predentin, slika 1.4. Predentin sadrži matricu organskih vlakana budućeg dentina (kolagen tipa I, glikoprotein, glikozaminoglikan) [34]. Predentin ima širinu 10-50  $\mu\text{m}$ , a kroz njega se protežu odontoblastni nastavci (engl. *odontoblastic process*) odnosno produžetci stanica odontoblasta. Nakon što predentin dostigne određeni stadij razvoja, odontoblastni nastavci izlučuju kristale hidroksiapatita kako bi mineralizirali predentin. Daljnjim povlačenjem odontoblasta i njihovih nastavaka se formiraju dentinski kanalići, slika 1.5.



**Slika 1.4. Skica stijenke pulpne komorice. Prikazani su (C) kapilare zubne pulpe kroz koju difundira krvna plazma (Od) odontoblasti te (D) dentin. [15]**

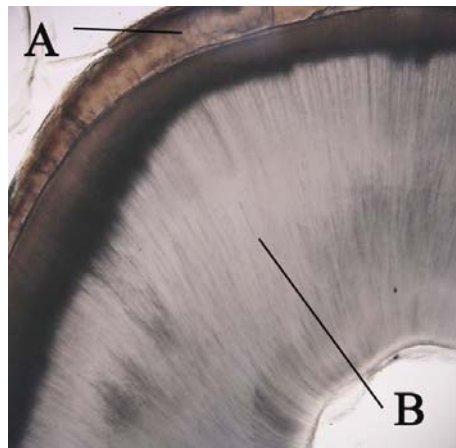


**Slika 1.5. Skica postupka rasta dentina (dentinogeneze). Prikazani su odontoblasti koji stvaraju predentin. [34]**

Predentin se formira u koracima kako se odontoblasti povlače prema unutrašnjosti zuba stanjujući time širinu korijenskoga kanala.

Ovim postupkom (takozvana dentinogeneza) nastaje struktura dentina koja je bogata dentinskim kanalićima (takozvani Haversovi kanalići ili tubule). Dentinski kanalići

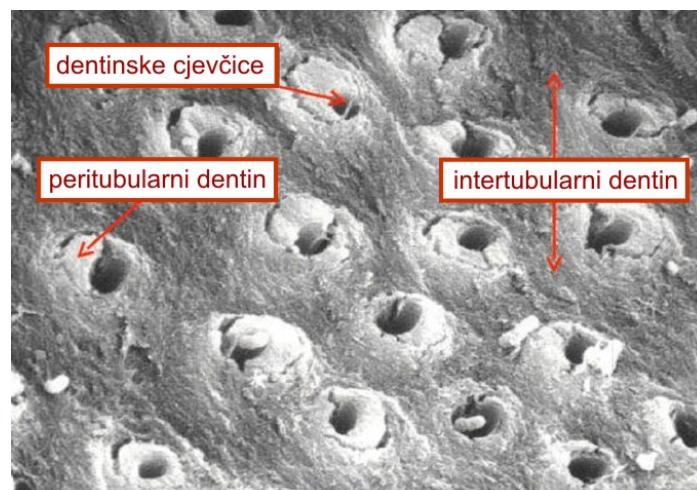
imaju promjer 2-5  $\mu\text{m}$ , a u njih ulaze Tomasova vlakna (ogranci krvnih žila i živaca) i odontoplastni nastavci, dok se povlačenjem odontoblasta krajevi kanalića ispunjuju tekućinom. Svaki je kanalić vezan za stanicu odontoblasta. U slučaju odumiranja pripadne stanice odontoblasta, nediferencirane stanice iz pulpe mogu preuzeti njenu ulogu. Kanalići se protežu radijalno duž čitavog dentina (do 5 mm duljine, slika 1.6), sve do dentino-caklinskog spoja, odnosno dentino-cementnog spoja, na kojem su kanalići začepljeni gustom mrežom slabije mineraliziranih organskih vlakana na području početnog sloja dentina (takozvani *mantle dentin*, ili Tomasov zrnati sloj) debljine tipično 150  $\mu\text{m}$ . Ovo je najstariji sloj dentina, generiran je novodiferenciranim stanicama odontoblasta.



**Slika 1.6.** Histološki presjek krune zuba gdje su vidljivi a) zubna caklina i b) dentin. [11]

U slučaju direktne izloženosti dentinalnih kanalića vanjskim utjecajima (npr. uslijed ozljede zuba) dolazi do pojave osjetljivosti zuba i mogućeg osjeta bola budući da dentinski kanalići izravno prenose vanjske podražaje na živčane završetke u pulpi. Ovako izložen dentin također je podložan kemijskim utjecajima iz okoline, što povećava vjerojatnost nastanka karijesa.

Kanalići su obloženi Neumannovom graničnom ovojnicom koja je kemijski vrlo otporna na utjecaje kiselina i enzima. Najveći stupanj mineralizacije dentin postiže uz same stijenke kanalića (peritubularni dentin), dok je dentin između njih (intertubularni dentin) manje mineraliziran, slika 1.7.



**Slika 1.7.** Površina odbrušenog dentina snimljena elektronskim mikroskopom. [11]

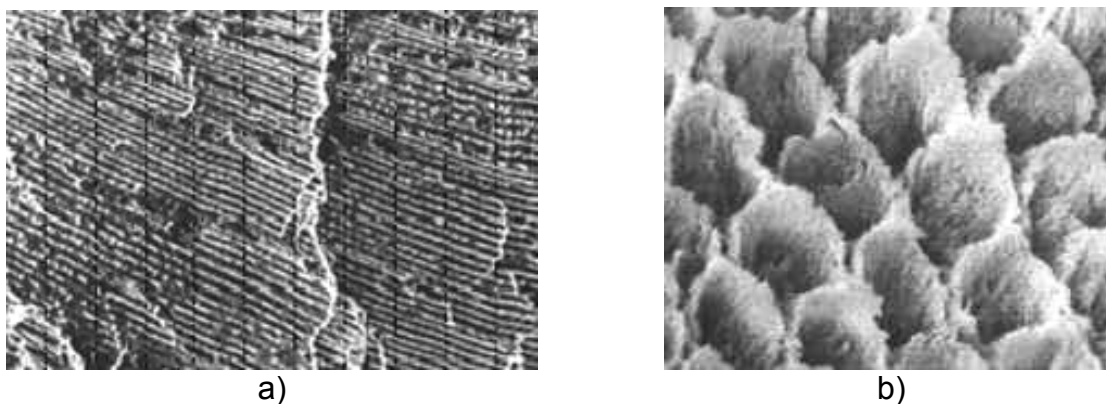


Dentin je po sastavu sličan kostima, ali se njihove histološke uređenosti razlikuju. Za razliku od skeletnih kostiju, dentin ne sadrži osteoblaste i osteoklaste, kao niti krvne žile i živce, premda, pojedini ogranci živaca mogu ući u zubne kanaliće. Dentin sadrži 28% organskih i 72% anorganskih tvari - uglavnom od kristala hidroksiapatita i malih količina fluorapatita, koji su ugrađeni u čvrstu mrežu organskih vlakana. U strukturi zuba razlikujemo tri osnovna tipa dentina. Primarni dentin tvori većinu strukture zuba. Nakon izbijanja zuba počinje rasti sekundarni dentin. Premda je slične strukture, on je karakterističan po značajno sporijem i manje jednolikom rastu. Njegovim rastom se smanjuje obujam zubne šupljine te ojačava kompletna struktura zuba. Tercijarni dentin patološkog je porijekla te nastaje kao reakcija odontoblasta na podražaje (kao npr. karijes). Ubrzanim izlučivanjem tercijarnog dentina pulpa nastoji usporiti prodor toksina i time odgoditi infekciju zubne pulpe.

Boja dentina je genetski uvjetovana, a kod zdravog dentina može varirati od različitih nijansi žute do bijelosive ili čak plavkaste boje. Boja dentina se odražava na boju zuba, posebno u slučaju kada je zubna caklina relativno tanka i prozirna.

**Zubna caklina** ili **enamel** je čvrsto mineralno tkivo koje prekriva dentin u predjelu anatomske krune zuba. Caklina je 94 do 96 % anorganske građe. Najdeblja je na griznoj površini, gdje doseže debljinu do 2.5 mm, a stanjuje se prema cemento-caklinskom spoju. Zubna caklina je najtvrdi dio zuba i najtvrdje tkivo u organizmu, ali je krta i relativno tanka te je stoga vrlo čvrsto povezana na elastičniji i mekši dentin u području caklinsko-dentinskog spoja. Za razliku od dentina caklina nije porozna. Zbog svoje tvrdoće, kemijske otpornosti na djelovanje enzima, kiselina i ostalih korozivnih tvari te zbog svoje nepropusnosti predstavlja glavnu crtu obrane zuba od vanjskih utjecaja.

Caklina je izgrađena od šesterokutnih caklinskih prizmi promjera 3-6  $\mu\text{m}$  (slike 1.8 i 1.9), tj. velikih i vrlo zbijenih kristala kalcij-hidroksiapatita ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) za koji su vezani ioni karbonata, Mg, Na, K itd.[3] Ovi kristali su ugrađeni u finu mrežu vrlo čvrstih i gotovo potpuno netopivih proteinskih vlakana, a vanjska površina cakline je prekrivena tankom caklinskom košuljicom (lat. *cuticula dentis*), koja se s vremenom istroši uslijed žvakanja i četkanja te nestaje.



Slika 1.8. Mikroradiografska snimka zubne cakline u dva reza: a) rez duž smjera caklinskih prizmi, b) smjer okomito na caklinske prizme (površina je tretirana sumpornom kiselinom zbog bolje vidljivosti strukture). [16]



a)



b)

**Slika 1.9. Ilustracija caklinskih prizmi: a) oblika i b) smjera rasprostiranja kod trajnog zuba. [34]**

Caklina je djelomično prozirna, tako da boja zuba (koja varira od žućkaste do svjetlosive i bjeličastoplave) ovisi o boji dentina i prozirnosti cakline. Što je caklina manje prozirna, to su zubi bjelji, a na prozirnost utječu debljina, gustoća, stupanj kalcifikacije i homogenost cakline. Caklina mliječnih zubi ima manje prozirniju kristalnu strukturu te stoga zubi djeluju bjeliji od trajnih zuba.

Zubna caklina nastaje prije izbijanja zuba postupkom amelogeneze kojega reguliraju stanice ameloblasti. Postoje dvije faze rasta dentina – u prvoj fazi stanice izlučuju potrebne proteine i organsku matricu koja se djelomično mineralizira uz pomoć enzima alkalne fosfataze, dok se u drugoj fazi odvija mineralizacija.

Caklina se počinje razvijati tek nakon formiranja početnog sloja dentina te se nastavlja povlačenjem stanica ameloblasta brzinom od oko 4  $\mu\text{m}/\text{dan}$  prema van. Kako se susjedne stanice ameloblasta povlače, ostavljaju za sobom stijenke u kojima su najprije nastavci povučenih ameloblasta, a kasnije organska matrica koja će se mineralizirati u caklinsku prizmu (engl. *enamel rod*), dok će se stijenke mineralizirati u strukturu s drugačijom orijentacijom kalcij-fosfata (engl. *interrod enamel*). U drugoj fazi ameloblasti mijenjaju svoju funkciju iz produkcijske u transportnu te transportiraju potrebne tvari za mineralizaciju cakline. Proteini koji sudjeluju u transportu su amelogenin, ameloblastin, amelin i tufelin, s tim da se amelogenin i ameloblastin odstranjuju tijekom postupka mineralizacije.

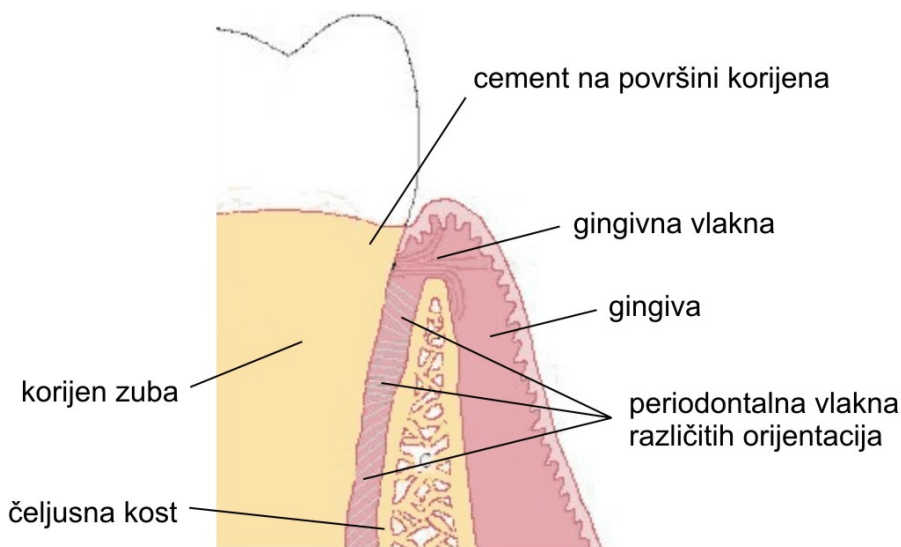
Nakon završetka razvoja cakline, a prije izbijanja zuba se ameloblasti razgrađuju, zbog čega zubna caklina gubi bilo kakvu mogućnost regeneracije (za razliku od dentina koji se mineralizira tijekom čitavog života). Neovisno o nedostatku regenerativnih svojstava, zubna caklina se tijekom života može demineralizirati ili remineralizirati. Demineralizacija se odvija uslijed dugotrajne izloženosti cakline kiselinu koja tipično nastaje uslijed metabolizma bakterija na površini zuba (zubni plak), posebice nakon konzumacije šećera koji ostaje u usnoj šupljini. Šećeri u usnoj šupljini zaostaju tipično 30 minuta nakon obroka te je u tom periodu metabolizam bakterija najizraženiji. Također konzumacija citrusa, kiselih i gaziranih pića utječe na demineralizaciju cakline. Jedini način da se zubna caklina remineralizira je putem minerala kalcija iz sline. Remineralizaciji potpomaže oralna higijena u vidu otklanjanja sloja bakterija te korištenje preparata sa fluorom. Fluor katalizira difuziju kalcija i fosfata u caklinu. Remineralizirana površina zuba također sadrži fluoridirani

hidroksiapatit i fluorapatit, koji su otporniji na kiseline utjecaje od originalne zubne cakline.

**Zubni cement** je mineralizirano vezivno tkivo koje prekriva dentin u predjelu anatomskog korijena zuba. Po građi je sličan kostima te sadrži 68% anorganskih tvari. Manje je mineraliziran i tvrdi od dentina, a služi za učvršćivanje odnosno povezivanje zuba putem alveolarnih vlakana na čeljusnu kost. Cement je najdeblji u području vrha korijena i račvanja korijena te doseže debljinu gdje doseže debljinu 1 do 2 mm. Prožet je sustavom kanalića i laguna, kroz koji prolaze vlakna koje fiksiraju zub.

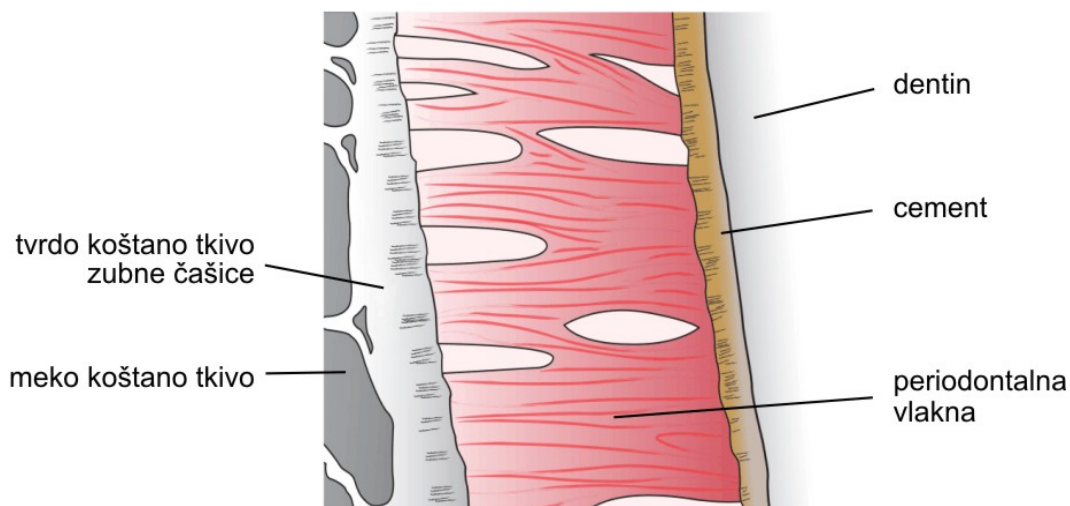
Slično dentinu, zubni se cement izgrađuje tijekom čitavog života te ima veliki reparatorni potencijal.

**Periodontalna vlakna ili periodontalni ligamenti** (engl. *periodontal ligament*, PDL) je grupa vlakana koja elastično povezuju dentin na alveolarnu kost. Glavna im je uloga amortizacija utjecaja sila žvakanja, a imaju potpunu, senzorsku i nutritivnu funkciju. Periodontalna vlakna također omogućuju izbijanje zuba, slika 1.10.



**Slika 1.10. Povezanost zuba na čeljusnu kost putem periodontalnih vlakana. [35]**

Tkivo se sastoji od stanica fibroblasta, epitelnih stanica, nediferenciranih mezenhimnih stanica te stanica kosti i cementa te izvanstaničnih nakupina vlakana kolagena, slika 1.11. Periodontalna vlakna okupiraju sloj debljine 0.4 do 1.5 mm koji se na radiografskoj snimci vidi kao radio-proziran sloj između neprozirnih tkiva alveolarne kosti i cementa.



Slika 1.11. Ilustracija strukture periodontalnih vlakana. [33]

Tvrdo koštano tkivo i meko koštano tkivo grade **čeljusnu** ili **alveolarnu kost** na koju je zub pričvršćen periodontalnim vlaknima preko zubnog cementa. Čeljusna kost se primarno sastoji od mekog koštanog tkiva, dok površinski sloj koji obavija korijen zuba odgovara tvrdom koštanom tkivu (radiografski termin *lamina dura*). U unutrašnjosti mekog koštanog tkiva nalaze se otoci u kojima je koštana moždina. Uloga čeljusne kosti je da mehanički drži zub. Ukoliko čeljusna kost izgubi svoju funkciju (npr. ispadanjem zuba) organizam će je resorbirati. Čeljusna se kost također može resorbirati uslijed djelovanja toksina nastalih metabolizmom bakterija koje žive na zubnom kamencu. Resorbirani se dio kosti ne regenerira nakon prestanka djelovanja toksina te će i nakon otklanjanja bakterija i zubnog kamenca trajno ostati povećan razmak između zuba i čeljusne kosti, čime zub gubi učvršćenje te se na poslijetku počinje klimati te može ispasti.

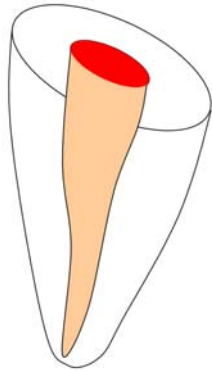
### 1.2.2 Označavanje i klasifikacija zuba i korijenskih kanala

Postoji više sustava obilježavanja zuba: univerzalni numerički sustav, Palmerova metoda, sustav znakova plus i minus, binarni sustav itd. Najčešće je korišten binarni brojčani sustav gdje se zub označava pomoću dva broja. Prvi broj označava broj kvadranta u kojemu se zub nalazi, pri čemu 1 označava gornji desni, 2 gornji lijevi, 3 donji lijevi i 4 donji desni kvadrant (za mliječne zube oznake su 5 do 8). Drugi broj označava položaj zuba u kvadrantu, polazeći od sredine. U svakom kvadrantu se nalazi isti broj identične klase zuba, a to su redom dva sjekutića, jedan očnjak, dva pretkutnjaka i tri kutnjaka (odnosno dva sjekutića, jedan očnjak i dva kutnjaka kod mliječnih zuba). Tako se npr. gornji desni očnjak označava sa 13, što se čita kao jedan-tri.

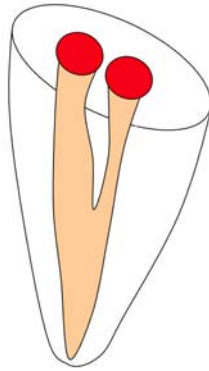
Zube je moguće klasificirati prema periodu nicanja (mliječna i stalna denticija), morfologiji (sjekutići, očnjaci, pretkutnjaci, kutnjaci) ili lokaciji u usnoj šupljini (gornji i donji, lijevi i desni, prednji i bočni).

Za potrebe ovog rada interesantnija je klasifikacija morfologije korijenskih kanala, koja ujedno pruža i uvid u normalne i manje uobičajene od mogućih varijacija. Danas postoje dvije prihvaćene klasifikacije – prema Weinu i prema Vertucciju. Na slici 1.12

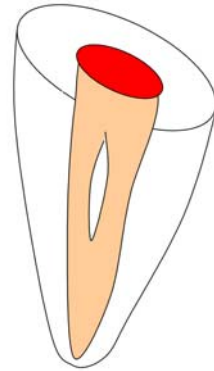
su izloženi tipovi morfologije zubnog kanala prema Vertucciju. Prema ovoj klasifikaciji postoji sedam konzistentno definiranih tipova, dok se ostale varijacije označavaju samo konfiguracijski. Broj u zagradama označava konfiguraciju korijenskoga kanala počevši od pulpne komore, pa prema apeksu. Brojevi povezani crticama označavaju redom broj kanala u pojedinim presjecima zuba okomitima na korijen.



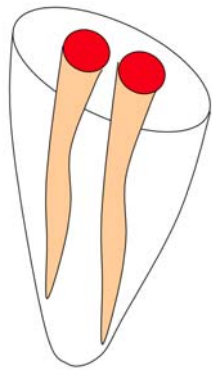
a) Vertucci tip I (1)



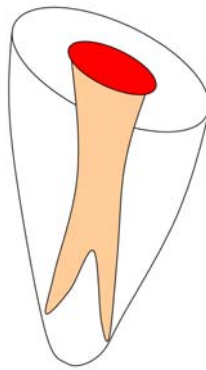
b) Vertucci tip II (2-1)



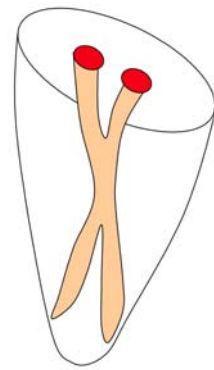
c) Vertucci tip III (1-2-1)



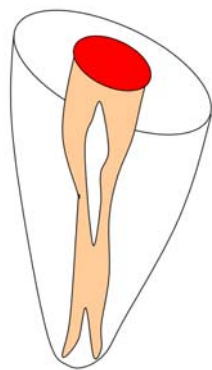
d) Vertucci tip IV (2)



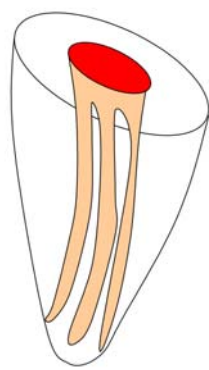
e) Vertucci tip V (1-2)



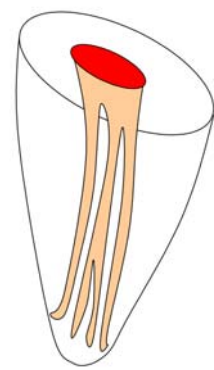
f) Vertucci tip VI (2-1-2)



g) Vertucci tip VII (1-2-1-2)



h) Vertucci tip VIII (3)



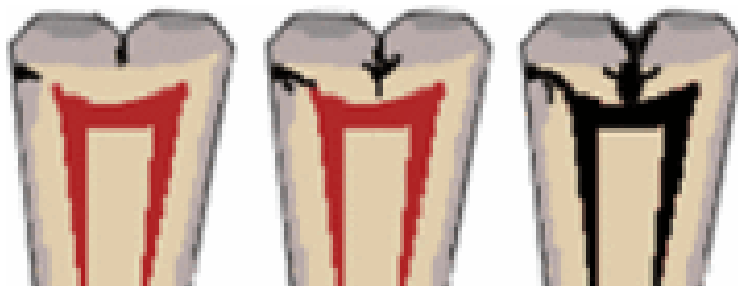
i) Vertucci (1-2-3-4)

**Slika 1.12. Klasifikacija korijenskih kanala zuba prema Vertucciju. [36]**

### 1.2.3 Pulpne bolesti

Stanje u kojemu je zubna pulpa upaljena naziva se pulpitis. Pulpitis može biti reverzibilni ili ireverzibilni.

**Reverzibilni pulpitis** je blago upalno stanje pulpe koje je najčešće uzrokovano karijesom, mehaničkim iritacijama, endodontskim ispunama bez podloge i slično. Ako se u ovoj fazi uklone uzroci iritacije, pulpa će se spontano regenerirati, dok će se u protivnom upalni procesi proširiti i prijeći u ireverzibilni oblik, slika 1.13.



Slika 1.13. Faze propadanja zuba [11].

Simptomi reverzibilnog se razlikuju od simptoma ireverzibilnog pulpitisa. Termički podražaji (uglavnom na hladnoću) se kod reverzibilnog pulpitisa osjećaju oštra bol koja prestaje čim se podražaj ukloni. U ovom stadiju pulpnih promjena bol se gotovo nikad ne javlja spontano. Kod ireverzibilnog pulpitisa bol ne prestaje odmah nakon uklanjanja podražaja već perzistira određeno vrijeme. Pulpa zuba zahvaćenog reverzibilnim pulpitisom također pokazuje hiperemiju, odnosno vazodilataciju pulpnih kapilara s posljedičnim edemom što rezultira povećanim pulpnim tlakom što se zbog pritiska na živčane završetke klinički očituje kao bol.

**Ireverzibilni pulpitis** može biti simptomatski (što znači da postoje simptomi), ili asimptomatski (što znači da se simptomi spontano ne očituju). Pri određivanju stadija upaljenosti pulpe može se smatrati da je akutno upaljena pulpa simptomatska, a kronično upaljena uglavnom asimptomatska. Obzirom na uzrok ireverzibilnog pulpitisa moguće je razlikovati pulpitis uzrokovan mikroorganizmima (infektivni) od pulpitisa neinfektivnog porijekla (sterilni). Budući da nije uvijek moguće utvrditi koliki je dio zubne pulpe upaljen te se ne može odrediti je li pulpitis parcijalni ili potpun, pa se terapija svakog oblika ireverzibilnog pulpitisa provodi odstranjivanjem kompletne zubne pulpe.

**Akutni ireverzibilni pulpitis** je simptomatski, a karakterizira ga neprovocirana, odnosno spontani intermitentni ili kontinuirani napadi boli. Također se bol može javiti na neki podražaj, ali ne prestaje njegovim uklanjanjem, već prestaje tek nakon uzimanja analgetika. Kontinuirana spontana bol može mijenjati intenzitet promjenom položaja tijela (npr. kad pacijent legne). Bol može biti umjerena do vrlo jaka, konstantna ili s prekidima. Pacijent često nije u stanju odrediti koji ga zub boli jer se bol širi u okolinu. Zub koji uzrokuje bol moguće je odrediti selektivnom primjenom lokalnog anestetika. Radiološki se akutni pulpitis ne može dokazati jer su patološke promjene još uvijek u ovoj fazi vezane samo za pulpu.

Što se patohistološke slike tiče, radi se o hiperemičnim promjenama u pulpi koje s vremenom dovode do sve većeg oštećenja kapilara, povećane eksudacije s posljedičnim porastom intrapulpnog tlaka koji tada još više kompromitira pulpnu cirkulaciju. Zbog toga dolazi do sve veće ekstravazacije eritrocita i leukocita te progresivnog oštećenja svih stanica pulpe. Raspadom odumrlih stanica oslobađaju se proteolitički enzimi koji dovode autolize i lize okolnih stanica te stvaranja gnoja, upala prelazi iz seroznog u gnojni oblik [37].

**Kronični ireverzibilni pulpitis** je asimptomatski. U ovom stadiju nastaje ravnoteža između obrambenih mehanizama u pulpi i drenaže odnosno apsorpcije uzroka upale. Osjet boli izostaje jer ne dolazi do porasta intrapulpnog tlaka koji bi pritiskao živčane završetke. Ovakvo stanje može nastati od samog početka djelovanja nekog iritansa ili kao posljedica smirivanja akutnog ireverzibilnog pulpitisa. Za vrijeme gotovo čitavog trajanja kroničnog ireverzibilnog pulpitisa dominira proces stvaranja granulacijskog tkiva s pokušajem reparacije i cijeljenja pulpe.

**Polip pulpe** ili **hiperplastični pulpitis** u dentinu poprima oblik crvene do plavkaste izrasline koja raste iz pulpe kroz i oko karijesnog tkiva. Ovaj ireverzibilni pulpitis je posljedica dugotrajne iritacije niskog intenziteta uz očuvane obrambene mehanizme. Ponekad se javlja blaga prolazna bol, najčešće tijekom žvakanja. Ukoliko je korijen dovoljno ojačao ovakvu pulpu treba endodontski odstraniti. Ako bi polip trajao dulje vrijeme može doći do urastanja epitelnih stanica usne sluznice u površinski dio zuba. Ukoliko se slična izraslina pojavi u račvištima korjenova kutnjaka, potrebno je diferencijalno dijagnostički razlučiti polip pulpe od mogućeg polipa gingive.

**Interna resorpcija** je bezbolno patološko stanje zubne pulpe koja demineralizira dentin, a često i cement zuba. Najčešći uzrok resorpcije je trauma zuba. U ovom se slučaju bol javlja tek nakon što dođe do perforacije zubnog korijena uslijed stanjenja dentina, no tada je prekasno za bilo kakvu terapiju osim ekstrakcije zuba. Ukoliko se resorpcija ne otkrije i ne zaustavi na vrijeme te ona zahvati zubnu krunu, na zubu se može vidjeti ružičasta mrlja. Radiografska slika zuba zahvaćenog internom resorpcijom prikazana je na slici 1.14.



Slika 1.14. Radiografski snimak interne resorpcije u vratu krune zuba. [38]

**Nekroza pulpe** podrazumijeva odumiranje pulpnog tkiva. Nekroza je konačan rezultat akutnog ili kroničnog pulpitisa te traume kod koje dolazi do prekida

cirkulacije. Odumiranje pulpe je bezbolno sve dok se nekrotični materijal ne proširi preko apeksnog otvora u čeljusnu kost. Potpuna nekroza podrazumijeva odumiranje cjelovite zubne pulpe, dok kod djelomične pojedini dijelovi ostaju vitalni. Potpuno nekrotična pulpa ne reagira na podražaje, pa tako niti na toplinski ili električni test vitaliteta. Nekad jedini simptom može biti diskoloracija krune zahvaćenog zuba.

#### 1.2.4 Dijagnostika patoloških stanja zubne pulpe

Najčešće nije dovoljno odrediti je li zub vitalan ili ne, već treba pažljivo procijeniti uznapređalost patološkog procesa u zubnoj pulpi.

Svrha endodontskog liječenja zuba je očuvanje njegovih žvačnih, razvojnih, fonetskih i estetskih funkcija. U slučaju mliječnog zuba izuzetno je važan i mogući utjecaj provedenih zahvata na sigurnost zametka trajnog zuba kako ne bi došlo do njegove ozljede ili infekcije, što je osnova odabira pravilne terapije. Endodontski tretman posebno kod mliječnih i mladih trajnih zubi također treba omogućiti pravilni rast i razvoj korijena zuba ukoliko on nije do kraja razvijen. U ovom je slučaju nakon endodontskog zahvata potrebno sačuvati čim veći dio zubne pulpe kako bi se omogućio završetak rasta i razvoja korijena, a budući da odstranjivanjem zubne pulpe zub prestaje rasti. U slučaju trajnih zuba sa završenim razvojem korijena, zubna se pulpa u potpunosti odstranjuje.

Vitalitet zubne pulpe određuje se jednakim postupcima kod mliječnih kao i kod trajnih zuba. Razlike se odnose na interpretaciju rezultata pojedinih ispitivanja ovisno o tom je li ispitivani zub mliječni ili je trajan. Ispitivanja koja se tipično provode su:

- test na hladno (smrznutom gazom ili štapićem)
- električni pulp-test
- test na toplo
- selektivna anestezija
- test na perkusiju (kvrcanje po zubu)
- palpacijski test (prstima se opipaju i pritisnu desni)
- test napuknuća zuba (engl. *Tooth Sleuth Test*)
- laserski pulp-test (engl. *Laser Doppler Flowmeter*)
- ispitivanje otvaranjem zuba

Prije svakog zahvata na zubnom kanalu također je potrebno napraviti radiografsku snimku zuba.

#### 1.2.5 Terapijski endodontski postupci

**Indirektno prekrivanje zubne pulpe** preparatima na bazi kalcijevog hidroksida se standardno provodi vrlo često pri liječenju pulpe mliječnih i mladih trajnih zubi pri blažim stanjima iritacije pulpnog tkiva bez upalnih procesa. Prilikom odstranjivanja karijesa kod mliječnih i mladih trajnih zubi, koji su u pravilu vrlo mekani i duboki, dolazi do višestrukih iritacija pulpe. Uz oštećenja koja nastaju zbog djelovanja bakterija i njihovih toksina prisutne su i kemijske te fizikalne iritacije koje nastaju kao posljedica mehaničkog uklanjanja karijesne lezije. Stoga je moguće zahvat provesti



postupno, više navrata (postupna ekskavacija, engl. *stepwise excavation*) tako da se čitav karijes ne odstrani odjednom već se nakon odstranjivanja jednog njegovog dijela ostatak tretira kalcijevim hidroksidom, a odstranjivanje se nastavlja u idućem tretmanu, slika 1.15. Zubnoj se pulpi koja nije bila eksponirana prilikom odstranjivanja karijesa na ovaj način pruža prilika za oporavak uz pomoć alkalnog preparata na bazi kalcijevog hidroksida na koji dobro prokrvljena pulpa povoljno reagira.



Slika 1.15. Primjer indirektnog prekrivanja pulpe postupkom postupne ekskavacije karijesa. [39]

Zubna pulpa koja je eksponirana tijekom odstranjivanja karijesa se kod mladih trajnih zubi može izravno prekriti jednokomponentnim ili dvokomponentnim cementom na bazi kalcijevog hidroksida, kada govorimo o postupku **direktnog prekrivanja zubne pulpe**. U slučaju mliječnih zubi se ovaj postupak ne primjenjuje (osim u rijetkim slučajevima malih otvora nastalih tijekom odstranjivanja karijesa) budući da rezultira relativno niskom stopom uspješnosti. Postupak se primjenjuje u slučaju mladih trajnih zuba u slučaju malih trepanacijskih otvora nastalih slučajno tijekom uklanjanja karijesa ili u slučaju zubne traume. Postupak se provodi tako da se na zdravu, patološki nepromijenjenu pulpu koja u trenutku izlaganja ne krvari primjenjuje cement kalcij hidroksida, a zub se tretira privremenim ili definitivnim ispunom, slika 1.16. Ukoliko zub ne boli spontano prije zahvata i ako se tijekom postupka krvarenje može kontrolirati uz osiguranje aseptičnih radnih uvjeta, očekivani ishod ovakvog zahvata vrlo je dobar, slika 1.17.

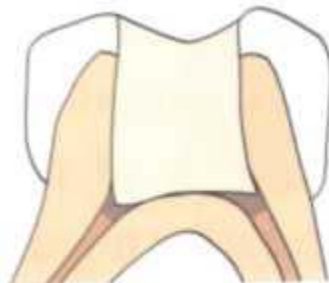


Slika 1.16. Usporedba indirektnog i direktnog prekrivanja pulpe. [39]



Slika 1.17. Primjer uspješno provedenog postupka direktnog prekrivanja pulpe te završetak rasta i razvoja korijena. [37]

**Pulpotomija** podrazumijeva amputaciju pulpe ili dijela pulpe iz zubne komorice. Postoje vitalna i devitalizacijska pulpotomija (jednim nazivom cervikalna pulpotomija) te djelomična pulpotomija (takozvana pulpotomija po Cveku). Pritom se uklanja koronarna pulpa odnosno njezin dio uz očuvanje korijenske pulpe, slika 1.18.



Slika 1.18. Primjer amputacije koronarne pulpe uz očuvanje njenog korijenskog dijela. [39]

Postupak **vitalne pulpotomije** se provodi pod lokalnom anestezijom uklanjanjem koronarne pulpe dijelom brusilicom, nakon čega se u aseptičkim uvjetima zdrava korijenska pulpa medikamentno tretira. Površinu pulpe potrebno je fiksirati pogodnim preparatom stavljanjem sterilne vaticice natopljene preparatom na pet minuta kako bi se zaustavilo krvarenje. Nakon toga se na preostalu pulpu stavlja oblog cink-oksida eugenolnog cementa te se potom plombira. Zbog svoje dugotrajnosti postupka u jednom tretmanu i potrebe za aseptičnim uvjetima se kod djece često izbjegava budući da je potrebna potpuna kooperativnost pacijenta tijekom zahvata, premda ovaj postupak kod mliječnih zuba ima visoku stopu uspješnosti i minimalan rizik za daljnje komplikacije. Postupak je primjenjiv i u slučaju mladih trajnih zuba, a može se provesti u slučaju ekspanzije pulpe zahvaćene karijesnom lezijom te uslijed kompliciranih i relativno svježih fraktura zubne krune. Danas se radije provodi postupak djelomične pulpotomije, osim u slučaju teških oštećenja pulpe nakon što djelomična pulpotomija ne uspije. Za očuvanje vitaliteta korijenske pulpe koriste se jednokomponentni i dvokomponentni preparati kalcijevog hidroksida.

**Devitalizacijska pulpotomija** je najčešće provedeni postupak kod mliječnih zuba. Provodi se ukoliko je karijesna lezija prodrla do zubne pulpe, uz očuvanje vitaliteta pulpe (što se prepoznaje prema simptomima boli i krvarenja nakon odstranjivanja karijesa). Kada se dođe do zubne pulpe, ona se medikamentno umrtvljuje preparatom na bazi paraformaldehida koji se stavlja u otvor na 10-14 dana, nakon čega se svrdlom odstranjuje dio pulpe do ulaza u korijenske kanale, a preostali korijenski dio pulpe se mumificira preparatom na bazi paraformaldehida, jodoforma ili cink-oksida eugenola. Ukoliko se sumnja na asepticnost radnih uvjeta tijekom amputacije, dodatno se može staviti asepticni uložak na dodatnih 7-14 dana, nakon čega se stavlja podloga te zub plombira. Ova metoda je učinkovita, ali zahtjeva korištenje agresivnih preparata te više posjeta stomatologu.

**Djelomična pulpotomija** ili **pulpotomija po Cveku** se najčešće koristi u terapiji pulpe mladog trajnog zuba. Postupak je moderniji od postupka cervikalne pulpotomije koji se ranije redovito koristio kao privremeno rješenje koje bi osiguralo rast i razvoj korijena mladog trajnog zuba nakon čega bi uslijedilo čišćenje korijenskih kanala. Djelomična pulpotomija se provodi u slučaju ekspanzije pulpe tijekom uklanjanja karijesa ili u slučaju komplicirane frakture krune. Danas se djelomična pulpotomija preferira pred klasičnom jer osigurava prikladnije uvjete rada, što

posljedično rezultira boljim terapijskim uspjehom odnosno preživljenjem pulpe. Postupak djelomične pulpotomije provodi se tako da se na anestetiziranoj pulpi koristeći sterilnu dijamantnu brusilicu uklanja površinski sloj od 1.5 - 2 mm pulpe u dubinu bez širenja trepanacijskog otvora. Nakon toga se pulpna rana ispiri fiziološkom otopinom. Ako krvarenje stane kroz 5 minuta, znači da je odstranjeno dovoljno patološki promijenjenog pulpnog tkiva te pulpu prekrivamo preparatom kalcijevog hidroksida. Ako se krvarenje ne zaustavi, može se pokušati još jednom odstraniti još malo pulpnog tkiva, a ako i to ne uspije još uvijek je moguće provesti pulpotomiju ili pulpektomiju. Ukoliko se krvarenje zaustavilo, zub se privremeno zatvara te prati kroz 2- 3 mjeseca radiografski i testom vitaliteta te potom definitivno plombira, slika 1.19. Uspješnost ovog zahvata je preko 90% po pitanju osiguravanja normalnog završetka rasta i razvoja korijena zuba.



Slika 1.19. Primjer djelomične pulpotomije po Cveku te uspješnog cijeljenja dentinskim mostićem. [37]

**Pulpektomija** je postupak otklanjanja čitave zubne pulpe iz koronarnog i korijenskog dijela zubnog kanala. Postupak se provodi u slučaju kada je čitava zubna pulpa inficirana kako bi se spriječilo širenje infekcije izvan korijenskoga kanala, što bi moglo uzrokovati gubitak jednog ili više zubi. Ovakav zahvat se na mliječnim zubima ne provodi zbog kompleksnosti postupka i relativno niskog stupnja uspješnosti postupka. Ovaj postupak svakako treba izbjegavati i kod mladog trajnog zuba s nezavršenim rastom i razvojem korijena. Ako se postupak provede, takav je zub višestruko ugrožen, a njegova biološka vrijednost vrlo mala. Osim skraćenog korijena, njegove su stijenke tanke pa je takav zub jako osjetljiv na bilo kakva mehanička opterećenja. Iz tog razloga potrebno je na bilo koji način osigurati postupak prirodnog razvoja korijena (apeksogenezu) ili barem njegovu medikamentnu mineralizaciju (apeksifikaciju). Na raspolaganju su alternativni postupci djelomične pulpektomije koje imaju za svrhu sačuvati barem dio radikularne pulpe koja će osigurati apeksogenezu.

**Djelomična pulpektomija** se provodi u lokalnoj anesteziji pri čemu se odstranjuje jedna ili dvije trećine korijenske pulpe. Ako je nakon ispiranja fiziološkom otopinom kroz pet minuta krvarenje zaustavljeno, odstranjeno je dovoljno upaljene pulpe te se preostali dio tretira pastom kalcijevog hidroksida kako bi se sačuvao barem dio korijenske pulpe te osigurala apeksogeneza.

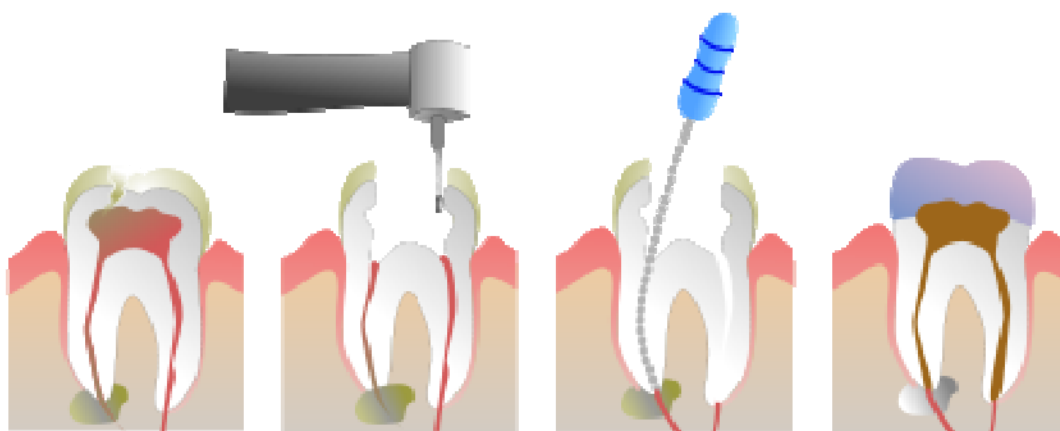
**Apeksifikacija** se provodi ako postupak apeksogeneze ne uspije te je potrebno u potpunosti odstraniti korijensku pulpu. U tom slučaju završetak rasta i razvoja korijena treba pokušati provesti medikamentno koristeći uložak u obliku paste na bazi kalcijevog hidroksida. Ovakav uložak djeluje na periapeksno tkivo tako da stimulira stvaranje barijere od tvrdog tkiva pokrećući sintezu alkalne fosfataze, dok u samom

kanalu zbog svoje visoke alkaličnosti djeluje bakteriostatski i baktericidno, uz istovremeno otapanje organskih ostataka zaostalih u korijenskom kanalu tijekom 10 do 14 dana. Ovim se postupkom stvaraju uvjeti za apeksfikaciju koja poboljšava biološku funkciju mladog avitalnog trajnog zuba. Za završetak postupka je potrebno još nekoliko puta svaka tri mjeseca izmijeniti kalcijev hidroksida u kanalu, nakon čega se korijenski kanal definitivno ispunjava pastom i gutaperkom.

### 1.2.6 Postupak obrade korijenskoga kanala

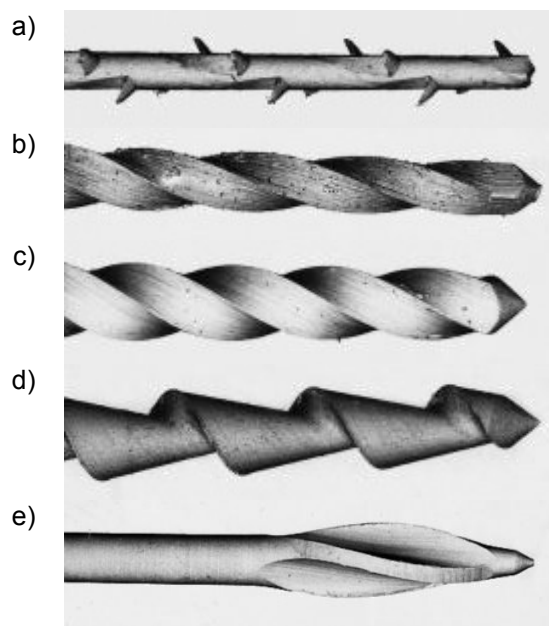
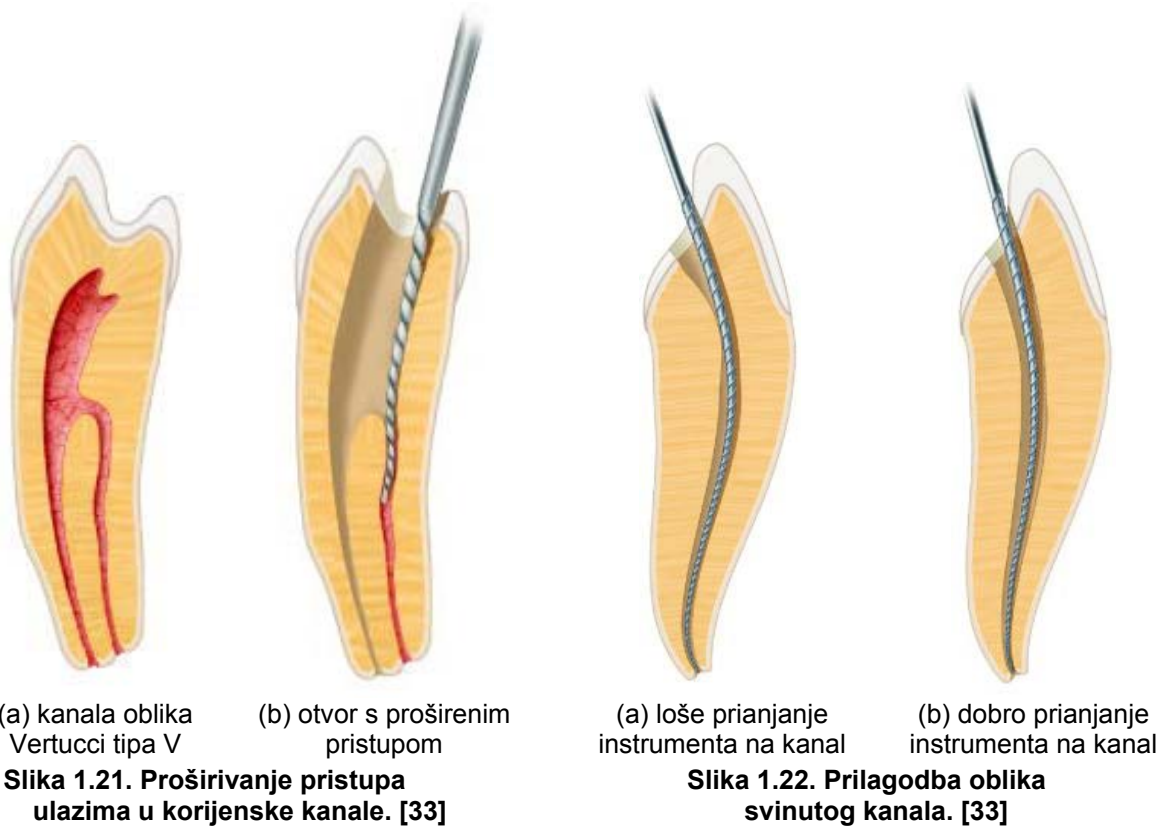
Pod pojmom endodontski postupak (engl. *endodontic procedure*) odnosno terapija korijenskoga kanala (engl. *root canal therapy* ili samo *root canal*) ukoliko nije drugačije navedeno se podrazumijeva postupak ekstrakcije potpunog pulpnog tkiva iz zubne komorice i korijenskih kanala (pulpektomija), čišćenje, dezinfekcija i punjenje korijenskih kanala. Ovdje će ukratko biti opisan tijek vađenja korijenske pulpe i čišćenja kanala.

Svakom postupku vađenja korijenske pulpe treba prethoditi dijagnoza stanja zuba i njegova radiografska snimka. Dijagnozom se zaključuje o uznapredovalosti upalnog procesa, a iz radiografske snimke se određuju morfološke posebitosti na zubnim kanalima, postojanje starih ispuna, patoloških procesa i slično. Postupku endodontske obrade korijenskoga kanala zuba može se pristupiti tek nakon što je utvrđeno kako i na kojim sve kanalima zahvat treba provesti. Grubi prikaz potrebnih koraka postupka prikazani na slici 1.20.



Slika 1.20. Koraci postupka obrade korijenskoga kanala zuba. [39]

Nakon anestezije se dijamantnom brusilicom probija caklina te čeličnim svrdlom buši dentin. Potrebno je u potpunosti ukloniti karijesom zahvaćeni dentin. Nakon probijanja krova pulpne komorice se otvor proširuje, a pristupni otvor zuba geometrijski pravilno oblikuje, što omogućuje neposredni ulaz endodontskog instrumenta u kanale, slika 1.21. Sličan postupak provodi se i tijekom čišćenja korijeskoga kanala kako bi se ostvario bolji pristup svim njegovim dijelovima, što je prikazano na slici 1.22, a o čemu će biti riječi kasnije.



**Slika 1.23. Oblik vrha endodontskih instrumenata: a) pulpekstripator (engl. *broach*), b) Kerrov proširivač (engl. *reamer*), c) Kerrov strugač ili pilica (engl. *file*), d) Hedströem pilica (engl. *file*), e) strojno svrdlo (engl. *bur*). [33, 37, 40, 41]**

Na slici 1.23 su prikazani oblici tipičnih ručnih i strojnih endodontskih instrumenata koji se koriste tijekom endodontskog zahvata. Instrumenti se izrađuju u standardiziranim debljinama. Danas postoji velik broj modifikacija u obliku i orijentaciji oštice te dizajna vrha instrumenta, posebice kod strojnih svrdala. Instrumenti se najčešće izrađuju od nehrđajućeg čelika ili superelastičnog nitinola (slitina 55 % nikla

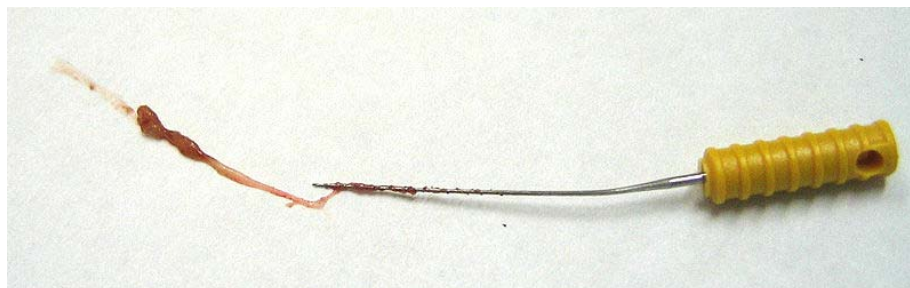
i 45% titana). Dimenzije instrumenata su standardizirane normom ISO 6877 [42,43]. Debljina instrumenta označava se bojom ručke instrumenta i predefiniranim brojem #6 (promjer vrha 0.06 mm) do #140 (promjer vrha 1.40 mm), a tip instrumenta simbolom.

Osiguranje aseptičkih uvjeta, odnosno izolacija zuba povodi se korištenjem gumene plahtice (koferdam, engl. *rubber dam*) koja se učvršćuje prikladnom čeličnom oprugom, slika 1.24.



Slika 1.24. Korištenje gumene plahtice za osiguranje aseptičkih uvjeta. [44]

Potom se iz zubne šupljine uklanja pulpa korištenjem endodontskog pulpekstripatora, slika 1.25.



Slika 1.25. Zubna pulpa izvađena iz korijenskoga kanala. [45]

Duljina korijenskih kanala se provizorno određuje na temelju radiografske snimke. Prohodnost korijenskoga kanala i njegova točna duljina ispituje se pomoću Kerrovog endodontskog instrumenta (engl. *Kerr file*) uz korištenje endometra. Kerrov endodontski instrument (proširivač) se izrađuje u obliku rašpice koja se jednoliko proširuje od vrha instrumenta prema unutrašnjosti te primarno služi za proširivanje kanala tijekom njegova čišćenja. U takozvanoj *step-back* tehnici se instrument umeće u korijenski kanal do položaja na kojem endometar pokaže nulu, odnosno do položaja apeksa, nakon čega se instrument izvlači za 0.5 do 1 mm prema van kako bi se odredila radna duljina, odnosno duljina do koje će se zubni kanal očistiti i dezinficirati (instrumentirati). Pritom se koristi Kerrov endodontski proširivač malog promjera (#10 ili #15). Radna se duljina označuje na Kerrovom instrumentu korištenjem gumenog stopera tako da položaj stopera određuje do koje dubine je instrument umetnut u kanal u odnosu na vrh krune zuba.

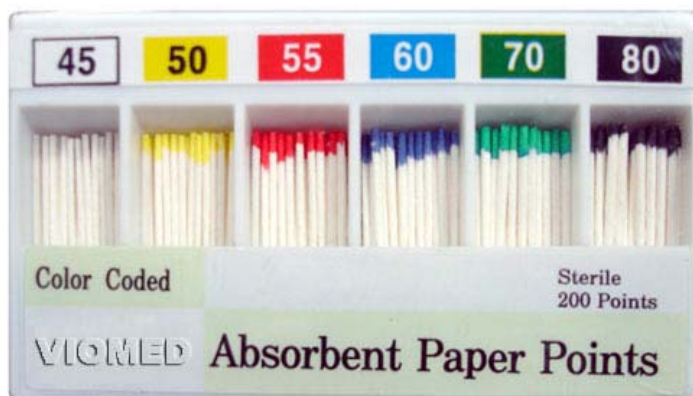
U zubni se kanal stavlja otopina natrij hipoklorita te se Kerrovim instrumentom struže pulpa do pune radne duljine uz stalno čišćenje instrumenta (svakih pola okreta

Kerrovog instrumenta). Kada je čišćenje jednim instrumentom završeno, uzima se širi instrument i kanal čisti do radne duljine te postupak ponavlja s još širim instrumentom. Zadnji korišteni instrument naziva se glavni instrument (engl. *master apical file*) pomoću kojega se odabire debljina buduće ispune.

Kanal se potom proširuje debljim instrumentima, a njihova radna duljina se skraćuje po milimetar sve dok se ne iziđe iz korijena. Između svakog instrumenta kanal je potrebno obilno isprati natrijevim hipokloritom. Svrha ispiranja je dodatno otapanje i ispiranje pulpnog i nekrotičnog tkiva, smanjenje broja mikroorganizama i dezinfekcija kanala, otapanje i uklanjanje površinskog sloja dentina i dentinske piljevine te podmazivanje instrumenta.

Kako bi se čišćenjem obuhvatili svi dijelovi kanala te svi lateralni i suplementarni kanali ponekad je potrebno instrument svinuti prije stavljanja u kanal ili pak prilagoditi oblik kanala. Svrha proširivanja kanala ilustrirana je na slici 1.22. koja prikazuje slučaj u kojemu se zbog oblika kanala endodontski instrument pri čišćenju uvijek svija u istom smjeru ostavljajući dio njegove stijenke (neposredno ispod suženog dijela kanala) neočišćenim, slika 1.22 (a), odnosno slučaj proširenog kanala čime je postignuto jednoliko prisanje instrumenta na stijenke kanala njihovo temeljitije čišćenje, slika 1.22 (b).

Stijenke kanala se potom zaglađuju strugačima (npr. Hedströemovim pilicama), ispiru hipokloritom te suše papirnatim štapićima (slika 1.26) te potom ispuhuju zrakom.



Slika 1.26. Papirnatih štapići različitih debljina (#45 do #80) korišteni pri sušenju korijenskih kanala. [46]

Nakon potpunog čišćenja kanala preporučljivo je njegov apikalni dio dodatno proširiti Kerrovim instrumentom (#30 ili #35) radi dodatnog čišćenja (engl. *apical clearing*).

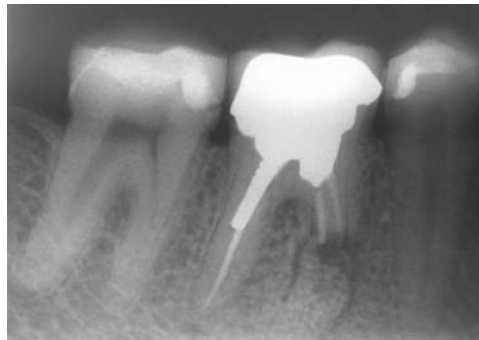
Kanal se potom puni kalcinazom (15% otopinom etilendiaminotetraoctene kiseline, EDTA, IUPAC: 2,2',2'',2'''-(ethane-1,2-diyldinitrilo)tetraacetic acid) na 2 minute te se ispire otopinom natrij-hipoklorita (NaOHCl) i suši sterilnim papirnatim štapićima. Nakon sušenja se u kanal može na par sekundi umetnuti papirnatih štapić natopljen etilnim alkoholom (barem 90%) radi dodatne dehidracije korijena prije punjenja.

Kanal se potom ispunjuje pastom na bazi epoksidne smole, poliketona ili staklenog ionomera te štapićima gutaperke, slika 1.27. Svrha punjenja korijenskoga kanala je sprječavanje razmjene mikroorganizama i tekućine između usne šupljine, zubne šupljine i korijenskih kanala te zubne jamice.



Slika 1.27. Štapići gutaperke za punjenje korijenskoga kanala. [26]

Nakon punjenja se zub privremeno zatvara te se radiografski provjerava kvaliteta ispune (dubina i kompaktnost). Potom se zub konačno rekonstruira, a zub se periodički kontrolira radiografom (slika 1.28) tijekom iduće dvije godine nakon zahvata i po potrebi provodi revizija postupka.



Slika 1.28. Radiografska snimka korijenskoga kanala nakon endodontskog postupka. [37]

### 1.2.7 Tehnike punjenja korijenskih kanala

Danas postoji više tehnika na koje se može ispuniti unutrašnjost korijenskih kanala nakon vađenja pulpe, čišćenja i dezinfekcije. Korijenski se kanal puni kako bi se spriječila razmjena tekućine i mikroorganizama između korijenskoga kanala i okolnog prostora. Odabir tehnike punjenja ovisi o anatomskim i morfološkim karakteristikama zuba, uvjetima rada, opremljenosti ordinacije i preferencijama stomatologa koji provodi zahvat.

Bez obzira na tehniku punjenja, osim gutaperke je u korijenski kanal potrebno staviti i punilo, odnosno materijal za brtvljenje. Punilo može biti na bazi cinkovog oksida, umjetnih smola, kalcijevog hidroksida, staklenog ionomera, silikona ili kompozita. Gutaperkom treba ispuniti čitav prostor korijenskih kanala i svih lateralnih kanala, ali tako da se kanal ne prepuni, odnosno da gutaperka ne proдре u periapeksno područje. Stoga je u slučaju injekcijskih metoda u kojima se rastaljena gutaperka pod tlakom ubrizgava u kanal poželjno da apikalni dio korijena nakon instrumentacije ostane što uži, a moguće je i apikalni dio zabrtviti gutaperkom prije punjenja ostatka kanala. Prilikom punjenja je također važno osigurati čim manje zagrijavanje periodontalnog tkiva kako ne bi naknadno došlo do eksterne resorpcije zuba.



Ovdje valja uočiti da se pod pojmom kondenzacije gutaperke podrazumijeva njezino komprimiranje, odnosno njena kompakcija i oblikovanje u korijenskom kanalu zuba.

**Postupak hladne lateralne kondenzacije gutaperke** provodi se tako da se štapić gutaperke u debljini glavnog apikalnog instrumenta (engl. *master*) uronjena u materijal za brtvljenje postavi do pune radne duljine u korijenski kanal. Potom se korištenjem potiskivača (engl. *spreader*) gutaperka kondenzira (nabija) u lateralnom smjeru. Dodatni štapići gutaperke također uranjaju u sredstvo za brtvljenje te umeću u kanal sve do njegovog potpunog popunjenja štapićima gutaperke. Dio štapića koji viri van kanala potom se uklanja te se ispuna potom dodatno vertikalno kondenzira nabijačem (engl. *plugger*).

**Postupak tople lateralne kondenzacije** provodi se slično postupku hladne kondenzacije, uz razliku što se za potiskivanje gutaperke u lateralnom smjeru koristi zagrijani metalni instrument. Instrument može biti jednostavni nosač topline sličan potiskivaču koji se zagrijava na otvorenom plamenu prije umetanja u korijenski kanal ili instrument s električki grijanim vrhom, slika 1.29. Nastavak ovakvog instrumenta zagrijava se na 315°C do 343°C.



Slika 1.29. Instrument *Endec II* za toplu lateralnu kompakciju. [47]

Zagrijani se vrh postavlja na 2 do 4 mm od apeksa uz glavni gutaperka štapić smješten u punoj radnoj duljini. Potrebno je osigurati stalno pomicanje vrha instrumenta u kanalu (u kružnom i lateralnom smjeru) kako se gutaperka ne bi zalijepila za instrument. Nakon 5 do 8 sekundi se instrument hladan izvlači iz kanala. Nakon toga se u kanal umeću dodatni štapići gutaperke te postupak ponavlja. U slučaju električki zagrijavanog instrumenta, vrh instrumenta se u kanal umeće dok je hladan te se unutra zagrijava. Postupak se ponavlja dok čitav kanal ne bude pun.

Topla lateralna kompakcija je razvijena kao kompromis između hladne lateralne kompakcije i tople vertikalne kompakcije pri kojoj postoji opasnost od prepunjavanja kanala ili čak frakture korijena. Istraživanja su pokazala da se primjenom tople lateralne kompakcije postiže 15 do 25 % veća gustoća gutaperke u konačnom ispunu uspoređujući s metodom hladne lateralne kondenzacije. Također je pokazano da niti topla lateralna niti topla vertikalna kondenzacija ne uzrokuju oštećenja periapikalnog područja uslijed povišene temperature.

**Tehnika ultrazvučne lateralne kondenzacije** provodi se slično toploj lateralnoj kondenzaciji, uz razliku da se za grijanje gutaperke koristi ultrazvuk. Ultrazvučna

energija zagrijava i omekšava gutaperku, koju se tada lateralno potiskuje prema rubovima kanala. Istraživanja su pokazala da ultrazvučno kondenzirana gutaperka rezultira homogenijom ispunom s manje šupljina, odnosno većom kvalitetom ispune.

**Postupak tople vertikalne kondenzacije gutaperke** provodi se tako da se glavni gutaperka štapić (u debljini glavnog apikalnog instrumenta) obložen brtvilom umeće u korijenski kanal na dubinu 2-3 mm kraću od radne duljine. Dio štapića koji izlazi iz korijenskog dijela se odreže te se zagrijanim nabijačem (engl. *plugger*), glavni gutaperka štapić omekšava i potiskuje u apikalnom smjeru. Nabijač i u ovom slučaju može biti instrument zagrijavan na otvorenom plamenu, ili instrument s električki zagrijavanim vrhom, slika 1.30. Postupak se ponavlja umetanjem šireg gutaperka štapića sve do potpunog zapunjenja korijenskoga kanala.



(a) Touch'n Heat



(b) System B

**Slika 1.30. Primjeri instrumenata za toplu vertikalnu kondenzaciju gutaperke. [48]**

Bitan korak u ovom postupku je određivanje seta nabijača koji odgovaraju apikalnoj, srednjoj i koronarnoj trećini korijenskoga kanala. Nabijač mora biti dovoljno širok kako bi mogao potisnuti gutaperku u apikalnom smjeru, no ne smije zapinjati o stijenke kanala, slika 1.31.



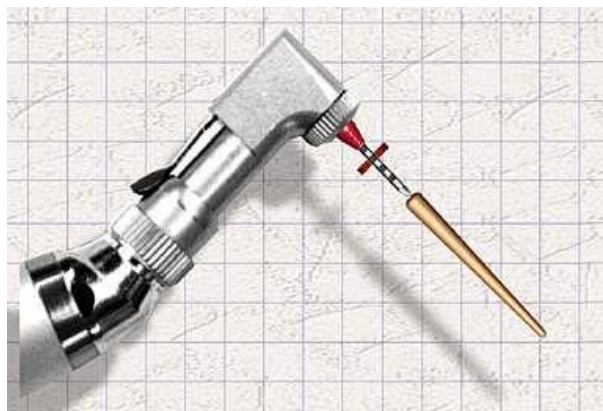
**Slika 1.31. Primjer ispravnog odabira širine nabijača za instrument System B. [49]**

Topla vertikalna kondenzacija rezultira s manje praznina punjenja i boljom adaptacijom gutaperke na zidove kanala, no postupak zahtjeva dugotrajniju obradu stijenci kanala te postoji mogućnost prepunjavanja korijena ili čak vertikalne frakture korijena uslijed relativno velikih sila u apikalnom smjeru.

Klasična metoda tople vertikalne kondenzacije (instrument Touch'n Heat) podrazumijeva umetanje hladnog instrumenta u kanal, nakon čega se instrument brzo zagrijava na temperaturu od 816°C. Odmah po nabijanju gutaperke u kanal je vrući instrument potrebno izvaditi iz kanala kako bi se ohladio, odnosno kako ne bi došlo do termičkih oštećenja periodontalnog tkiva.

Modifikacijom opisanog postupka klasične tople vertikalne kondenzacije dobivena je takozvana metoda kontinuiranog vala (engl. *Continuous Wave of Condensation*, instrument System B). Za razliku od klasičnog postupka, ovdje se vrh potiskivača zagrijava na 200°C, što omogućuje prodiranje instrumenta kroz glavni gutaperka štapić istovremeno ga potiskujući prema apeksu. Kada se instrument približi najdubljem položaju u kanalu (udaljenom 3 mm od apeksa) grijač se isključuje, a gutaperka hladi u komprimiranom položaju. Ovime je izbjegnuto skupljanje gutaperke uslijed hlađenja. Tek nakon što se gutaperka potpuno ohladila se može popustiti pritisak potiskivača u apeksnom smjeru. Vrh potiskivača se naglo zagrijava (u trajanju od 1 s) te se potiskivača vadi iz korijenskoga kanala dok je koronarni dio instrumenta još hladan. Na ovaj način instrument za sobom povlači koronarni dio glavnog gutaperka štapića koji se nalazio iznad zagrijanog vrha potiskivača. Idući korak postupka se provodi korištenjem termoplastičnog injekcijskog postupka (vidi postupak Obtura na kraju ovog poglavlja) kojim se u zubni kanal ubrizgava rastaljena gutaperka. Manja količina gutaperke se ubrizgava kroz više navrata, a između svakog se svježe ubrizgani segment još razmekšane i tople gutaperke kondenzira vertikalno pomoću hladnog ručnog nabijača prikladne debljine. Postupak ubrizgavanja i vertikalne kondenzacije ubrizgane gutaperke se ponavlja sve dok se u potpunosti ne ispuni korijenski kanal.

U **postupku termomehaničke kompaktacije gutaperke** se gutaperka zagrijava mehaničkim trenjem. Za omekšavanje se koristi instrument sličan Hedströemovim pilicama, ali sa zupcima okrenutim tako da potiskuju materijal u smjeru apeksa, a ne od njega, slika 1.32.



Slika 1.32. Glava instrumenta za termo-mehaničku kompaktaciju. [50]

Osim izvedbe prikazane na slici moguće je nakon postavljanja glavnog gutaperka štapića 1 mm kraće od pune radne duljine u kanal unijeti rotirajući instrument. Trenje se javlja unutar samog instrumenta uslijed njegovog stalnog savijanja u kanalu te uslijed trenja u gutaperki. Nakon što se gutaperka omekša, rotirajući se instrument potisne prema apeksu (vrh instrumenta ne smije doći bliže od 2 mm do apeksa), gdje se gutaperka dodatno omekšava i komprimira. Potom se instrument pri maksimalnoj brzini vrtnje polako izvlači iz kanala. Ovime se postiže kondenzacija gutaperke u lateralnom i u vertikalnom smjeru.

Ova tehnika je brza i jednostavna, ali rezultira velikim zagrijavanjem korijena i periapikalnog tkiva tijekom postupka, interno razvučenim materijalom gutaperke, dodatnim struganjem stijenki kanala i mogućim pucanjem instrumenta tijekom punjenja te se danas izbjegava.

Za punjenje kanala **tehnikom Thermanfil** ovom tehnikom koriste se nosači gutaperke koji se umeću u korijenski kanal. Nosači se proizvode u dimenzijama endodontskih potvrđivača veličine (engl. *verifier*) i rotacijskih instrumenata kako bi se lakše odredila potrebna dimenzija nosača s gutaperkom, slika 1.33.



(a) endodontski potvrđivač i pripadni nosač gutaperke



(b) nosač gutaperke i pripadni rotacijski instrument

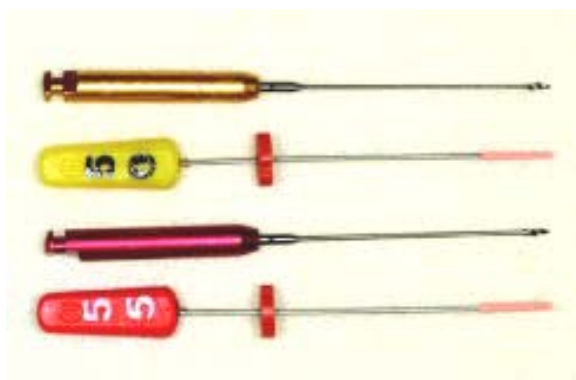
**Slika 1.33. Nosač gutaperke za tehniku ThermanFil uz pripadni endodontski instrument za odabir veličine. [51]**

Prije uporabe je potrebno nosač s gutaperkom dezinficirati (uranjanjem u 5.25 postotnom natrij hipokloritu te ispiranjem u 70 postotnom alkoholu) i omekšati zagrijavanjem. Korijenski se kanal premazuje brtvilom, a nakon zagrijavanja se nosač s gutaperkom brzo umeće u korijenski kanal do odgovarajuće dubine bez savijanja ili okretanja (unutar najviše 10 sekundi). Brzina umetanja značajno utječe na kvalitetu konačne ispune.

Nosač gutaperke ostaje trajno u korijenskom kanalu, a nakon hlađenja se višak (koji izlazi iz korijenskog dijela) odstranjuje. Nosač gutaperke može biti metalni ili plastični, s tim da se plastični preferira zbog lakšeg rezanja i kasnijeg eventualnog vađenja. Za ovu se metodu koristi niskotemperaturna alfa-faza gutaperke koja bolje priliježe na kanal u odnosu na standardnu beta-fazu.

Prednost ove metode je u jednostavnosti postupka i postojanju čvrste potpore gutaperke koja omogućava njenu bolju kompakciju i ispunjavanje zakrivljenih, kao i lateralnih kanala. Negativna osobina ove metode je mogućnost prepunjavanja kanala, otežana revizija postupka (zbog postojanja metalnog ili plastičnog nosača u kanalu nakon zahvata) te mogućnost sklizavanja gutaperke s nosača tijekom umetanja u kanal, čime u apikalni dio kanala ulazi goli nosač te je rezultatno brtvljenje loše.

**Tehnika Simplifil** predstavlja jednostavnu metodu punjenja apeksnog dijela korijenskoga kanala. Nosači gutaperke se proizvode u veličini i obliku pripadnih rotacijskih instrumenata za obradu korijenskoga kanala, slika 1.34. Na vrhu nosača se nalazi komadić gutaperke duljine 5 mm, prilagođene tako da priliže izdubljenom otvoru na apeksu zuba.



**Slika 1.34.** Primjeri rotacijskog instrumenta i pripadnog Simplifil nosača gutaperke. [51]

Nakon čišćenja kanala korištenjem pripadnog instrumenta uzima se nosač s gutaperkom odgovarajućih dimenzija (jednakih oznaka kao rotacijski instrument), koji se potom uz korištenje sredstva za brtvljenje umeće i polako nabija do pune radne duljine bez okretanja. Pritom se gutaperka počinje nabijati u apikalni dio kanala tek na zadnjih 1-3 mm od krajnjeg položaja.

Nakon što je instrument dosegnuo punu radnu duljinu, nosač gutaperke je potrebno jednostavno odvrnuti, odnosno zakrenuti za četiri puna okreta u smjeru suprotnom od kazaljke na satu. Ovim postupkom apeksni dio korijena ostaje zabrtvljen, a nosač se izvlači iz kanala. Ukoliko se nosač ne može odvrnuti, gutaperka je pretanka i okreće se u kanalu. U ovom se slučaju može skratiti 1 mm gutaperke s nosača, ili jednostavno uzeti za jedan broj širi nosač. Ako se pak gutaperka nije mogla umetnuti u kanal do položaja 1-3 mm kraće od radne duljine bez primjene sile, može se uzeti jedan broj tanji nosač gutaperke.

Ostatak korijenskoga kanala se potom može ispuniti nekom drugom metodom (lateralna, topla lateralna ili čak topla vertikalna kondenzacija). Ako se pritom koristi lateralna kompakcija preporučljivo je nastavak punjenja započeti debljinom štapića koja odgovara debljini korištenog nosača gutaperke.

Ovo je jedina metoda koja omogućuje izvlačenje nosača gutaperke iz korijenskoga kanala, a rezultira brtvljenjem kanala sličnim kao i kod drugih standardne metode.

**Tehnika Ultrafil** je niskotemperaturna termoplastična injekcijska metoda punjenja korijenskoga kanala. Tehnika je razvijena kako bi se spriječile negativne posljedice do kojih je dolazilo prilikom primjene tadašnjih visokotemperaturnih injekcijskih metoda punjenja, u kojima je gutaperka ubrizgavana u kanal pri temperaturi iznad 160°C. Umjesto standardne visokotemperaturne beta-faze gutaperke, u ovoj se tehnici koristi alfa-faza koja se omekšava na temperaturi od 70°C.

Sustav za punjenje korijenskih kanala ovom tehnikom se sastoji od posebne injekcijske šprice, igle s gutaperkom i grijača koji zagrijava gutaperku na 90°C, slika 1.35. U ovoj tehnici se mogu koristiti tri vrste gutaperke: regularna koja ima nisku viskoznost i stvrdnjava se 30 minuta, brzo stvrdnjavajuća koja se stvrdnjava 4 minute i visoko viskozna koja se stvrdnjava za 2 minute i ne zahtjeva dodatnu vertikalnu kompakciju nakon ubrizgavanja.



Slika 1.35. Sustav za Ultrafil tehniku punjenja korijenskoga kanala. [52]

Ova metoda zahtjeva relativno dugo zagrijavanje punjenja gutaperke (10 do 15 minuta u slučaju hladnog grijača, odnosno 3 minute u ugrijanom grijaču). Po vađenju iz grijača gutaperku je moguće iskoristiti unutar jedne minute, ovisno o viskoznosti korištene gutaperke. Ova tehnika punjenja se danas rijetko koristi.

**Tehnika SuccessFil** je metoda punjenja korijenskoga kanala pomoću nosača gutaperke (slično Thermafil tehnici), a razvijena je kao nadogradnja na UltraFil tehniku.

U ovoj tehnici se koristi visoko viskozna niskotemperaturna alfa-faza gutaperke. U grijač koji se inače koristi za Thermafil tehniku se umjesto igle s punjenjem gutaperke umeće šprica napunjena gutaperkom. Slika 1.36 prikazuje špricu s gutaperkom i paket jezgri, odnosno nosača gutaperke.



Slika 1.36. Pripor za SuccessFil tehniku punjenja: šprica s gutaperkom i nosači. [52]

Nakon zagrijavanja se u špricu uranja nosač (može biti metalni ili plastični) na dubinu do koje je treba presvući slojem gutaperke. Potiskivanjem gutaperke iz šprice, iz šprice izlazi i umetnuti nosač s nanešenim slojem gutaperke. Povlačenjem nosača iz šprice za vrijeme istiskivanja gutaperke moguće je postići različite debljine gutaperke duž nosača. Nakon stvrdnjavanja gutaperke na nosaču moguće je njegovo korištenje kako je opisano u tehnici Thermafil.

**Tehnika Obtura** podrazumijeva injekcijsko ubrizgavanje rastaljene visokotemperaturne gutaperke kroz iglu u korijenski kanal.

U prvotnoj tehnici Obtura I se koristila šprica s gutaperkom zagrijanom na  $160^{\circ}\text{C}$ , dok se u tehnici Obtura II koristi šprica izvedena u obliku pištolja s ugrađenim grijačem, električna upravljačka jedinica za regulaciju temperature gutaperke na  $200^{\circ}\text{C}$  te srebrna cjevčica kroz koju teče rastaljena gutaperka. Srebro se koristi zbog visoke toplinske vodljivosti kako se gutaperka u cijevi ne bi stvrdnula. Danas postoji i instrument Obtura III koji nudi poboljšanja u ergonomiji pri korištenju, dizajnu i ugodnosti za pacijenta, ali je postupak punjenja kanala nepromijenjen (slika 1.37).



(a) Obtura II

(b) Obtura III

Slika 1.37. Instrumenti za punjenje kanala metodom Obtura. [53]

U kanal se prije injekcije gutaperke nanosi sloj brtvila, nakon čega se cjevčica umeće u kanal na dubinu 3 do 5 mm kraću od radne duljine te se kroz cjevčicu ubrizgava

gutaperka. Za punjenje apikalne trećine kanala potrebno je 5 do 10 sekundi, nakon čega se cjevčica povlači prema van kako bi se napunila srednja i koronarna trećina kanala. Zbog skupljanja gutaperke za vrijeme hlađenja, potrebno ju je nakon ulijevanja u kanal vertikalno kondenzirati hladnim nabijačem prikladne širine. Moguće je i postupno punjenje kanala kako je opisano u postupku tople vertikalne kondenzacije, pri čemu se apikalni, srednji i koronarni dio korijenskoga kanala zasebno kondenziraju prikladnim nabijačima. Ovim postupkom se smanjuje povišenje temperature periapikalnog tkiva budući da se između pojedinih koraka punjenja ostavlja dovoljno vremena za hlađenje prethodnog dijela, a konačna je ispuna bolje kondenzirana.

U ovoj se tehnici koristi visoko temperaturna beta-faza gutaperke regularne (engl. *regular-flow*) ili niske viskoznosti (engl. *easy-flow*). Gutaperka niske viskoznosti pogodnija je za punjenje uskih i zakrivljenih kanala.

Poteškoća u primjeni ove tehnike je relativno loša kontrola dubine punjenja. Česte su pojave podpunjavanja ili prepunjavanja kanala. Stoga se najčešće koriste hibridne tehnike punjenja u kojima se najprije zabrtvi apikalni dio korijena tehnikom lateralne kompaktacije koja omogućava dobru kontrolu dubine ispune, nakon čega se nad apikalnih 4-5 mm gutaperke provodi topla vertikalna kondenzacija, a tek potom opisani postupak injekcije rastaljene gutaperke. Ovaj je hibridni postupak (metoda kontinuiranog vala) objašnjen kod tople vertikalne kondenzacije gutaperke.

Danas na tržištu postoje i hibridni instrumenti s nastavcima za toplu vertikalnu kondenzaciju i Obturu, odnosno metodu kontinuiranog vala, slika 1.38.



**Slika 1.38. Primjeri hibridnih instrumenata koji zamjenjuje uređaje System B i Obtura II. [53]**



## 1.2.8 Materijali za plombiranje

Materijali koji se koriste za plombiranje zuba su amalgam, kompozitne smole, zlato (u lijevanom obliku ili u obliku folije), različite vrste keramike te stakleni ionomeri.

Plombe od amalgama su čvrste i jeftine te se jednostavno i brzo postavljaju. Pri postavljanju klasične (ne-prešane) amalgamne plombe je potrebno u dentinu napraviti ležište za plombu. Stoga je često potrebno dodatno odstraniti i zdrave dijelove zuba. Plomba također ne odgovara boji zuba, a tijekom vremena korodira što uzrokuje promjenu boje zuba uz plombu. Amalgam sadrži oko 50% žive pomiješane sa srebrom, kositrom, cinkom i bakrom. Tijekom vremena također živa izlazi iz plombe u organizam, ali prema istraživanjima ta količina žive nije značajna u odnosu na količinu žive koju primamo iz okoline.

Plombe od kompozitnih smola odgovaraju boji zuba, brzo se postavljaju, a vežu se direktno na dentin. Stoga njihovo postavljanje zahtijeva manje nepotrebnog otklanjanja dentina. Njihovo postavljanje traje 10 do 20 minuta dulje od vremena potrebnog za postavljanje amalgamne plombe jer svaki sloj kompozitne smole treba posebno izložiti svjetlu. Indirektna vrsta plombe se postavlja kroz minimalno dva posjeta. U prvom se posjetu uzima otisak zuba, a u drugome se indirektna plomba veže za zub zagrijavanjem. Kompozitna smola može se kombinirati i sa staklenim ionomerom, čime se postižu poboljšana svojstva. Kompozitne smole se sastoje od mikroskopski sitnih plastičnih i staklenih čestica.

Boja plombe od kompozitne smole odgovara boji zuba, a vijek trajanja je najmanje pet godina. Kraćeg su životnog vijeka u slučaju kada je šupljina u zubu velika. Cijenom su skuplje od amalgamnih plombi. Budući da se smola veže za zub, konačno je zub jači nego u slučaju amalgamne plombe.

Zlato se u prošlosti prije pojave kompozitnih smola i staklenih ionomera puno više koristilo kao materijal za plombiranje nego je to slučaj danas. Zlato je općenito najskuplji materijal za plombiranje, kako zbog cijene materijala tako i zbog cijene izrade. Plombu je moguće izvesti iz lijevanog zlata ili zlatne folije. Za plombe od lijevanog zlata koristi se zlatna legura, a u slučaju zlatne folije čisto zlato.

Plombe od lijevanog zlata se izrađuju i postavljaju indirektno nakon što se napravi odljevak zuba. Plombe se vrlo otporne na sile žvakanja, a životni vijek im je preko sedam godina. Ako je u ustima prisutna i amalgamna plomba, nastaje galvanski članak uslijed čega plombe korodiraju, a u dodiru sa slinom može doći i do osjeta peckanja, takozvanog galvanskog šoka.

Plombe izrađene od zlatne folije se mogu koristiti za prekrivanje manjih površina na mjestima koja ne trpe jake sile. U tom slučaju ima dug vijek trajanja (10 do 15 godina). Cijena materijala je visoka, a restauriranje zuba zlatnom folijom zahtijeva veliku vještinu stomatologa i smisao za detalje. Iz ovih se razloga rijetko koristi u stomatološkoj praksi. Neispravan položaj zlatne folije na zubu čak može dovesti do ozljeda pulpe i periodontalnog tkiva.

Keramičke plombe odgovaraju boji zuba, a otpornije su na nastajanje mrlja i habanje od kompozitnih smola. Unatoč tvrdoći njihove površine, one su lomljivije od

kompozitnih smola i staklenih ionomera, pa umetci moraju biti veći kako bi se spriječio lom. Iz ovog je razloga zub na koji se stavlja porculanska plomba potrebno dodatno smanjiti. Vijek trajanja keramičke plombe je između pet i sedam godina. Najčešći materijal keramičkih plombi je porculan. Cijenom keramičke plombe približno odgovaraju cijeni plombi od kompozitnih smola ili je nešto viša.

Plomba od staklenog ionomera također odgovara boji zuba, premda ne uvijek toliko točno kao plomba od kompozitnih smola. Osim klasičnog materijala staklenog ionomera, moguć je i materijal modificiran smolom ili hibridnim kompozitom ili pojačan metalom.

Stakleni ionomeri dobro prijanjaju na dentin. Stoga za njihovo postavljanje nije potrebno dodatno bušiti zub i oblikovati žlijeb u zdravom dentinu. Ovo je posebno bitno kod djece. Prianjanje na dentin sprječava nastajanje pukotina i daljnji razvoj karijesa. Sastoje se od akrila i staklene komponente fluoraluminosilikata. Stakleni ionomeri oslobađaju fluor koji štiti od daljnjeg razvoja karijesa. Stakleni ionomeri se koriste kao vezivo za umetke od zlata, ali i za kompletnu izradu plombi prednjih zuba te u slučaju plombiranja korijenskog dijela zuba (karijes korijena, ispod razine desni) kao i mliječnih zubi. Klasični stakleni ionomer je značajno slabiji od kompozitne smole. Unatoč tome, trajanje plombi od staklenih ionomera veće je od pet godina, a cijenom su slične plombama od kompozitnih smola.

Stakleni ionomer modificiran smolom se pokazao boljim od klasičnog pri usklađivanju boje sa bojom zuba. U slučaju staklenog ionomera modificiranog smolom potrebno je pri izradi plombe svaki sloj posebno izložiti svjetlu radi stvrdnjavanja. Ovakva plomba je jača, ali se produžuje vrijeme postavljanja.

### **1.3 Elektronička instrumentacija u endodonciji**

U endodonciji i općenito stomatologiji se koristi širok spektar različitih uređaja i pomagala. Uređaji koji ne zasnivaju svoj rad na električnim karakteristikama zuba i zubnog kanala ovdje neće biti predmet proučavanja. To su npr. uređaj za rendgensko ili CT snimanje ili 3D rekonstrukciju zuba. Premda su ovakvi uređaji relativno česti i značajni te mogu biti elektronički ili elektronički potpomognuti, ovdje ćemo se uglavnom koncentrirati na uređaje vezane za pulpu i impedantne mjerne metode i pripadne uređaje.

#### **1.3.1 Elektronički detektor apeksa**

U poglavlju 1.2.6 je opisana važnost točnog određivanja radne duljine do koje treba kanal instrumentirati o čemu ovisi kvaliteta čišćenje korijenskoga kanala, a time i uspješnost endodontskog postupka. Uklanjanje pulpnog tkiva, nekrotičnog materijala i mikroorganizama iz korijenskoga kanala mora biti temeljito, ali uz minimalno oštećenje okolnih tkiva.

Prisjetimo se da se apikalni otvor ne nalazi uvijek na anatomskom vrhu zuba te da je apikalno suženje ili minorni foramen smješten dodatnih 0.5 do 0.8 mm od apikalnog otvora (poglavlje 1.2.1). Na apikalnom suženju se spajaju cementa i dentin te ono predstavlja anatomsku i histološku granicu do koje sežu periodontalni ligamenti, odnosno na kojoj završava pulpa. Iz ovog je razloga apikalno suženje prirodna barijera između sadržaja kanala i periapexnog tkiva [33,37,54,55] i općenito je prihvaćeno da priprema i punjenja korijenskoga kanala treba biti na, ili kraće od apikalnog suženja. Danas jedini poznat način za točno određivanje položaja apikalnog suženja podrazumijeva ekstrakciju zuba. Stoga se istraživanje i poboljšanje mjernih metoda najčešće provodi na fizičkim modelima zuba umjesto na živom zubu. Najčešći je način određivanja duljine korijenskoga kanala pomoću elektroničkih metoda. Mnoge studije izvještavaju o točnosti koju postižu nove generacije elektroničkih apeks-lokatora, kao i njihove proširene mjerne sposobnosti u prisutnosti elektrolita [6,7,9,12,15,18,20,23-27,29,30,46,48,57-79,118]. Osim toga, poznato je da su radiološke metode detekcije apikalnog suženja manje točne od elektroničkih metoda [1,3,10,35,37,74,80] te da se položaj apikalnog suženja razlikuje od anatomske duljine zuba [47,81,82].

Elektronički detektori apeksa rade na principu mjerenja bioimpedancije na jednoj ili više frekvencija. Jedna (neutralna) elektroda se nalazi na usnoj sluznici, a druga (aktivna) elektroda je povezana s instrumentom unutar kanala, npr. Kerr instrumenta, koji se nalazi u korijenskom kanalu. Mjeri se impedancija između elektroda, a zatim se iz njih izračunava udaljenost do apeksnog otvora zuba. Za postizanje točnosti mjerenja poželjan je maksimalni utjecaj pomaka instrumenta u kanalu na neki od parametara impedancije (npr. apsolutni iznos impedancije na jednoj frekvenciji) a minimalni utjecaj ostalih čimbenika (npr. vodljivosti elektrolita u zubnom kanalu ili vrste i starosti zuba).

Metode mjerenja koje koriste iznos bioimpedancije na jednoj frekvenciji rade dobro sa suhim kanalom, ali pokazuju pogreške kad su u kanalu prisutni zaostaci vodljivih sredstava koji se standardno koriste u terapiji, krvi ili sline. Iz tog su razloga uvedene

nove generacije lokatora apeksa koje rade metodama koje se baziraju na omjeru modula impedancije.

### 1.3.2 Elektronički ispitivač vitaliteta zubne pulpe

Ispitivanje vitaliteta zubne pulpe se koristi u endodontskoj dijagnostici kako bi se utvrdio stupanj vitalnosti tkiva pulpe. Praćenje stanja vitalnosti pulpe u zubu može indicirati kada je unutrašnjost zuba upaljena i prije nego su vidljive fizičke posljedice na zubu, odnosno bol. Ispitivanje se provodi primjenom različitih podražaja. Toplina i hladnoća, električna stimulacija, palpacija, kvrcanje i opip zuba su standardni testovi koji se provode prilikom utvrđivanja je li zub vitalan odnosno živ. Tijekom električnog ispitivanja vitaliteta koriste se električni podražaji čija se snaga povećava tijekom vremena dok se ne postigne osjet.

Neosjetljiv zub općenito upućuje da je pulpa odumrla i da je potrebna terapija korijenskoga kanala odnosno uklanjanje odumrle pulpe. Povećana osjetljivost u odnosu na susjedne zube obično upućuje na to da je zub upaljen i vjerojatno teži odumiranju. Ako pulpa reagira podjednako kao i ostali zubi onda se smatra zdravim.

Moguća je monopolarna i bipolarna tehnika električne stimulacije tehnika. Kod monopolarne tehnike aktivna elektroda se nalazi na površini zuba i struja teče kroz zub i tijelo do neutralne elektrode. Kod bipolarne su tehnike obje elektrode smještene na zubu. Bipolarna tehnika je delikatnija za provođenje jer zahtjeva dvije elektrode, a ne nudi značajnu prednost u odnosu na monopolarnu, stoga se najčešće koristi monopolarna tehnika.

Električni podražaji mogu biti naponski ili strujni impulsi različitog oblika, trajanja i repeticije. Naponski su impulsi općenito neprikladni za stimulaciju pulpe s obzirom na visok električni otpor zuba i spoja elektrode. To bi moglo dovesti do velike varijacije rezultata mjerenja. Prag podražaja vitalnih zuba je u rasponu od 1 do 50  $\mu\text{A}$ . Ako granična vrijednost praga podražaja prelazi 150  $\mu\text{A}$ , može se sumnjati u ispravnost mjerenja. Veća struja može stimulirati periodontalne živce umjesto pulpe što bi moglo dovesti do pogrešne interpretacije vitalnosti. Današnji vitalometri nerjetko za stimulaciju koriste različite (nedosljedne) podražaje koji rezultiraju pragovima osjeta koji se ne mogu međusobno uspoređivati, a prikazuju ih koristeći proizvoljne jedinice, ili čak samo u obliku da li je zub vitalan ili ne (što nije niti moguće odrediti na temelju ispitivanja na samo jednom zubu). Neki uređaji čak nemaju niti odgovarajuće izvedenu neutralnu elektrodu, već svoj rad oslanjaju na dobrom električnom spoju između kućišta uređaja i stomatologa kroz gumene rukavice te između stomatologa i pacijenta, što uz dodatnu primjenu naponskih podražaja rezultira vrlo raznolikim očitajima.

U dodatku Dodatak A - Ispitivanje osjetljivosti pulpnog tkiva na strujni podražaj je predložen i opisan princip rada uređaja kojim se izbjegavaju opisane pogreške tijekom ispitivanja vitaliteta.

### 1.3.3 Elektronički detektor karijesa

Električna metoda za rano otkrivanje karijesa je razvijena koristeći princip izmjenične impedantne spektroskopije (engl. *AC Impedance Spectroscopy*, ACIST). Koristi se svojstvo izuzetno visoke električne impedancije visokouređene strukture kristala hidroksiapatita zubne cakline. Dok je zubna caklina zdrava je impedancija zuba izuzetno visoka zbog relativno niske ionske vodljivosti. Međutim, kako se zub demineralizira i počinje gubiti neke od svojih uređenih struktura, ispod površine nastaju sve veće pore koje se povećavaju ispiranjem minerala. Ukoliko postoji karijesna lezija, pore se počinju povezivati jedne s drugima pa zubna caklina postaje mješavina visoko vodljivih dijelova (tekućine koja ispunjava pore) i cakline niske vodljivosti. Stoga ukupna impedancija opada. Kako propadanje napreduje, dentin također postaje zahvaćen propadanjem te se i u njemu formiraju dodatne šupljine, što uzrokuje dodatni pad impedancije.

Kako bi se na ovaj način proveo postupak provjere postojanja karijesa potrebno je suhom vodljivom elektrodom prijeći preko čitave površine zuba. U praksi se koristi aktivna elektroda izvedena u obliku mekane i guste metalne četkice. Impedancija se mjeri koristeći struju malog iznosa kako ne bi došlo do osjeta u zubnoj pulpi pacijenta, čak ni u slučaju jako osjetljivog zuba.

Izvori navode da je varijacija impedancije između različitih faza propadanja zuba značajna te da se tako izmjerena impedancija može koristiti za pouzdanu detekciju karijesa. Impedancija zdravog zuba je znatno veća od zuba koji je demineraliziran, a koja je sama po sebi znatno veća od vodljivosti tkiva u kanalima. Rezultat dobro implementiranog ACIST sustava koji radi na ovom principu navodno je visoka osjetljivost (sposobnost ispravne detekcije karijesa kada je on prisutan) i specifičnost (sposobnost da se ne detektira karijes na zdravom zubu) [83].

Primjer ovakvog uređaja je *CarieScan Pro*. proizvođača CarieScan, slika 1.39. Korištenjem ovakvog uređaja smanjuje se rizik od obolijevanja zuba ili nepotrebnog izlaganja rendgenskim zrakama.



**Slika 1.39. Uređaj za ranu detekciju karijesa *CarieScan Pro* [84].**

Uređaj navodno može detektirati početak propadanja zuba dovoljno rano da se stignu pokrenuti korektivne mjere (preventivno liječenje). To omogućuje ranije i točnije otkrivanje lezije karijesa koje još nisu jasno vidljive ljudskom oku. Također omogućuje otkrivanje opsežnijih skrivenih lezija koje ne moraju biti optički vidljive. Za razliku od optičke metode detekcije karijesa, na rezultate dobivene ovom metodom ne utječu diskoloracije zubne cakline. Značajnost ove mjerne metode je i u tome što se promjena električne vodljivosti uslijed propadanja zuba može detektirati prije nego uopće dođe do pojava koje bi mogle utjecati na boju zuba kao što su produkti metabolizma bakterija. Objavljena točnost uređaja *CarieScan Pro* iznosi 92,5% pozitivne detekcije karijesnog zuba i negativne detekcije zdravog zuba.

## 2 Ispitivanje ukupne impedancije zuba *in vivo*

---

U ovom poglavlju će se promotriti frekvencijski spektar ukupne impedancije zuba. Ukupna impedancija obuhvaća impedanciju spoja između elektrode i zubne cakline zdravog vitalnog zuba, impedancije zubnih tkiva (caklina, dentin, pulpa, cement itd.), impedanciju okolnih tkiva (čeljust, desni, usna sluznica), sve do neutralne elektrode.

Odziv zuba na pravokutni naponski podražaj nosi dodatnu informaciju o ukupnom impedancijskom spektru kroz više frekvencijskih točaka te će u ovom poglavlju biti izložene kao nadopuna izmjerenoj impedanciji.

Premda ova mjerenja nisu esencijalna za određivanje električnog nadomjesnog modela samog korijenskoga kanala i okolnih tkiva vezano isključivo za potrebe mjerenja duljine kanala, ona predstavljaju kompletnu impedanciju svih uključenih tkiva te stoga omogućava bolji uvid u električne karakteristike korijenskoga kanala.

### 2.1 Opis mjernog postupka

#### 2.1.1 Mjerenje ukupne impedancije zuba

Impedancije su mjerene u frekvencijskom rasponu od 40 Hz do 100 kHz. Mjerenje je provedeno na 20 zdravih zuba dobrovoljaca između 25 i 30 godina. Mjerenjem su uspoređene performanse električnog spoja za različite tipove površina mjernih elektroda. Korištene su mjerne elektrode od nehrđajućeg čelika i od vodljive gume. Svaka vrsta elektrode je korištena u dvije veličine te uz različita sredstva na dodirnoj površini. Korištene veličine vrha elektrode su 2 mm i 4 mm (promjer vrha elektrode). Impedancije su izmjerene bez korištenja vodljivog elektrolita (slučaj suhe elektrode), kao i u slučaju kada je vrh mjerne elektrode prije mjerenja navlažen vodom iz slavine, odnosno premazan električki vodljivim gelom.

Mjerenje je provedeno na način da je neutralna elektroda priključena na usnicu putem elektrode relativno velike površine, dok je na zdravu caklinu promatranog zuba priključena aktivna elektroda odabrane veličine i materijala. Površina zuba je prije mjerenja posušena papirnatom maramicom i komprimiranim zrakom kako bi se izbjegao utjecaj vodljivosti površinskog sloja oko zuba. Najprije je upotrijebljena suha elektroda, a potom je mjerenje ponovljeno uz vrh elektrode uronjen u vodu te potom u vodljivi gel. Mjerenje je ponovljeno s debljom elektrodom te s elektrodama od vodljive gume.

Mjerenje je provedeno korištenjem analizatora impedancija *Agilent 4294A*. Zub koji je odabran za mjerenje prethodno je prebrisan papirnatom maramicom i posušen. Na ravni dio neoštećene zubne cakline prislonjena je aktivna mjerna elektroda, koja je prije mjerenja bila dezinficirana i ovisno o mjerenju navlažena vodom ili premazana vodljivim gelom. Pasivna elektroda izrađena od nehrđajućeg čelika velike dodirne površine te je prislonjena je na usnu sluznicu ispitanika.

Analizator impedancija *Agilent 4294A* je korišten u modu "Cp - ADMITTANCE CONDUCTANCE" koristeći 4-terminalni priključak za dvožično mjerenje *HP 16048A* bez kalibracije adaptera, uz kompenzaciju parazitnih admitancija. Mjerenje je provedeno sinusoidnom naponskom pobudom iznosa 500 mV bez istosmjerne komponente. Impedancija je izmjerena na 201 frekvenciji, logaritamski raspodijeljenima između 40 Hz i 100 kHz uz širinu pojasa pojedinačnog mjerenja (engl. *bandwidth*) postavljenu na 3 (1=ekstremno brzo, 5=ekstremno precizno). Izmjerene vrijednosti admitancije pohranjene su na računalo radi obrade u MATLAB-u.

### 2.1.2 Mjerenje odziva zuba na impulsni naponski podražaj

Kao dodatak mjerenju impedancije u obliku impedancijskog spektra, u ovom eksperimentu je izmjeren i impulsni odziv zuba na pravokutni naponski podražaj. U ovom su mjerenju također uspoređeni rezultati koji se dobivaju za pojedine tipove mjernih elektroda.

Za razliku od impedancijskog spektra iz kojega je vidljiva naponsko-strujna ovisnost na izoliranim frekvencijama, u impulsnom je odzivu jednoliko zastupljen cjelokupni frekvencijski spektar. Impulsni odziv stoga donosi dodatnu informaciju o sustavu te omogućuje analizu iz drugog aspekta.

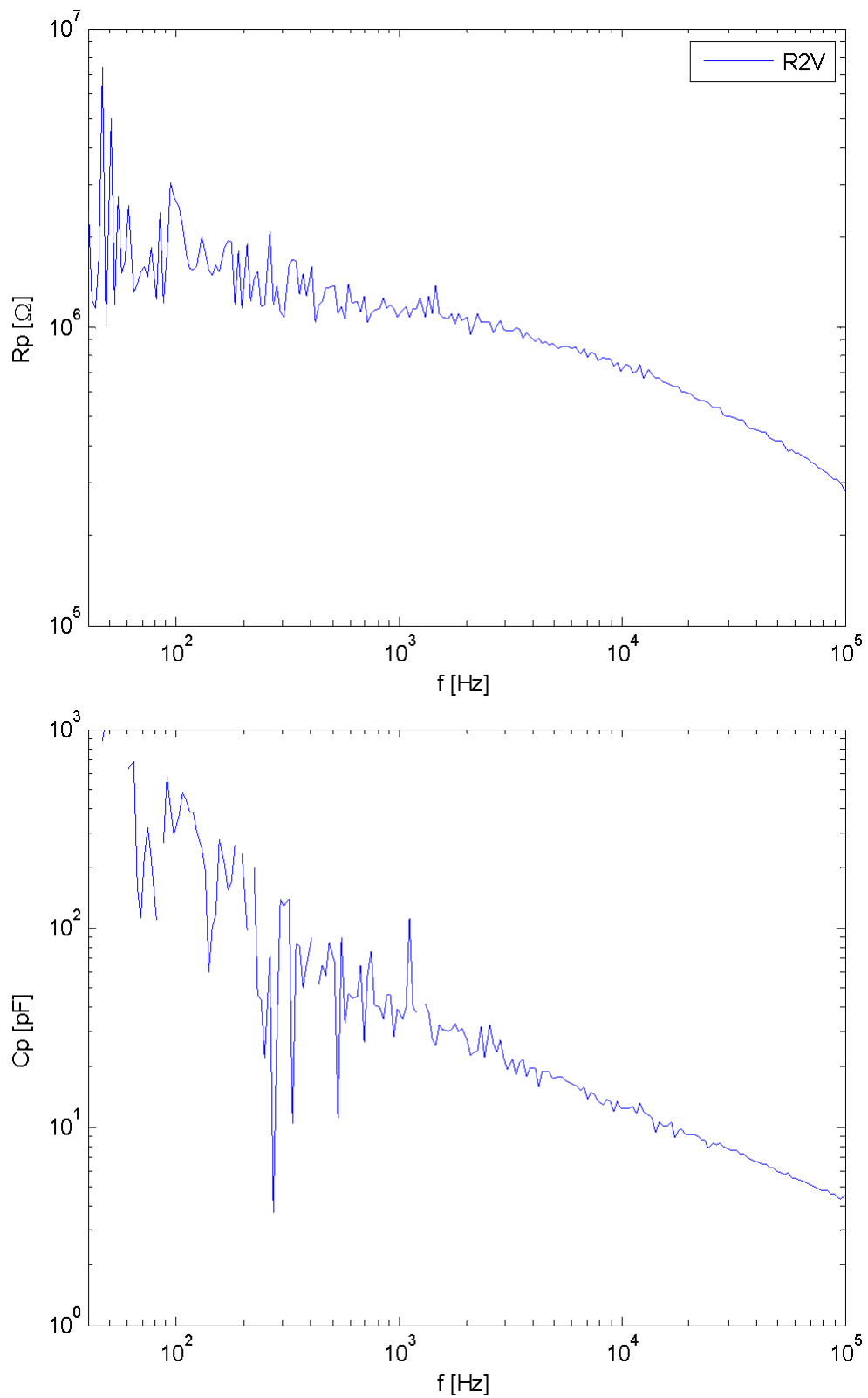
Mjerenje impulsnog odziva je provedeno pomoću generatora signala funkcijskog valnog oblika *Agilent 33250A* te pomoću digitalnog osciloskopa *Le Croy LT 584*. Radi smanjenja neželjenih istitravanja je korištena trapezoidna aproksimacija pravokutne pobude. Trajanje rastućeg i padajućeg brida pobude je ograničeno na 10  $\mu$ s, čime je promatrani frekvencijski pojas sadržan u impulsnom odzivu ograničen na približno 35 kHz. Izlazna impedancija pobudnog izvora iznosila je 50  $\Omega$ .

Valni oblik struje snimljen je koristeći digitalni osciloskop *Le Croy LT 584*. Pritom je pomoću pasivne naponske mjerne sonde x1 promatran valni oblik napona na otporniku iznosa 1  $\Omega$  priključenim u seriju s pobudnim signalom. Cjelokupni mjerni sustav bio je baterijski napajan radi galvanske izolacije od gradske mreže i zaštite ispitanika od strujnog udara.

## 2.2 Rezultati i rasprava

Slika 2.1 prikazuje jednu tipičnu izmjerenu frekvencijsku ovisnosti impedancije reprezentirane paralelnim spojem otpornika  $R_p$  i kondenzatora  $C_p$  korištenjem vlažne gumene elektrode na primjeru jednog zuba. Zbog relativno visoke mjerene impedancije i vremenski promjenjivog kontakta su izmjerene vrijednosti elemenata  $R_p$  i  $C_p$  znatno zašumljene, što je posebno istaknuto na nižim frekvencijama uslijed dugotrajnijeg mjerenja.



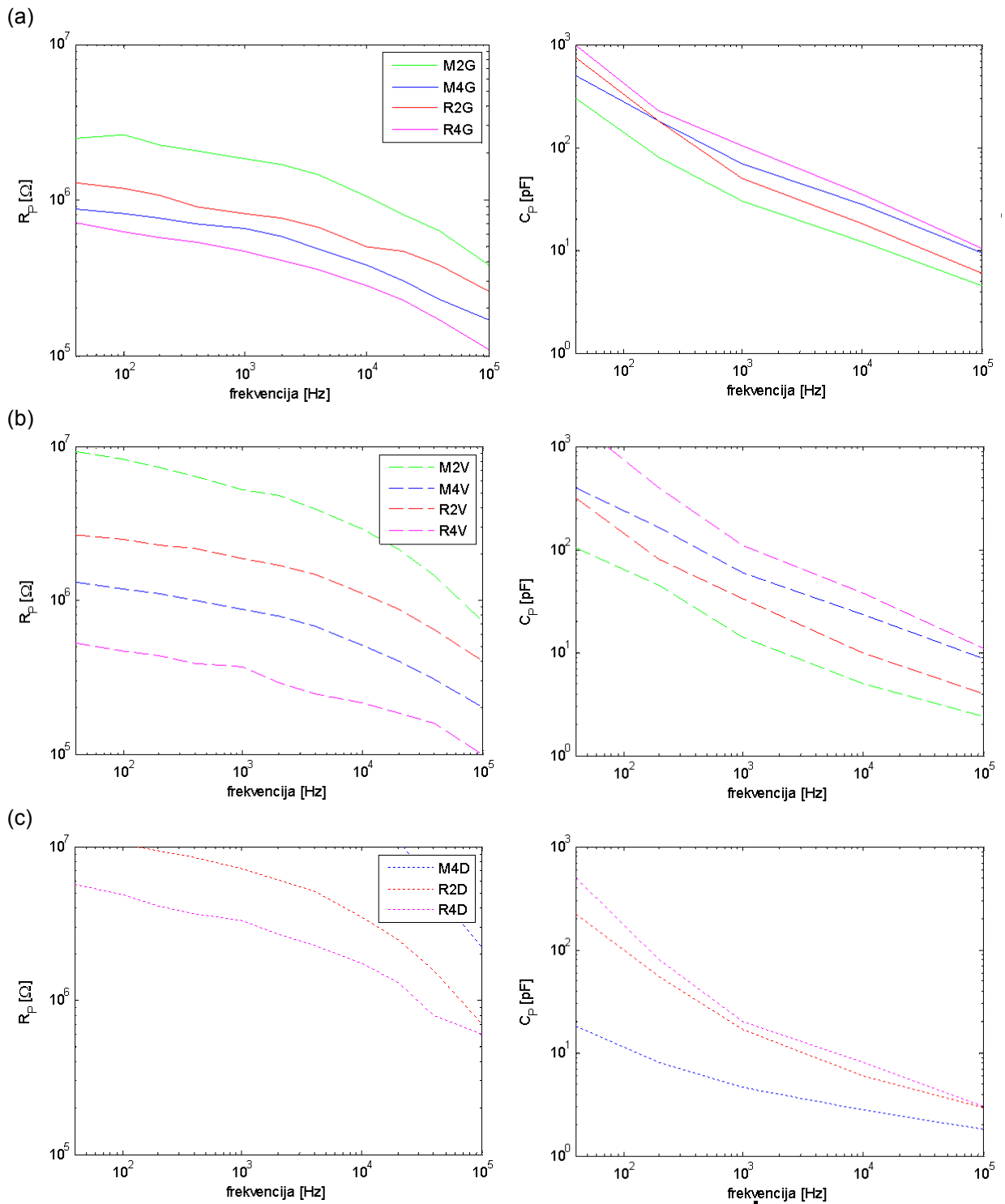


**Slika 2.1. Neusrednjen frekvencijski spektar impedancije u obliku paralelnog spoja otpora  $R_p$  i kapaciteta  $C_p$  prikazan na primjeru jednog mjerenja vlažnom gumenom mjernom elektrodom (R2V).**

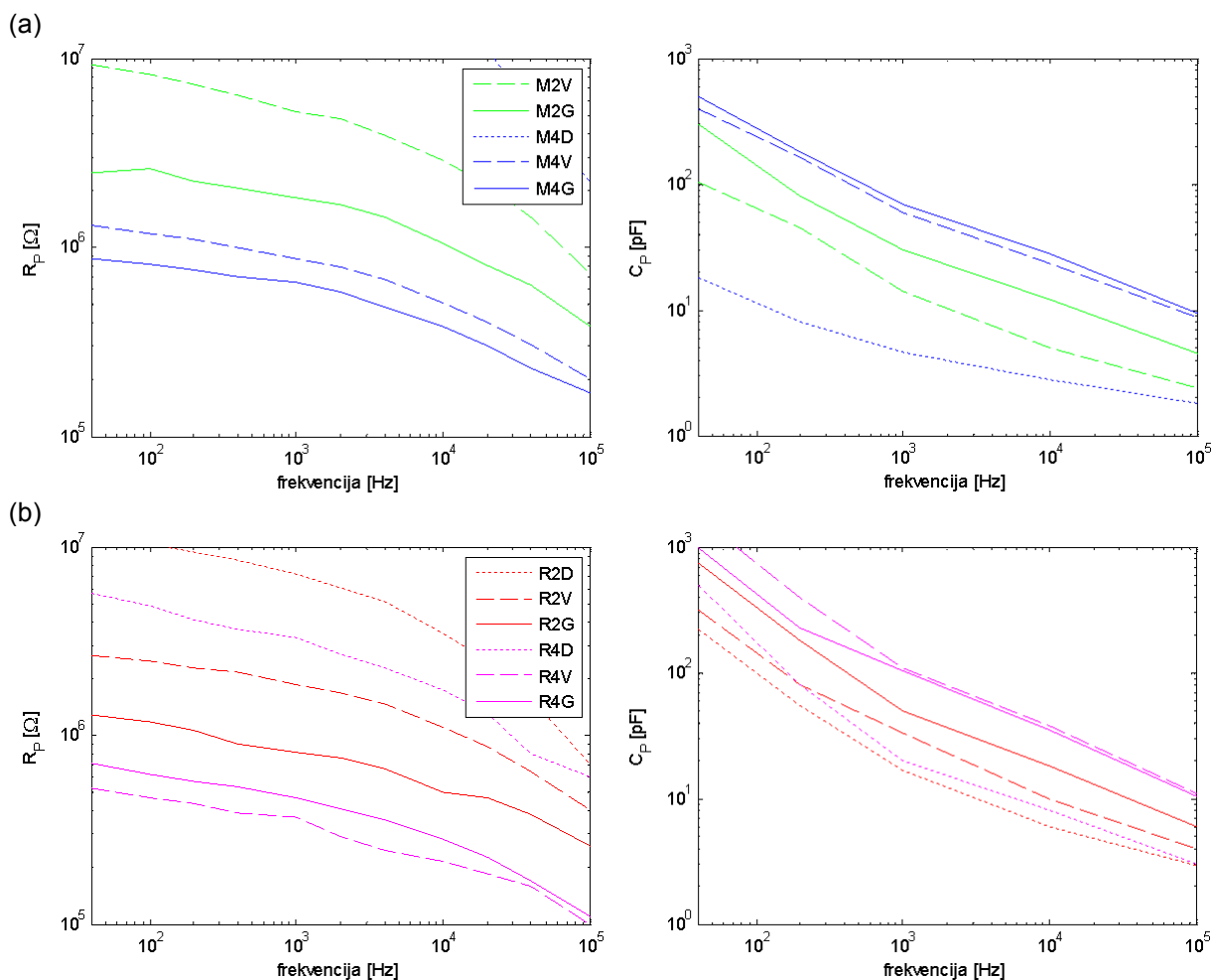
Oznake tipova mjernih elektroda u ovom radu su izvedene pomoću tri simbola: slovni, brojčani i slovni, koji redom označavaju materijal elektrode, promjer i način primjene. Uspoređeni materijali su: "M" – metalna elektroda (od nehrđajućeg čelika) i "R" elektroda s vrhom od vodljive gume (engl. *rubber*). Drugi simbol označava promjer zakrivljenosti vrha elektrode izražen u milimetrima te poprima vrijednost 2 ili 4, što označava redom 2 i 4 milimetra. Treći simbol označava sredstvo koje je nanoseno na vrh elektrode neposredno prije mjerenja: "D" (engl. *dry*) označava da je elektroda korišten sa suhim vrhom, "V" (engl. *wet*) označava da je vrh elektrode navlažen vodom iz slavine, a "G" (engl. *gel*) označava da je na vrh mjerne elektrode nanosena mala količina električki vodljivog gela.

Pri mjerenju istosmjernog otpora zuba uz mjerne elektrode M2V i M2G te M4V do R4G korištenjem potencijala od 10 V, odnosno M2D i M4D uz potencijal od 100 V uz odgovarajuću zaštitu uočena je naponska ovisnost izmjenjenog otpora u iznosu od 0.5 %/V.

Nakon usrednjavanja svih mjerenja dobivene su karakteristike prikazane na slikama 2.2 i 2.3. Na slici 2.2 su uspoređene performanse svih mjernih elektroda kada se koriste na jednak način: (a) uz nanosen vodljivi gel, (b) uz vodom navlažen vrh i (c) sa suhim vrhom. Na slici 2.3 su prikazane iste impedancije kao na prethodnoj slici, ali su grupirane: (a) sve metalne i (b) sve gumene elektrode kako bi se vidjela razlika u ostvarenim performansama u ovisnosti o promjeru i načinu korištenja elektrode. Suha metalna elektroda manjeg promjera M2D nije prikazana na grafovima jer ostvaruje značajno lošije performanse te je uz ovdje korištene granice obično smještena izvan grafa. Uočimo da se boljim ostvarenim performansama elektrode smatra niži iznos impedancije ostvarenog spoja u čitavom promatranom frekvencijskom području.



**Slika 2.2. Usporedba impedancije zuba (prikazane kao paralelni spoj otpora  $R_p$  i kapaciteta  $C_p$ ) za mjerenje s (a) geliranim, (b) vlažnim i (c) posušenim vrhovima elektroda.**



**Slika 2.3. Usporedba impedancije zuba (prikazane kao paralelni spoj otpora  $R_p$  i kapaciteta  $C_p$ ) za mjerenje (a) metalnim elektrodama i (b) elektrodama od vodljive gume.**

Rezultati pokazuju da je impedancija zuba izmjerena korištenjem metalnih elektroda na svim frekvencijama značajno veća nego u slučaju korištenja odgovarajuće elektrode od vodljive gume na jednak način (npr. parovi M2G-R2G ili M4G-R4G na slici 2.2), odnosno da metalne elektrode imaju lošije performanse ostvarenog kontakta u odnosu na odgovarajuću elektrodu od vodljive gume u jednakim uvjetima. Razlika u ostvarenom kontaktu između suhe i navlažene mjerne elektrode je još izraženija od vrste materijala te utječe za više od reda veličine na impedanciju kontakta (npr. R2D-R2G na slici). U slučaju gumene elektrode veće površine nije značajno da li je elektroda uronjena u vodu ili vodljivi gel (R4V-R4G), a performanse ostvarenog kontakta kod obiju elektroda su za red veličine bolje nego u slučaju suhe elektrode (R4D). U slučaju gumene elektrode manje površine uranjanje vrha elektrode u vodljivi gel umjesto u vodu (R2V-R2G) pridonosi poboljšanju kontakta približno jednako kao uranjanje suhe elektrode u vodu (R2D-R2V). Korištenje elektroda od vodljive gume uronjenom u vodu, a posebno u vodljivi gel nije praktično iz razloga što se elektroda jako skliže po površini zuba.

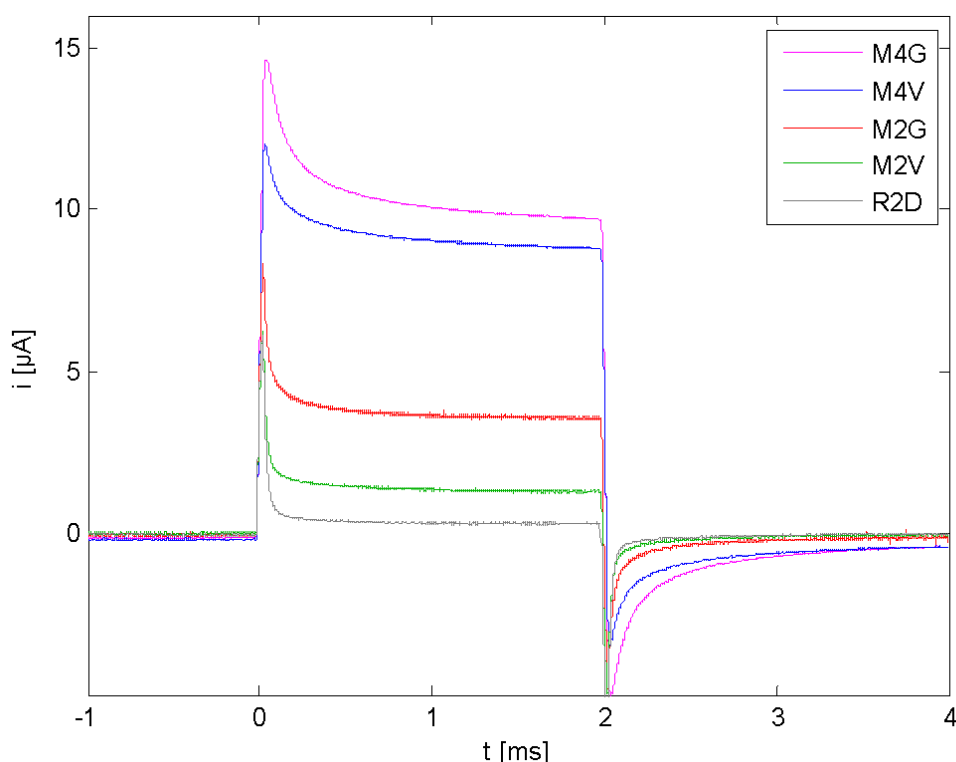
Premda se elektrode s metalnim vrhom od nehrđajućeg čelika preferiraju pri konstrukciji mjernih elektroda zbog jednostavnosti izvedbe i održavanja odnosno sterilizacije, valja imati na umu da je njihov vrh bitno navlažiti neposredno prije uporabe. U slučaju suhe metalne elektrode ostvaruje se izrazito loš spoj - slučaj M4D

i M2D, od čega impedancije za M2D zbog visokog iznosa izlaze iz mjerila ovdje prezentiranih grafova. Za praktične aplikacije mjerenja impedancije, kao i dovođenja strujnih podražaja na zubnu caklinu su ovakve elektrode obično neupotrebljive.

Apliciranjem vode na vrh metalne elektrode promjera 2 mm postiže se kontakt sličan kontaktu ostvarenom suhom gumenom elektrodom (M2V-R2D), a primjenom gela sličan kontaktu ostvarenom navlaženom gumenom elektrodom (M2G-R2V). U slučaju debljih elektroda navlaživanje vrha metalne elektrode bilo vodom ili vodljivim gelom rezultira sličnim kontaktom kao i u slučaju vlažne gumene elektrode (M4V-R4V i M4G-R4V).

Za razliku od metalnih elektroda, elektrode od vodljive gume mogu se koristiti suhe, no u tom se slučaju uz jednak promjer elektrode ostvaruje jednak ili lošiji spoj nego u slučaju navlažene metalne elektrode. Navlaživanjem vrha gumene elektrode poboljšava se ostvareni spoj, ali je uporaba takve elektrode nepraktična zbog sklizanja vrha ovakve elektrode po glatkoj površini zuba.

Impulsni odziv zuba na frekvencijski ograničen (do 35 kHz) skokoviti naponski podražaj za nekoliko odabranih tipova elektroda je prikazan na slici 2.4. Uspoređeni su impulsni odzivi metalnih elektroda s navlaženim i geliranim vrhom u odnosu na gumenu elektrodu sa suhim vrhom.



Slika 2.4. Impulsni odziv zuba na skokoviti naponski podražaj uz različite tipove elektroda.

Najveći iznos struje uz jednak narinuti napon je dobiven za M4G elektrodu (najbolje performanse). Korištenje elektrode M4V rezultira sličnim performansama kao M4G te značajno boljim nego u slučaju M2G elektrode (dvostruko veća struja uz jednak napon). Elektroda M2G značajno je bolja od M2V, a elektroda R2D pokazala se najlošijom od ovdje ispitanih elektroda.

Ovime je pokazano da impulsni odziv zuba na skokoviti naponski podražaj potvrđuje ranije istaknuta razmatranja i zaključke po pitanju performansi pojedinih elektroda. Mjerenje vremenskog odziva zuba na skokovitu pobudu predstavlja vremenski efikasnu alternativu mjerenju spektra impedancije zuba, a u praksi se koristi u elektroničkim vitalometrima [17, 85-94] za prijenos električnih stimulusa u zubnu pulpu tijekom ispitivanja njenog vitaliteta. Slika 2.4 dokazuje da elektronički vitalometri koji svoj rad baziraju na pragu osjeta naponskog podražaja ne mogu rezultirati konzistentnim mjerenjima budući da osjet (koji je ovisan o količini predanog naboja, odnosno iznosu struje) budući da struja izravno ovisi o vrsti i načinu korištenja elektrode, posebice ako su primijenjeni impulsi kraći od nekoliko stotina mikrosekundi [11].

### 3 Ispitivanje električnih svojstava korijenskoga kanala na *in vitro* modelu zuba

---

U ovom poglavlju će biti opisan postupak mjerenja impedancije korijenskoga kanala zuba na *in vitro* fizičkim modelima zuba. Bit će izmjerene električne karakteristike zubnog kanala dobivene *in vitro* na fizičkom modelu zuba u fiziološkoj otopini i na modelu s alginatom za uzimanje odljevka zuba. Ovako dobivene *in vitro* karakteristike će biti uspoređene s mjerenjima provedenim *in vivo* te će biti odabran fizički *in vitro* model prikladniji za daljnje modeliranje korijenskoga kanala.

#### 3.1 Opis problema

Danas se točnost elektroničkih lokatora apeksa najčešće provjerava i međusobno uspoređuje na temelju mjerenja koja se provode *in vitro*. Za pouzdano ispitivanje *in vivo* na pravom vitalnom zubu bi bilo potrebno neposredno nakon provedenog mjerenja duljine korijenskoga kanala različitim apeks-lokatorima ekstrahirati promatrani zub kako bi se sa sigurnošću ustanovila točna radna duljina. Ekstrakcija zuba je najmanje poželjan odabir u stomatološkoj praksi, a na zubu predviđenom za ekstrakciju obično ne treba mjeriti radnu duljinu. Stoga je logičan pristup mjerenje provesti na fizičkom modelu, što se zbog praktičnosti često provodi čak i bez provjere da li je takav model pogodan za predviđeno mjerenje ili ne. Takav model najčešće se realizira korištenjem plastičnog ili pravog ekstrahiranog zuba koji se uranja u električki vodljivi medij kao što je to npr. fiziološka otopina, gel agara, električki vodljiva želatina ili alginat za uzimanje odljevka zuba.

Uloga vodljivog medija je u električnom smislu predstavljati tkiva koja okružuju zub – periodontalna vlakna, čeljusnu kost, desni i usnu sluznicu. Vodljivi bi medij također trebao električki dobro reprezentirati i geometrijski oblik pojedinih tkiva u prostoru, sve do neutralne elektrode.

Na žalost električna svojstva korištenih *in vitro* modela nisu dovoljno istražena u literaturi. Opisani fizički modeli se upotrebljavaju prvenstveno zbog jednostavnosti provedbe mjerenja. Istraživači ih najčešće koriste po inerciji, odnosno iz razloga što ih i drugi koriste, a na temelju tako provedenih mjerenja povlače zaključke o točnosti pojedinih detektora apeksa ili čak novih mjernih metoda. Zaključci dobiveni na temelju ovakvih mjerenja mogu biti upitni jer se obično zanemaruje točnost električne aproksimacije fizičkog modela u odnosu na stvarnu situaciju. Za potrebe grubih studija provedivosti određenih mjernih metoda ovakav model najčešće zadovoljava svojim performansama, ali za precizna ispitivanja i delikatne usporedbe on to često ne zadovoljava.

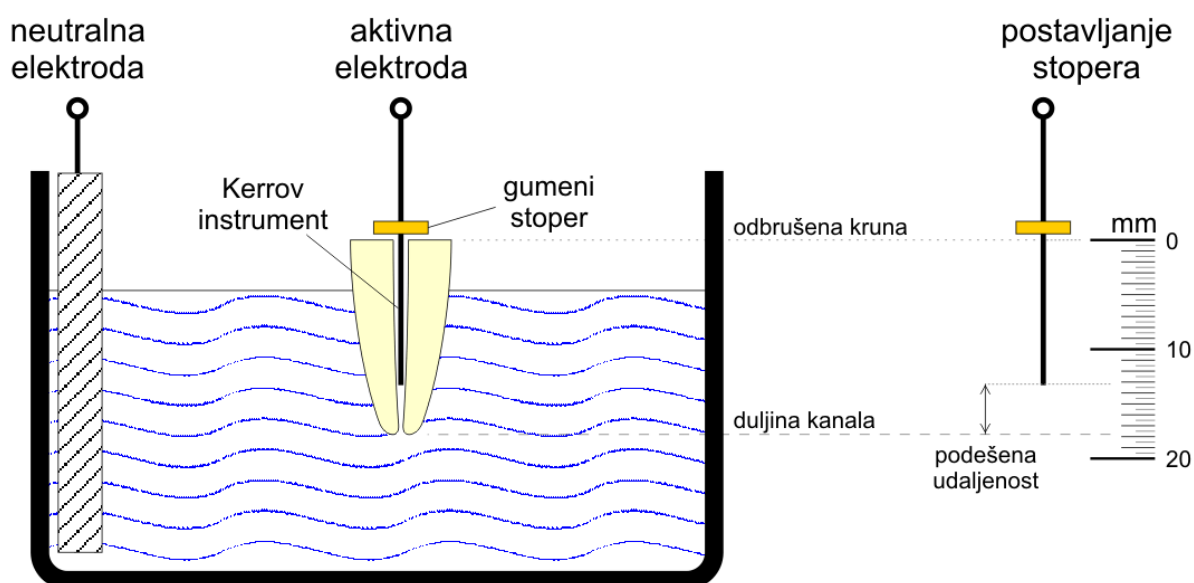
Stoga će se u ovom radu ispitati električne performanse dvaju najčešće korištenih fizičkih modela u odnosu na stvarnu situaciju. Njihova električna svojstva će biti uspoređena po pitanju kvalitete aproksimacije spektra impedancije te će se odabrati pogodniji model za detaljnija ispitivanja. Ispitat će se *in vitro* model u kojem je

ekstrahirani zub uronjen u fiziološku otopinu i u kojem je zub uronjen u alginat za uzimanje odljevka zuba.

### 3.2 Metoda mjerenja

Zubi su nakon ekstrakcije pripremljeni na način da im je dijamantnom brusilicom ravno odbrušena kruna te su 24 sata prije eksperimenta natapani u fiziološkoj otopini. Mjerenje je provedeno korištenjem dvadeset jednokorjenih zuba, koji su bili uronjeni u fiziološku otopinu i u gel za uzimanje odljevka zuba.

Pozicioniranje Kerrovog instrumenta u korijenskom kanalu zuba na modelu u fiziološkoj otopini provedeno je korištenjem ravnala i gumenog stopera (slika 3.1). Debljina Kerrovog instrumenta odabrana je prema debljini korijenskoga kanala u njegovoj apikalnoj regiji tako da instrument ne prolazi kroz kanal bez otpora, niti da zapinje prije dostizanja apikalnog suženja. Gumeni stoper postavljen je pri vrhu odabranog Kerrovog instrumenta, koji je potom umetnut u kanal sve dok vrh instrumenta ne postane vidljiv povećalom na apikalnom otvoru. Ovim postupkom je gumeni stoper odskliznuo po instrumentu do duljine koja odgovara duljini korijenskoga kanala zuba te je u konačnom položaju prilegnut na ravno odbrušenu površinu krune zuba. Po izvlačenju instrumenta iz kanala moguće je korištenjem mjerne trake sa submilimetarskim oznakama i povećalom točno odrediti duljinu korijenskoga kanala od ravno odbrušene površine do apikalnog otvora.



Slika 3.1. Mjerni postav za mjerenje impedancije korijenskoga kanala zuba uronjenog u fiziološku otopinu.

Prije umetanja instrumenta u korijenski kanal zuba, kanal je posušen papirnatim štapićima. Pozicioniranje instrumenta na položaj  $-0.5$  mm (unutar korijenskoga kanala) i  $+0.5$  mm (instrument prolazi kroz apikalni otvor) moguće je postići pažljivom korekcijom instrumenta u kanalu, odnosno pažljivim premještanjem gumenog stopera. Mjerenje je ponovljeno za različita sredstva prisutna u korijenskom kanalu.

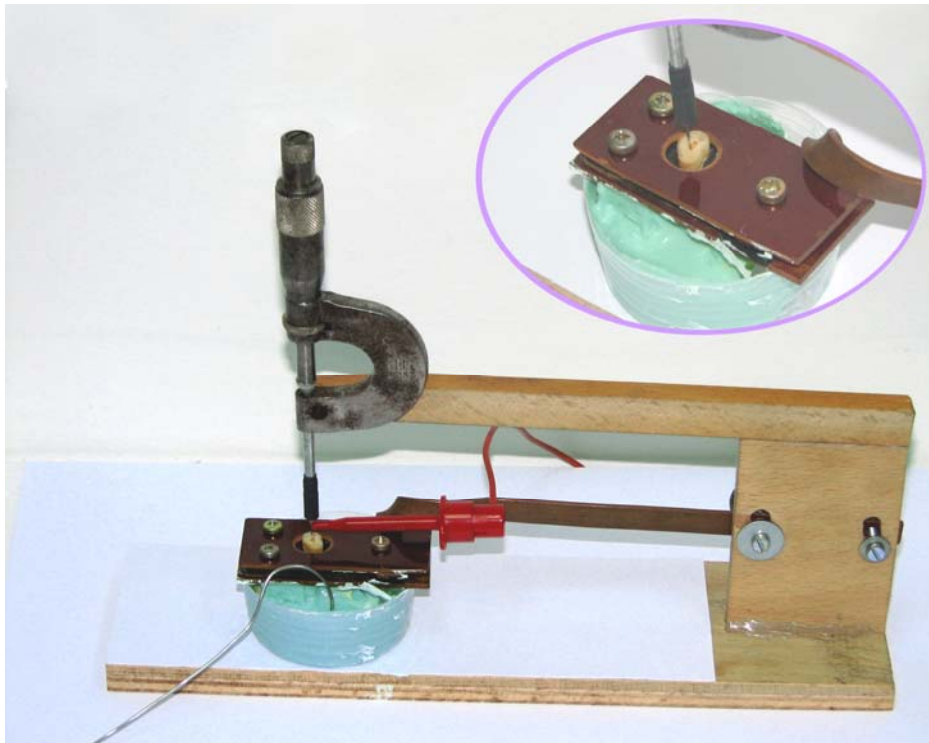


Impedancija je mjerena između aktivne elektrode priključene na Kerrov instrument pogodne debljine, smješten u korijenski kanal zuba i neutralne elektrode velike površine uronjene u fiziološku otopinu u koju je uronjen i zub.

Impedancija je mjerena u Kartezijevom obliku na diskretnim frekvencijama logaritamski raspodijeljenim na 13 frekvencija (1:2:5) u području od 100 Hz do 1 MHz. Impedancije su izmjerene pomoću uređaja *Hewlett Packard HP4284A precise LCR meter* čijim je radom upravljalo osobno računalo putem HP-IB (Hewlett-Packard Interface Bus) sučelja preko IEEE-488 komunikacijskog protokola te koristeći upravljački algoritam razvijen u programskom alatu HP-VEE. Na svakoj mjernoj frekvenciji zabilježena je realna i imaginarna komponenta impedancije.

Prilikom pozicioniranja Kerrovog instrumenta pomoću gumenog stopera u korijenski kanal zuba uronjenog u alginat javile su se poteškoće. U fiziološkoj je otopini bilo moguće mikroskopom verificirati točnost pozicioniranja instrumenta točno na apikalni otvor. Budući da alginat nije optički proziran, najprije je bilo potrebno pomoću ravnala izmjeriti duljinu kanala, a tek po uranjanju zuba u alginat i stvrđnjavanju alginata repositionirati instrument na apikalno suženje, odnosno određeni broj milimetara unutar korijenskoga kanala ili preko njega. U slučaju alginata pak nije moguće izvršiti optičku verifikaciju položaja instrumenta na apikalnom otvoru korijena. Prilikom pomicanja instrumenta u kanal nerijetko bi se dogodilo da se gumeni stoper pomakne točno prije nego cijelom svojom površinom dodirne plohu odbrušene zubne krune. Najveći je problem što se to ne vidi ako i kada se dogodi. Posebno je velika opasnost od pomicanja stopera u slučaju neravnih kanala, kada za pomicanje treba upotrijebiti nešto veću silu te u slučaju kada se korijenski kanal širok na mjestu gdje je kruna odbrušena.

Zbog opisanih poteškoća s točnošću i ponovljivošću pozicioniranja Kerrovog instrumenta u korijenskom kanalu zuba pomoću gumenog stopera, za potrebe mjerenja na *in vitro* modelu s alginatom konstruiran je poseban stalak s mikrometarskim vijkom (slika 3.2), a koji omogućuje izuzetno točno i ponovljivo pozicioniranje instrumenta u kanalu. Zub se učvršćuje na gumenu držač, dok se Kerrov instrument stavlja na pomični dio mikrometarskog vijka. Zbog relativno malog dozvoljenog hoda pomičnog dijela mikrometarskog vijka, realizirani su vijci za grubo podešavanje visine kako bi se instrument mogao jednostavno i bez savijanja umetnuti u korijenski kanal.



**Slika 3.2. Stalak s mikrometarskim vijkom za precizno pozicioniranje endodontskog instrumenta u kanalu zuba.**

Nakon što su zub i instrument pričvršćeni na stalak i što je omogućeno sklizanje instrumenta po kanalu, mikrometarski se vijak zakreće sve dok Kerrov instrument ne postane vidljiv optičkim mikroskopom na apikalnom otvoru. U tom se položaju na mikrometarskom vijku bilježi nula, a potom se, bez pomicanja instrumenta i stalka, zub uranja u alginat. Nakon stvrdnjavanja alginata mikrometarski se vijak odvrće dok Kerrov instrument gotovo ne izađe iz kanala. Potom se kanal posušuje papirnatim štapićima te ispuhuje komprimiranim zrakom. Za potrebe mjerenja impedancije korijenskoga kanala uz prisustvo vodljivog elektrolita u kanalu se pomoću injekcije ubrizgava željeno sredstvo na dno kanala, tako da sredstvo ispirući kanal izađe van kanala te prelije krunu zuba, nakon čega se višak sredstva upije papirnatim ručnikom, a višak sredstva iz kanala ispuhne komprimiranim zrakom. Pri mjerenju impedancije uz različita sredstva uvijek se najprije provodi mjerenje za suhi kanal, a tek potom za ostala sredstva počevši od manje vodljivih (npr. fiziološka otopina) prema električki vodljivijim sredstvima (npr. kalcinaza).

Pozicioniranje instrumenta u kanalu provedeno je jednosmjernim zakretanjem mikrometarskog vijka do željenog položaja. Mjerenje impedancije je također provedeno u Kartezijevom obliku na logaritamski raspoređenim frekvencijama između 100 Hz i 1 MHz koristeći računalom upravljanoj instrumenta *Hewlett Packard HP4284A precise LCR meter*.

Dobiveni rezultati mjerenja impedancije na fizičkim modelima uspoređuju se s impedancijskim spektrom ranije izmjerenim *in vivo*. Mjerenja koja su ustupljena za potrebe ovog rada su bila provedena na Zavodu za endodonciju i restorativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta u Zagrebu u suradnji sa Zavodom za elektroničke sustave i obradbu informacija Fakulteta elektrotehnike i računarstva, Zagreb, a provedena su na 18 korijenskih kanala predviđenih za endodontski

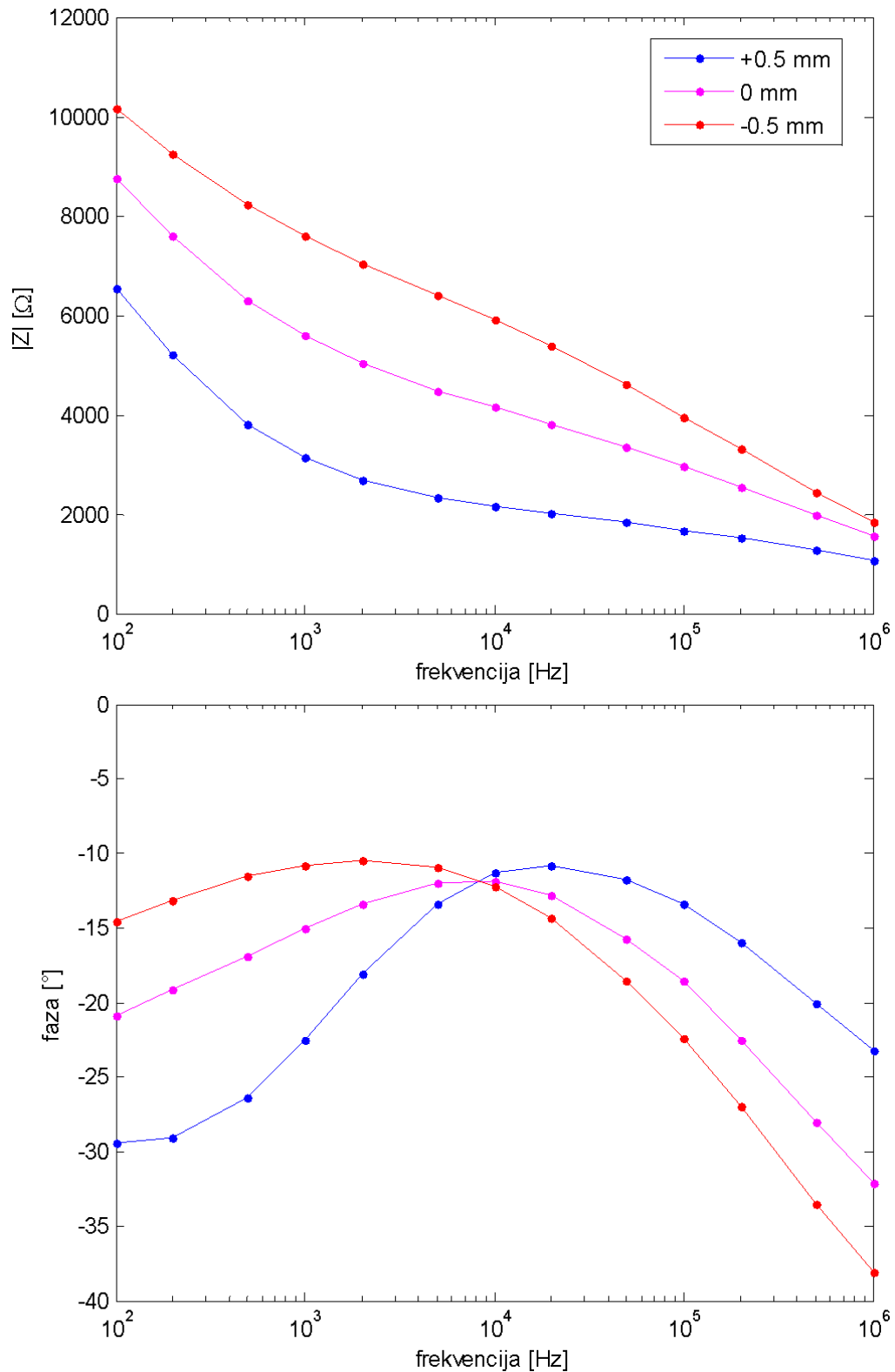
tretman. Dobrovoljcima je prije nego su dali svoj pristanak bio usmeno detaljno objašnjen mjerni postupak i svrha tadašnjih istraživanja.

Mjerenje impedancije provedeno je tako što je nakon sušenja kanala papirnatim štapićima i ispuhavanja komprimiranim zrakom Kerrov endodontski instrument pozicioniran na apeks korijenskoga kanala koristeći kao referencu elektronički detektor apeksa *Endometer ES-02* proizvođača Artronic d.o.o. (Zagreb, Hrvatska). Gumenim stoperom je zabilježen položaj na kojemu je uređaj pokazao nulu. Potom je Kerrov endodontski instrument bez pomicanja u kanalu prespojen sa apeks-lokatora na *Hewlett Packard HP4284A precise LCR meter* pomoću kojega je ranije opisanim postupkom izmjerena frekvencijska ovisnost impedancije korijenskoga kanala zuba na apeksu te 0.5 mm prije apeksa.

### **3.3 Rezultati**

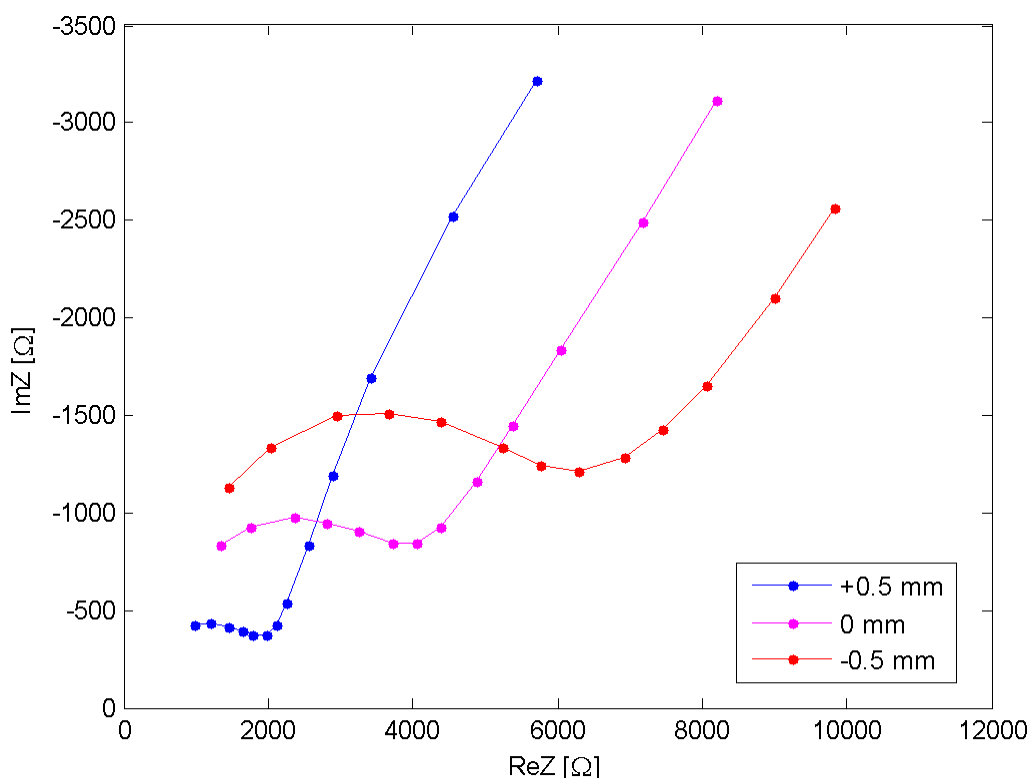
Primjer jednog reprezentativnog korijenskoga kanala zuba dan je na slikama u vidu oblika impedancijskog spektra. Slike prikazuju utjecaj pomaka instrumenta za 0.5 mm u odnosu na apeksni otvor na izmjerenu impedanciju.

Na slici 3.3 je vidljivo da modul impedancije opada što je instrument dublje u kanalu. Također se može uočiti povećanje nagiba frekvencijske karakteristike u području do nekoliko desetaka kiloherca. Slika 3.3 pokazuje da se s pomakom instrumenta dublje u kanal polovi frekvencijske karakteristike pomiču prema višim frekvencijama. Frekvencija maksimuma fazne karakteristike promijenila se s 2 kHz na približno 20 kHz pri pomaku instrumenta za 1 mm. Fazna karakteristika najviše ovisi o pomaku instrumenta na niskim i na visokim frekvencijama, dok na približno 10 kHz pokazuje najmanju ovisnost.



**Slika 3.3. Modul i fazni kut impedancije korijenskoga kanala zuba uronjenog u fiziološku otopinu pri različitim položajima instrumenta u kanalu.**

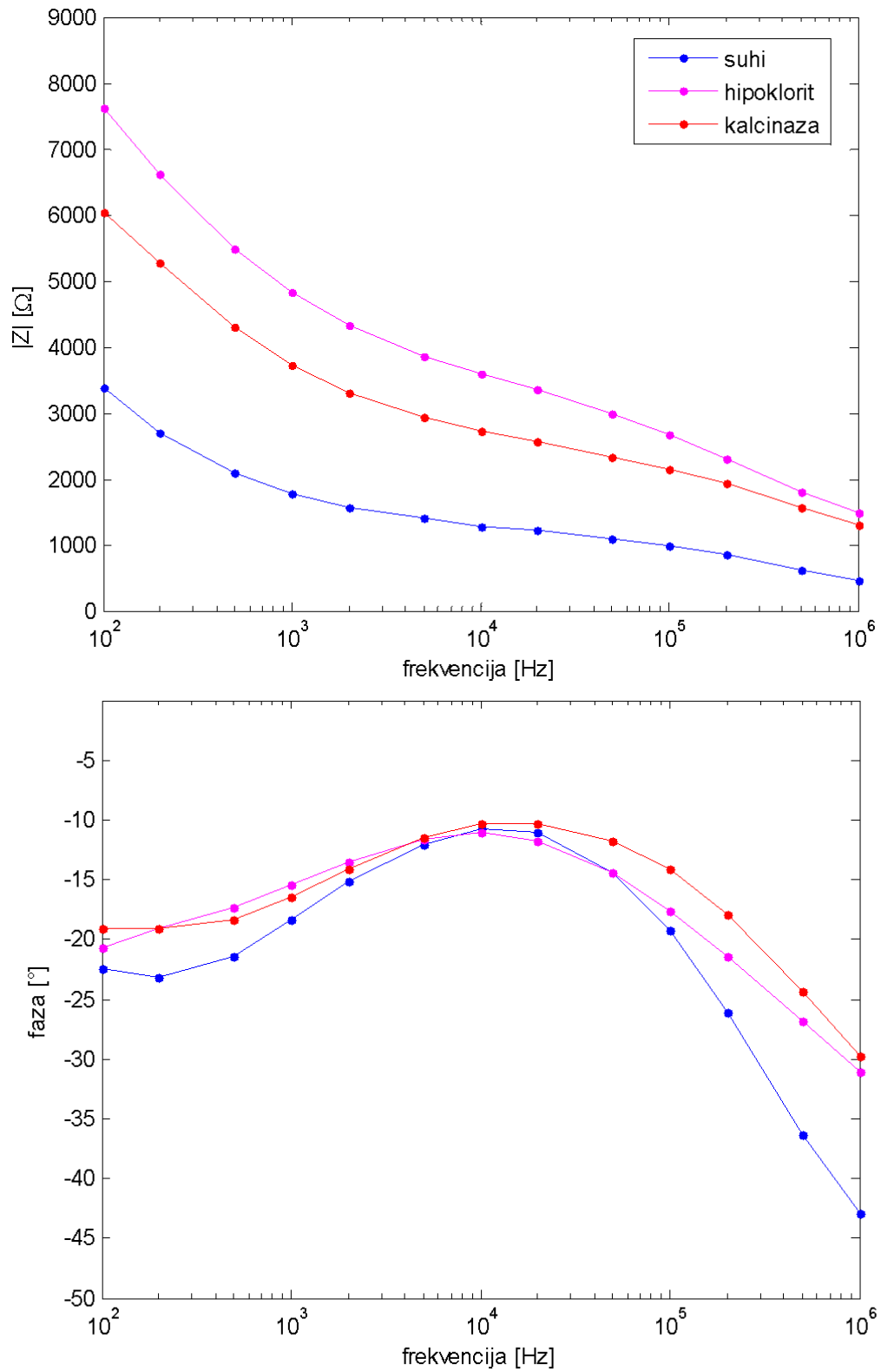
Pomak polova vidljiv je i u Nyquistovom dijagramu na slici 3.4. Za slučaj instrumenta u kanalu frekvencijske točke se ravnomjernije rasprostranjene duž krivulje, dok su na apeksu i preko apeksa one zgusnute na višim frekvencijama, odnosno području modulom manjih impedancija.



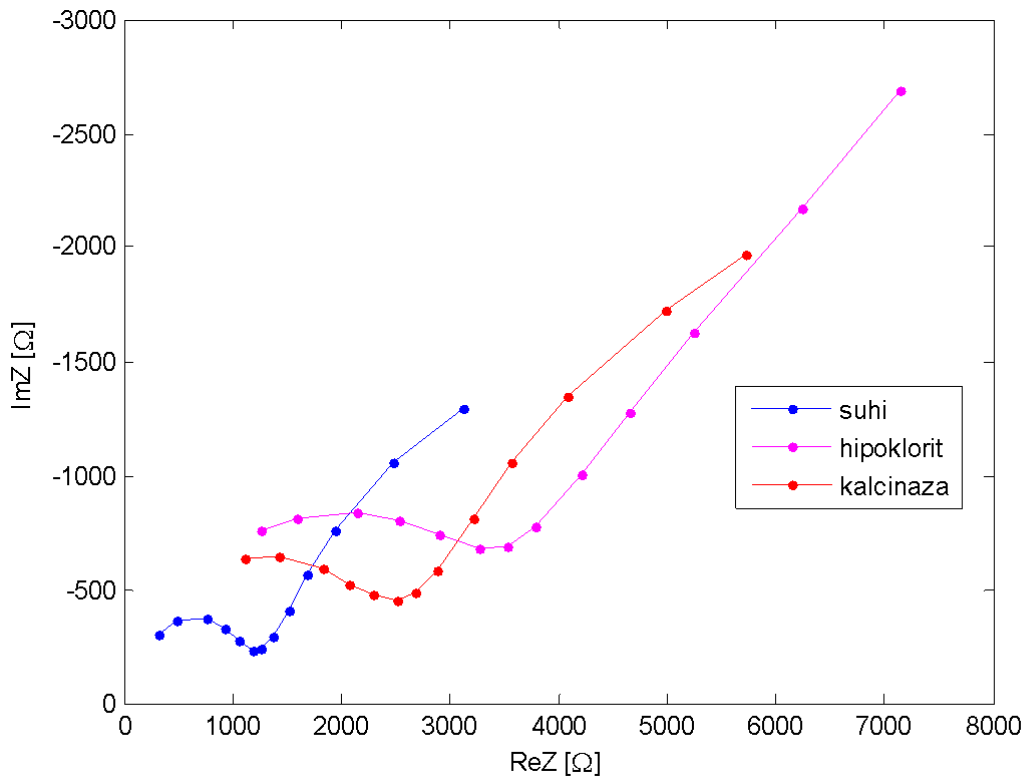
**Slika 3.4. Nyquistov prikaz impedancije korijenskoga kanala zuba uronjenog u fiziološku otopinu pri različitim položajima instrumenta u kanalu.**

Ispitana je ovisnost izmjerenog impedancijskog spektra o vodljivosti elektrolita koji se nalazi korijenskom kanalu u slučaju modela zuba u fiziološkoj otopini i alginatu. Dobiven je relativno mali utjecaj elektrolita na položaj polova u frekvencijskom spektru impedancije te znatan utjecaj na modul ostvarene impedancije, koji općenito opada s porastom vodljivosti elektrolita, posebice na nižim frekvencijama.

Pri mjerenju utjecaja vodljivosti elektrolita u kanalu na impedanciju u slučaju modela zuba u fiziološkoj otopini (slike 3.5 i 3.6) je uočen problem s ponovljivosti mjerenja. Pri uzastopnim mjerenjima na istom korijenskom kanalu se rijetko postižu jednaki iznosi impedancije, a moguće su i situacije kada se pri mjerenju na posušanom kanalu dobiju impedancije manjeg iznosa nego u slučaju prisustva vodljivog elektrolita u kanalu. Osim vodljivosti samog elektrolita, ukupna impedancija kanala ovisi o količini sredstva u kanalu te ostvarenoj dodirnoj površini na aktivnu elektrodu. Bitan čimbenik u postupku mjerenja je i trajanje mjernog postupka, od aplikacije željenog sredstva u kanal do početka, odnosno završetka mjerenja budući da s vremenom u kanal može prodrijeti određena količina fiziološke otopine, što posebno narušava rezultate na posušanom kanalu. Stoga je za usporedna mjerenja potrebno provesti veći broj mjerenja provedenih neposredno nakon apliciranja željenog sredstva ili sušenja korijenskoga kanala.



Slika 3.5. Modul i fazni kut impedancije korijenskoga kanala zuba uronjenog u fiziološku otopinu pri različitim sredstvima u kanalu.

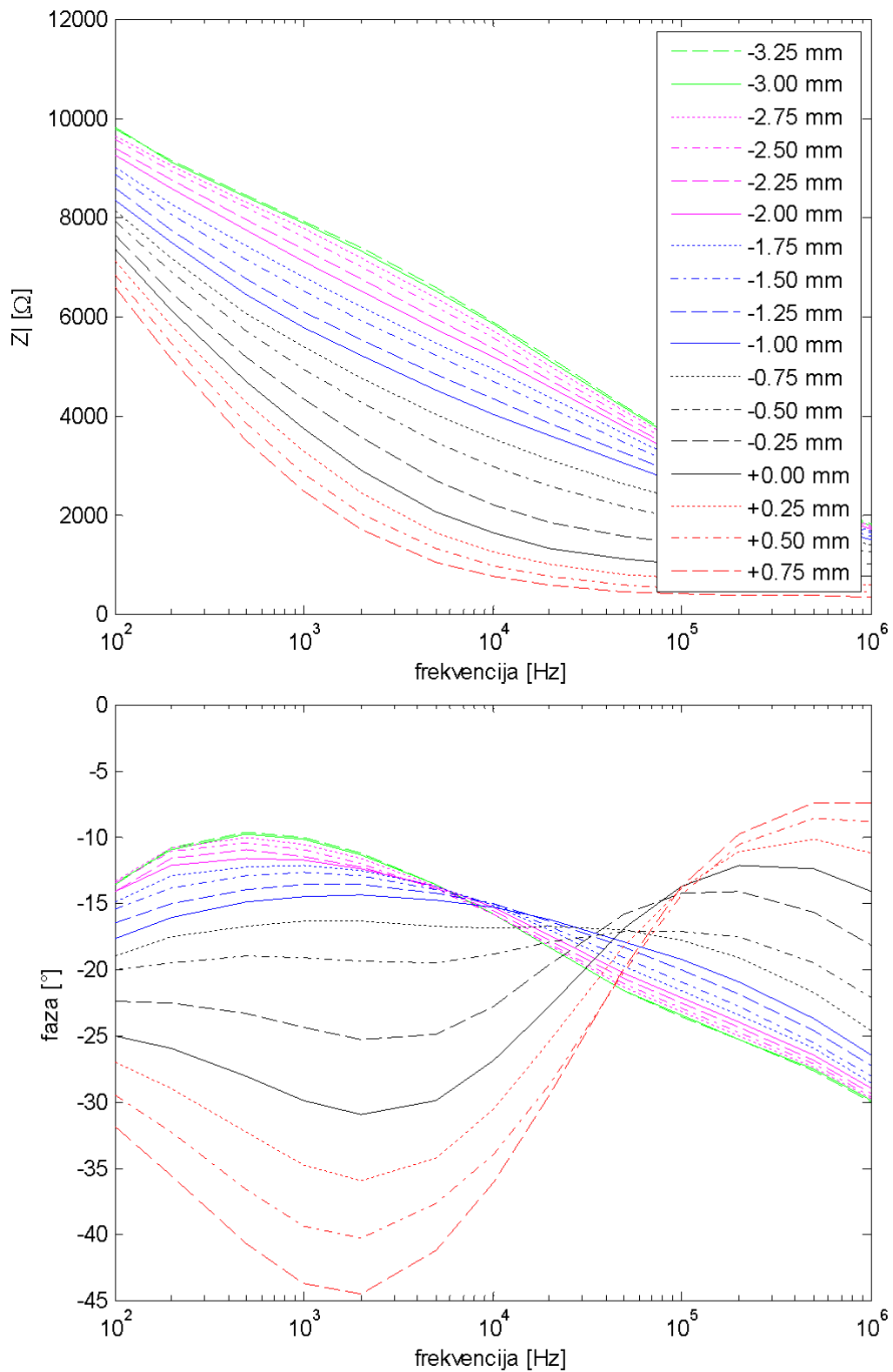


**Slika 3.6. Nyquistov prikaz impedancije korijenskoga kanala zuba uronjenog u fiziološku otopinu pri različitim sredstvima u kanalu.**

Na slikama 3.7 i 3.8 su ilustrirani rezultati mjerenja impedancije na primjeru jednog relativno uskog i u apikalnoj regiji svinutog korijenskoga kanala uronjenom u alginat za uzimanje odljevka zuba. Broj pomaka na kojima je izmjeren impedancijski spektar je povećan budući je to u ovom slučaju omogućeno korištenjem mikrometarskog vijka.

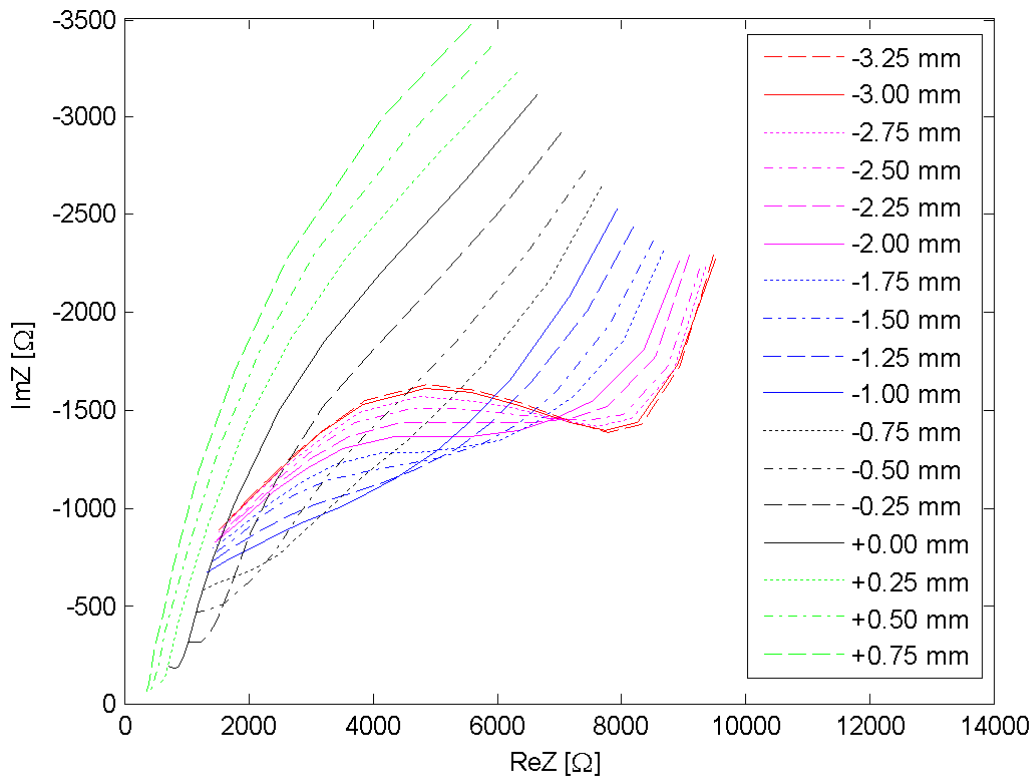
Budući su ovdje prikazana mjerenja za više položaja dublje u korijenskom kanalu, puno je izraženija pojava promjene oblika krivulje impedancije, koja se u području srednjih frekvencija prikazanog spektra mijenja iz konkavnog – kada je instrument u kanalu prema konveksnom – kada se instrument približava apeksu ili prolazi kroz njega.

Na primjeru kanala čija je impedancija prikazana na slici možemo uočiti blaži kapacitivni efekt na najvišim frekvencijama (iznad nekoliko stotina kiloherca) nego je to bio slučaj za fiziološku otopinu – modul impedancije ne povećava dodatno nagib prije frekvencije od 1 MHz, odnosno fazna karakteristika na visokim frekvencijama ne dobiva dodatnu komponentu prema  $-90^\circ$ . Fazna karakteristika je najosjetljivija na pomak instrumenta na frekvenciji od nekoliko kiloherca, dok najmanju ovisnost pokazuje na približno 50 kHz.



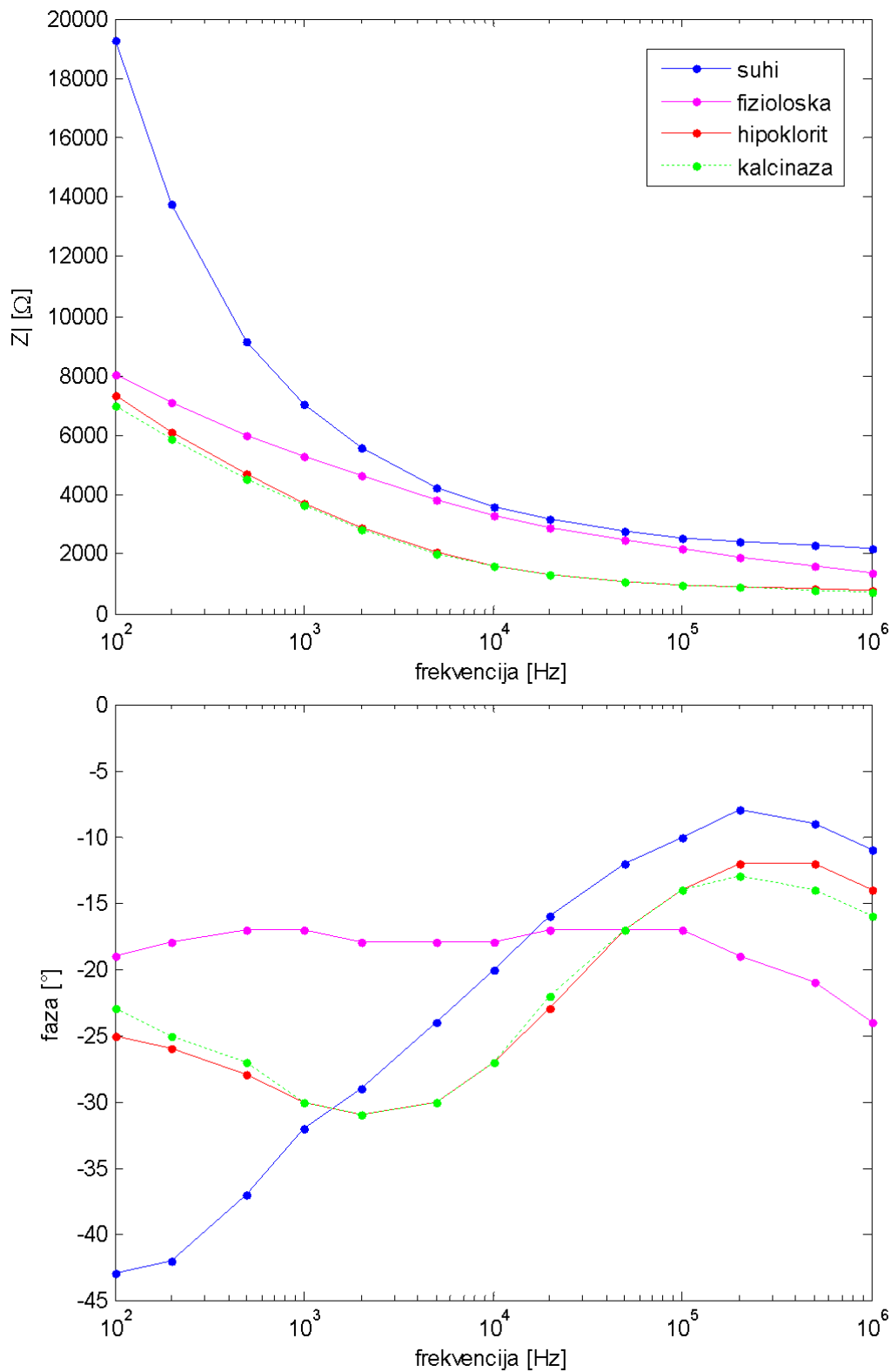
**Slika 3.7. Modul i fazni kut impedancije korijenskoga kanala zuba u alginatu pri različitim položajima instrumenta u kanalu, mjereno uz prisustvo natrijevog hipoklorita.**



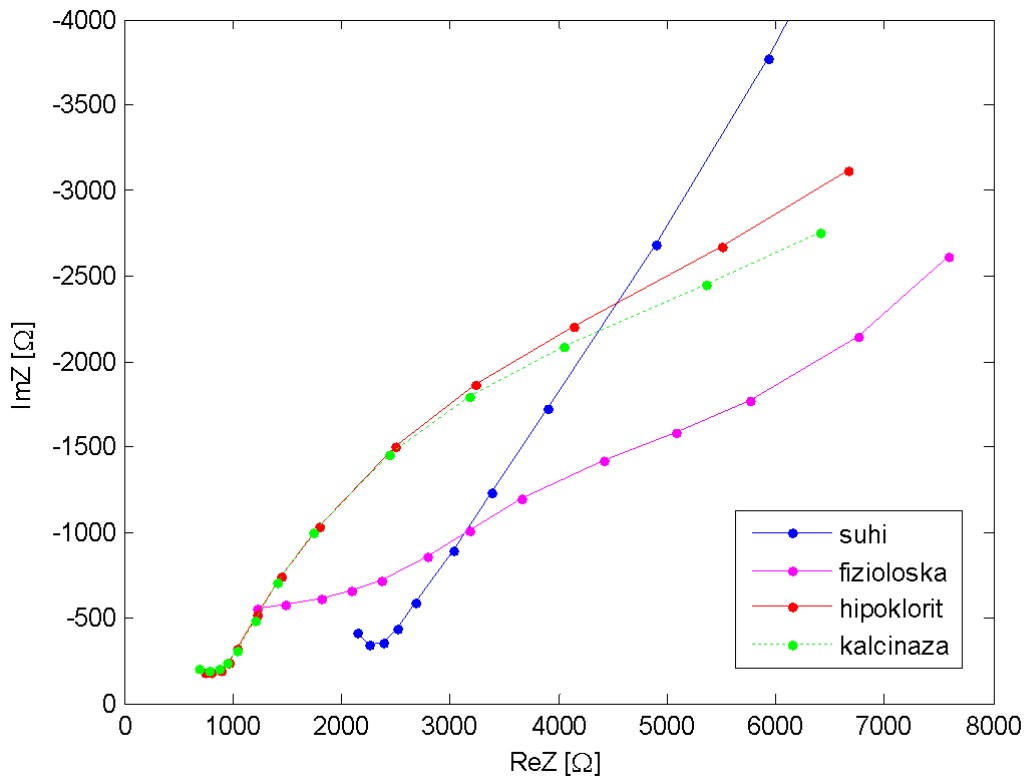


**Slika 3.8. Nyquistov prikaz impedancije korijenskoga kanala zuba u alginatu pri različitim položajima instrumenta u kanalu, mjereno uz prisustvo natrijevog hipoklorita.**

Slike 3.9 i 3.10 prikazuju utjecaj sredstva na impedancijski spektar modela u alginatu. Također se uočava manji kapacitivni utjecaj na frekvencijama iznad nekoliko stotina kiloherca nego u slučaju modela u fiziološkoj otopini. Dodatno je u ovom slučaju vidljiv značajan porast impedancije na niskim frekvencijama za slučaj posušenog kanala u odnosu na slučajeve s prisutnim elektrolitom.



**Slika 3.9. Modul i fazni kut impedancije korijenskoga kanala zuba u alginatu na apeksu pri različitim sredstvima u kanalu.**

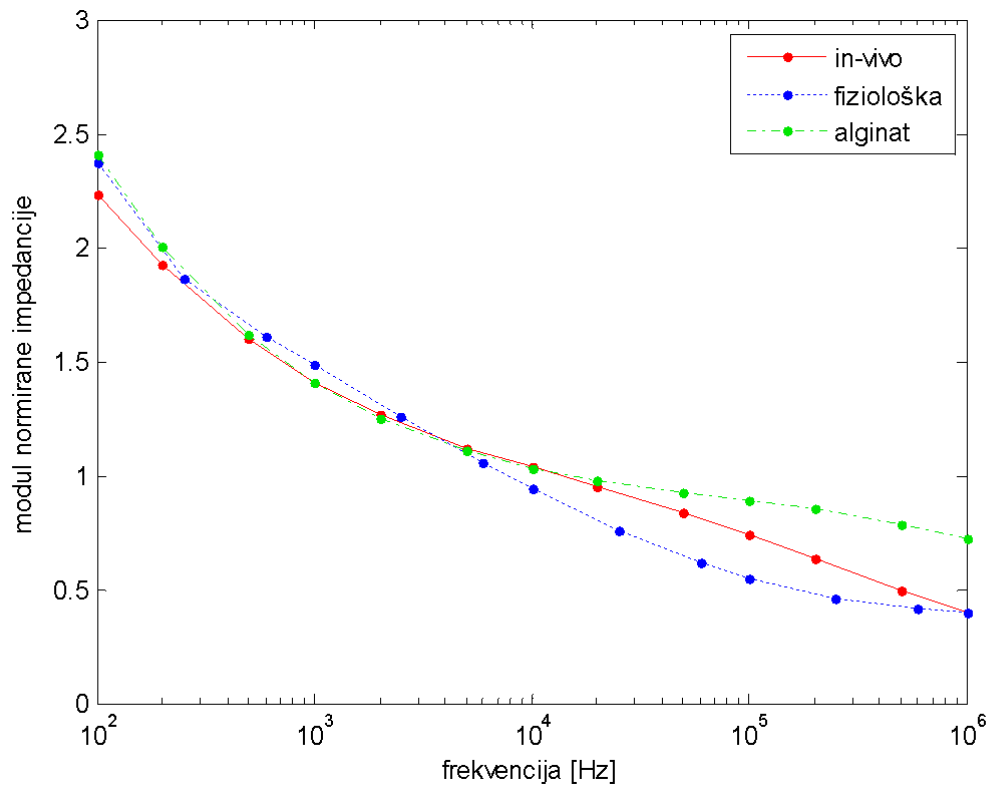


Slika 3.10. Nyquistov prikaz impedancije korijenskoga kanala zuba u alginatu na apeksu pri različitim sredstvima u kanalu.

### 3.4 Usporedba fizičkih modela

Da bismo odredili koji od fizičkih modela bolje opisuje stvarnu situaciju uspoređujemo dobivena mjerenja s mjerenjima prikupljenima *in vivo* kao referentnim mjerenjima.

Usporedit ćemo srednju vrijednost impedancijskog spektra s referentnim mjerenjima na pacijentima. Zbog rasipanja apsolutnih iznosa impedancija između pojedinih kanala, moduli impedancije su podijeljeni s geometrijskom srednjom vrijednošću impedancije u čitavom spektru za svaki kanal posebno. Nakon ovakvog skaliranja njihove vrijednosti su usrednjene za sve mjerene korijenske kanale na položaju apeksa. Na slici 3.11 je prikazana frekvencijska ovisnost ovako normirane impedancije za fizičke modele sa fiziološkom otopinom i alginatom u usporedbi sa referentnim mjerenjem.



**Slika 3.11. Srednje vrijednosti normiranih impedancijskih spektara za fizički model s fiziološkom otopinom i alginatom u odnosu na *in vivo* mjerenja na apeksu.**

Na slici se vidi da alginat puno bolje prati oblik referentnog spektra nego je to slučaj s fiziološkom otopinom. Nagib karakteristike se podudara s referentnim mjerenjem sve do frekvencija od stotinjak kiloherca. Na najnižim pak frekvencijama (do nekoliko stotina herca) oba modela – s fiziološkom otopinom i s alginatom pokazuju blago veći nagib od referentnog.

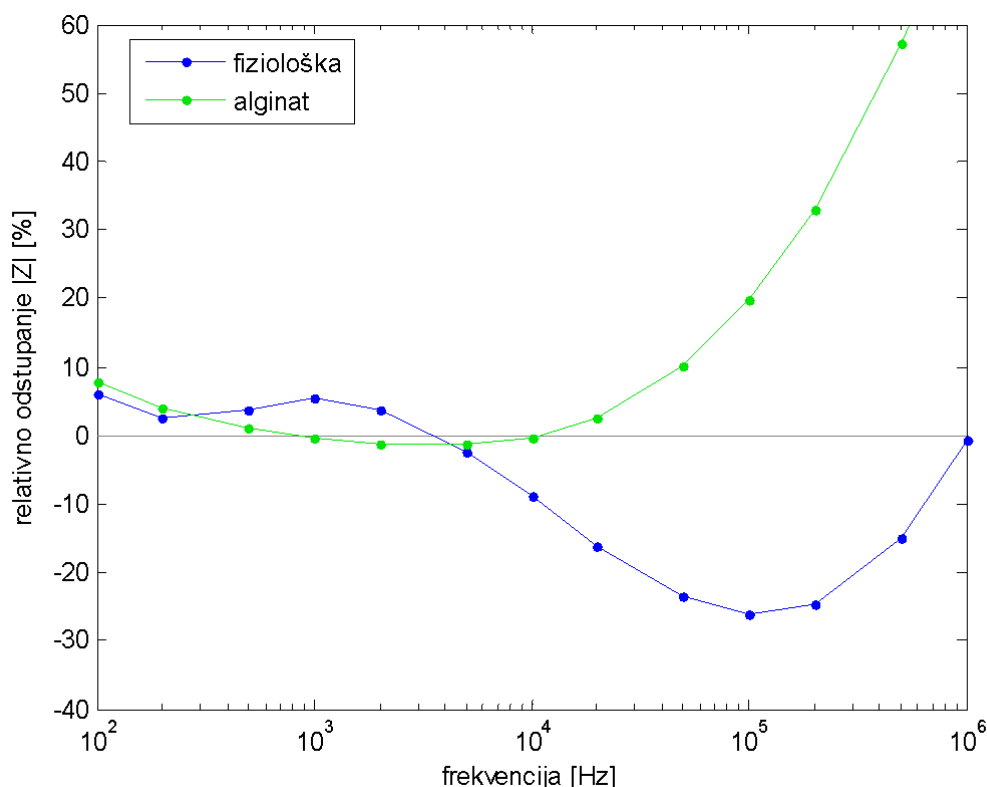
Većina današnjih mjernih metoda i elektroničkih lokatora apeksa svoj rad zasnivaju na mjerenju impedancije u frekvencijskom području između jednog i nekoliko desetaka kiloherca. Stoga su zbog bolje usporedbe fizičkih modela njihove srednje normirane impedancije dodatno skalirane kako bi najbolje aproksimirale referentne podatke upravo u ovom pojasu frekvencija. Skaliranje je provedeno množenjem čitavog impedancijskog spektra s konstantom iterativno odabranom upravo tako da je pogreška aproksimacije modela minimalna. Minimizirano je srednje kvadratno odstupanje modula impedancije između 1 kHz i 20 kHz. Koeficijent skaliranja kojim je postignuto najmanje odstupanje te realizirano efektivno odstupanje pojedinih modela u odnosu na referentne podatke prikazani su u tablici 3.1.

**Tablica 3.1. Usporedba srednjih kvadratnih odstupanja normiranih impedancija fizičkih modela u pojedinim frekvencijskim područjima na apeksu.**

fizički <i>in vitro</i> model	koeficijent skaliranja	mjera odstupanja u pojedinim frekvencijskim područjima			
		1 kHz - 20 kHz	<1 kHz	>20 kHz	100 Hz – 1 MHz
model u fiziološkoj otopini	3.86	0.0916	0.0951	0.1546	0.1218
model na alginatu	0.741	0.0145	0.1033	0.2131	0.1415
omjer odstupanja fiziološka / alginat		6.6489	0.9212	0.7256	0.8610

Fizički model na alginatu pokazao je 6 puta manje odstupanje od modela u fiziološkoj otopini u najvažnijem frekvencijskom području (1-20 kHz). Na niskim frekvencijama (<1 kHz) model u fiziološkoj otopini se pokazao nešto boljim (1.1 puta), kao i na visokim frekvencijama (>20 kHz) gdje se pokazao znatno boljim (1.4 puta) u odnosu na model na alginatu.

Na slici 3.12 je prikazana frekvencijska ovisnost relativne pogreške skaliranih srednjih vrijednosti normirane impedancije pojedinih modela u odnosu na referentna *in vivo* mjerenja na položaju apeksa.



**Slika 3.12. Frekvencijska ovisnost relativne pogreške impedancije pojedinih fizičkih modela na položaju apeksa.**

Graf potvrđuje da model na alginatu puno bolje reprezentira referentna mjerenja na srednjim frekvencijama od modela u fiziološkoj otopini. Pogreška modela na alginatu iznosom dostiže pogrešku modela u fiziološkoj otopini tek na frekvencijama ispod 150 Hz i iznad 150 kHz.

Pogreške pojedinih fizičkih modela su ovdje prikazane za endodontski instrument na položaju apeksa. Za ostale položaje instrumenta dobivene su slične karakteristike te se stoga utjecaj pomaka i sredstva u kanalu na pogrešku impedancijskog spektra modela ovdje neće detaljnije analizirati.

Odabirom modela se pravi kompromis između točnosti modela u čitavom frekvencijskom području i području od užeg interesa. Model u fiziološkoj otopini je općenito pokazao 16 % bolje karakteristike u čitavom spektru (tablica 3.1), ali je zato u najvažnijem frekvencijskom području (1-20 kHz) model na alginatu 6 puta bolji.

Premda je cilj ovog rada odrediti nadomjesni model zuba u čim širem frekvencijskom području, za što je poželjno koristiti model koji dobro opisuje karakteristike kako na najnižim, tako i na najvišim frekvencijama, jednako je tako važno da takav model zuba na bitnim frekvencijama čim bolje odgovara stvarnom korijenskom kanalu. Iz tog se razloga ipak u ovom radu preferira uporaba modela na alginatu.

Također su bile demonstrirane poteškoće koje su nastajale pri individualnom mjerenju na modelu u fiziološkoj otopini. Fiziološka otopina iz okolnog prostora polako prodire u korijenski kanal, čime se mijenjaju svojstva kanala, kao i dodirna površina endodontskog instrumenta na elektrolit u kanalu. Dobivena impedancija bi se mijenjala ovisno o vremenu koje je proteklo između posušivanja korijenskoga kanala tj. njegovog tretiranja željenim sredstvom i trenutku mjerenja impedancije na pojedinim frekvencijama, te ovisno o dubini koliko je zub uronjen u medij, o širini kanala na apikalnom suženju i ostalim faktorima. Opisana pojava moguća je i u slučaju modela na alginatu, ali je praksa pokazala da je izražena u znatno manjoj mjeri. Ovi razlozi također podržavaju odabir alginata za fizički model.

Nameće se pitanje zašto za daljnje istraživanje ne koristiti dostupna *in vivo* mjerenja, koja su u ovom poglavlju služila kao referentna mjerenja u odnosu na koje smo iskazali pogrešku pojedinih modela. Odgovor leži u činjenici što je takva mjerenja na pokazuju dovoljno detaljno utjecaj jednog parametra (npr. sredstva u kanalu ili pomaka igle) držeći ostale parametre nepromijenjene. Također zbog praktičnosti provedbe takva mjerenja ne uračunavaju sve utjecajne veličine na jednom korijenskom kanalu jer bi takvo ispitivanje bilo jako dugotrajno i nepoželjno za pacijenta. Također nije izvediva niti ponovljivost koju omogućuje mikrometarski vijak. Ovo su ukratko razlozi zbog kojih je daljnje ispitivanje ipak potrebno provesti na fizičkom modelu, premda raspoložemo određenim brojem mjerenja *in vivo*, koja mogu poslužiti samo za verifikaciju dobivenih rješenja.

## 4 Modeliranje impedancije korijenskoga kanala zuba metodom konačnih elemenata

---

### 4.1 Implementacija metode konačnih elemenata

Impedancijom korijenskoga kanala zuba podrazumijeva se ukupna impedancija od aktivne elektrode (smještene u korijenskom kanalu zuba na određenoj dubini) sve do neutralne elektrode (smještene na usnoj sluznici). Ova impedancija ovisi o električnim svojstvima i obliku tkiva koja izgrađuju korijen zuba, ali i o električnim svojstvima, obliku i geometrijskom rasporedu okolnih tkiva te o impedanciji mjernih elektroda. Poznavajući svojstva tkiva i njihov oblik, impedanciju korijenskoga kanala zuba moguće je izračunati metodom konačnih elemenata (engl. *Finite Element Method*).

Radi se o numeričkom računalnom postupku izračuna približnog rješenja sustava parcijalnih diferencijalnih jednadžbi koji nastaje razbijanjem geometrije modela u konačan broj točaka u kojima su definirane nepoznate varijable polja. Svaka točka tako diskretiziranog prostora povezana je svojom parcijalnom diferencijalnom jednadžbom sa svojstvima prostora (materijala) u toj točki, kao i sa stanjem varijabli u susjednim točkama u prostoru.

Metoda je razvijena u četrdesetim godinama prošloga stoljeća, ali je zamah u primjeni doživjela s razvojem računalne tehnologije. Za rješavanje zadaća u elektromagnetizmu koristi se od sredine šezdesetih, od kada je svoju primjenu našla u rješavanju zadaća elektrostatike, računanju raspodjele struje, magnetskih polja, elektromagnetskih polja i električnih krugova. Do danas je razvijeno više programskih paketa koji omogućuju implementaciju ove metode za rješavanje različitih zadaća, od kojih je u ovom radu korišten *Comsol Multiphysics*.

Postupak analize metodom konačnih elemenata se sastoji od sljedećih koraka:

- definiranje problema, idealiziranje fizikalnih pojava i geometrije
- diskretizacija geometrije (domene rješenja) u konačan broj elemenata,
- pronalaženje jednadžbe koja opisuje svaki pojedini element,
- sakupljanje jednadžbi svih elemenata geometrije u zajednički sustav,
- rješavanje sustava jednadžbi,
- prikaz i obrada dobivenih rezultata

Nakon definiranja geometrije modela u prostoru, potrebno ga je razdijeliti na manje elemente jednostavnog oblika. Uloga razbijanja geometrije modela na geometrijski male dijelove koji se međusobno ne preklapaju je podjela složenog matematičkog modela na komponente, takozvane elemente. Odziv svakog takvog elementa može se puno jednostavnije matematički opisati nego bi to bio slučaj za kompletnu geometriju. Ukoliko elementi dobro predstavljaju ukupnu geometriju, skup dobivenih odziva svih elemenata odgovara aproksimaciji odziva cjelokupnog sustava. Diskretizacija domene postiže se postupkom stvaranja mreže konačnih elemenata (engl. *meshing*). Pri tome je izuzetno važan parametar gustoća prostornog rastera

odnosno ukupan broj elemenata mreže. Previše mali malo elemenata, odnosno grubo diskretizirana geometrija rezultira numeričkim pogreškama u odnosu na stvarni model, dok preveliki broj elemenata drastično povećava računalne zahtjeve za postupak rješavanja sustava ili čak potpuno onemogućuje izračun. Generiranje mreže se najčešće provodi najprije grubljim rasterom, koji se nakon toga profinjuje na područjima od interesa. Profinjenoje ima dvostruku ulogu – postoje geometrijski i matematički razlozi. Geometrijski razlozi se odnose na kvalitetu aproksimacije stvarne geometrije. Tipičan primjer je razbijanje kružnice na konačan broj ravnih linija – koristeći veći broj kraćih linija dobiva se bolja aproksimacija željene geometrije. Slična je situacija u slučaju dijela geometrije koji sadrži više detalja. Drugi je razlog povećanju broja točaka matematičke prirode. Budući da metodom konačnih elemenata računamo vrijednosti polja samo u diskretnim točkama prostora, na mjestima gdje se očekuju veći gradijenti polja treba koristiti finiju prostornu rasterizaciju, odnosno sitnije elemente. U protivnom dolazi do numeričke pogreške u proračunu budući da se polje između susjednih točaka u prostoru više ne može dobro opisati jednostavnom funkcijom koju pretpostavlja pojednostavljeni matematički model metode konačnih elemenata.

*Comsol Multiphysics* omogućuje implementaciju metode konačnih elemenata. Njegovo korisničko sučelje omogućuje kreiranje geometrije modela, definiranje fizikalnih svojstava pojedinih subdomena, diskretizaciju u konačan broj elemenata u prostoru, postavljanje parametara za rješavanje diferencijalnih jednadžbi modela, rješavanje problema te prikaz rješenja. Program omogućuje rješavanje parcijalnih diferencijalnih jednadžbi, a za potrebe razvoja modela prilagođenog konkretnoj grani fizike koriste različiti moduli. Na ovaj način su podržane grane kao što su prijenos topline, dinamika fluida, elektromagnetizam, akustika, biologija, kemija, itd.

Predefinirani moduli omogućuju automatsko generiranje parcijalnih diferencijalnih jednadžbi za najčešće probleme, dok specifične korisnik može sam unijeti prema potrebi. Programski alat prepoznaje i postavlja parcijalne diferencijalne jednadžbe na temelju opisa geometrije modela i fizikalnih svojstava te rubnih uvjeta na pojedinim dijelovima prostora, ploha, rubova ili točaka u modelu. Unos geometrije modela u *Comsol Multiphysics* moguć je i korištenjem CAD (engl. *Computer-Aided Design*) datoteka, no budući da je u svrhu kreiranja sustava jednadžbi potreban egzaktn matematički opis pojednostavljene geometrije modela, pri ovakvom unosu je potreban oprez kako bi geometrija i fizikalna svojstva modela bila jednoznačno definirana u svakoj točki prostora te bez suvišnih detalja koji nemaju značajan utjecaj na traženo rješenje, a kompliciraju postupak generiranja mreže i izračun.

U ovom je radu korišten *Quasi-Static, Electric* aplikacijski mod rada AC/DC modula u kojemu je odabrana *Electric Currents – Time Harmonic* analiza. Najprije je korišten jedan aplikacijski mod, a s razvojem modela (poglavlje 4.4.1.5) je paralelno korišteno više istovrsnih aplikacijskih modova u jednom modelu. Kvazi-statički modul omogućuje implementaciju diferencijalnih jednadžbi koje opisuju vodljive i dielektrične materijale uz zanemarivu vezu između električnog i magnetskog polja. *Time Harmonic* analiza omogućuje izračun rješenja u stacionarnom stanju uz sinusoidnu pobudu uz zanemarenje prijelaznih pojava. Također je moguće korištenje i više različitih aplikacijskih modova za realizaciju specifičnih zadata u kojima postoji interakcija među različitim fizikalnim pojavama (npr. veza zagrijavanja i impedancije),



no ove mogućnosti nisku korištene pri modeliranju impedancije korijenskoga kanala zuba.

U korištenom aplikacijskom modu moguće je modelirati nehomogena i anizotropna svojstva materijala s gubitcima. Modul omogućuje rješavanje jednodimenzionalnih i dvodimenzionalnih (simetričnih ili osnosimetričnih) te trodimenzionalnih zadaća. Proračun električnog polja temelji se na rješavanju jednadžbe kontinuiteta potencijala (Gaussov zakon, poglavlje 4.2.1).

Programski paket *Comsol Multiphysics* podržava direktne i iterativne metode rješavanja jednadžbi modela. Direktne metode su UMFPAK, SPOOLES, PARDISO i TAUCS, a baziraju se na LU faktorizaciji. Iterativne metode funkcioniraju na temelju uzastopnih korekcija početne pretpostavke, koje se prekida nakon što rješenje konvergira (zanemariva promjena između uzastopnih koraka iteracije). Podržane iterativne metode su GMRES, FGMRES, konjugirani gradijenti i BiCG. Sve metode su metode Krilovljevog potprostora. Kod iterativnih metoda je važno predkondicioniranje pri čemu je kondicijski broj matrice  $A$  definiran kao umnožak te matrice i njenog inverza. Poželjno je da taj broj bude što bliži jedinici. Stoga se matrica  $A$  množi predkondicijskom matricom  $M$  pri čemu to množenje može biti s lijeve, desne ili s obje strane. Podržane metode predkondicioniranja su *multigrid* predkondicioniranje, SSOR, SOR, SORU i dijagonalno skaliranje. Za potrebe ovog rada korištena je direktna UMFPAK metoda.

Nakon izračuna rješenja sustava jednadžbi, *Comsol Multiphysics* omogućuje široku paletu načina prikaza dobivenih rezultata. Premda su varijable metodom konačnih elemenata dobivene u prostorno diskretnom, obično pregrubom rasporedu za potrebe prikaza, vrijednosti tih varijabli se interpoliraju u prostoru između točaka mreže. Interpolacija je linearna za konačne elemente prvog reda (engl. *no mid-side nodes*). Ako se eksplicitno zada viši, npr. drugi red elemenata (engl. *mid-side nodes*) interpolacija stanja između elemenata će biti kvadratična.

## **4.2 Dielektrični model bioloških tkiva**

Dielektrična su svojstva bioloških tkiva predmet istraživanja već duže od stoljeća. Pojave do kojih dolazi na različitim frekvencijama kod dielektričnih svojstava tkiva su detaljno istražene i dokumentirane u znanstvenoj literaturi. Današnja istraživanja ponajviše su potaknuta kreiranjem vjerodostojne baze dielektričnih svojstava svih tkiva u ljudskom organizmu, a primarno u svrhu studija elektromagnetske dozimetrije. Jednu takvu široko korištenu bazu objavili su Gabriel i sur. još 1996.

Pod pojmom dielektrična svojstva podrazumijevaju se električna vodljivost i permitivnost. Kod mnogih materijala, pa tako i bioloških tkiva ovi su parametri frekvencijski ovisni. Uslijed tromosti promjene orijentacije električnih dipola i nosioca naboja dolazi do pojave relaksacije. Relaksacija je proces koji se odvija u materijalu kao odziv na skokovitu promjenu narinutog električnog polja [36,83,95-101]. Relaksacija se odvija u vremenskoj domeni, a opisuje se relaksacijskim vremenom. Zbog relaksacije u materijalu dielektrička svojstva materijala postaju frekvencijski ovisna. Nastala frekvencijska ovisnost dielektričnih svojstava materijala naziva se disperzija. Disperzija dielektričnih svojstava u frekvencijskoj domeni odgovara pojavi

relaksacije u vremenu. Na niskim frekvencijama dipoli svojom orijentacijom lako slijede narinuto električno polje (visoka permitivnost), a nositelji naboja prevaljuju relativno velike udaljenosti prije promjene smjera. Pritom naboj prolazi kroz električki heterogen materijal što smanjuje njegovu vodljivost. Na niskim je frekvencijama stoga permitivnost visoka, a vodljivost niska. Porastom frekvencije orijentacija dipola teže podliježe narinutom električnom polju umanjujući time permitivnost, dok nosioci naboja prevaljuju sve kraći put povećavajući time vodljivost. Kod bioloških tkiva postoje tri osnovne odnosno dominantne disperzije nazvane  $\alpha$ ,  $\beta$  i  $\gamma$  disperzijama [98]. Na frekvencijama između mHz i kHz dolazi do  $\alpha$ -disperzije, koja nastaje uslijed polarizacije protuiona (engl. *counterion*) duž staničnih stijenki. Uzrok  $\alpha$ -disperzije također mogu biti i aktivne pojave do kojih dolazi na staničnoj stijenki, kao npr. otvaranje pora. Do  $\beta$ -disperzije dolazi na frekvencijama između 100 kHz i 100 MHz, a javlja se uslijed kapacitivnog djelovanja staničnih membrana koje na niskim frekvencijama razdvajaju unutarstanični od izvanstaničnog prostora različitih dielektričnih svojstava. Uzrok  $\beta$ -disperzije mogu biti i membrane staničnih organela ili odziv makromolekula poput proteina. Na frekvencijama između 100 MHz i 100 GHz se manifestira  $\gamma$ -disperzija uzrokovana pojavama u polarnom mediju kao što su voda, sol ili proteini [98].

Za istosmjernu se pak struju javlja rezidualna ili DC komponenta vodljivosti koja nastaje uslijed transporta znatno dalekosežnijeg dometa nego je to u slučaju izmjenične struje.

Frekvencijski opseg od interesa u ovom radu nalazi se u području  $\alpha$  i djelomično  $\beta$ -disperzije.

#### 4.2.1 Pojam kompleksne permitivnosti

Za opis makroskopskih otpornih pojava u vodičima i kapacitivnih u dielektricima standardno se koriste realne veličine: specifična vodljivost  $\sigma$  i relativna permitivnost  $\varepsilon_r$ . U slučaju istosmjernih polja govorimo o statičkoj vodljivosti i permitivnosti, dok u širem frekvencijskom području ovi parametri postaju frekvencijski ovisni.

U slučaju dielektrika bez gubitaka specifična vodljivost je nula, a kapacitivno ponašanje određeno je njegovom permitivnošću koja je frekvencijski ovisna realna veličina. Vektor električnog pomaka  $\mathbf{D}$  (engl. *electric displacement field*) tada je definiran kao:

$$\mathbf{D} = \varepsilon_0 \mathbf{E} + \mathbf{P}, \quad (4.1)$$

pri čemu je  $\varepsilon_0$  permitivnost vakuumu,  $\mathbf{E}$  vektor električnog polja, a  $\mathbf{P}$  električna polarizacija. Za linearan, homogeni, izotropni dielektrik je električna polarizacija  $\mathbf{P}$  definirana je izrazom:

$$\mathbf{P} = \varepsilon_0 \chi_e \mathbf{E}, \quad (4.2)$$

pri čemu je  $\chi_e$  susceptibilnost materijala. Iznos polja vezan je s prostornom gustoćom naboja putem Gaussovog zakona (divergencija električnog pomaka jednaka je gustoći prostornog naboja) i Ampère-Maxwellove jednadžbe (koja povezuje električni pomak s magnetskim poljem) kako slijedi:

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho, \quad (4.3)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}, \quad (4.4)$$

pri čemu je  $\rho$  prostorna gustoća naboja,  $\mathbf{H}$  magnetsko polje,  $\mathbf{J}$  gustoća struje i  $\mathbf{D}$  električni pomak.

Na relativno niskim frekvencijama (kao što je slučaj u ovom radu pri modeliranju električnih svojstava zuba između 100 Hz i 1 MHz) možemo zanemariti utjecaj magnetskog polja  $\mathbf{H}$  na iznos električnog polja i obratno (što omogućava korištenje *Quasi Static, Electric* modula u *Comsol Multiphysics*) te vrijedi:

$$\mathbf{D} = \varepsilon_0 (1 + \chi_e) \mathbf{E} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}, \quad (4.5)$$

$$\mathbf{J}_D = \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}, \quad (4.6)$$

pri čemu je  $\mathbf{J}_D$  gustoća struje pomaka u dielektriku. Uočimo da za sinusoidnu uzбудu  $\mathbf{E}$  na kružnoj frekvenciji  $\omega$  za fazor gustoće struje pomaka vrijedi:

$$\mathbf{J}_D = j\omega \cdot \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}. \quad (4.7)$$

U slučaju kada dielektrik dodatno ima i gubitke, za njih vrijedi Ohmov zakon koji se može zapisati u obliku:

$$\mathbf{J}_\sigma = \sigma \mathbf{E}, \quad (4.8)$$

pri čemu je  $\mathbf{J}_\sigma$  gustoća struje gubitaka (koja je fazno okomita u odnosu na struju pomaka),  $\sigma$  specifična vodljivost materijala,  $\mathbf{E}$  električno polje. Uz pretpostavku sinusoidne pobude na kružnoj frekvenciji  $\omega$  moguće je zbrojiti fazore struje pomaka i struje gubitaka, pa za ukupnu gustoću struje na toj frekvenciji tada vrijedi:

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}_\sigma + j\omega \cdot \mathbf{J}_D = (\sigma + j\omega \cdot \varepsilon_0 \varepsilon_r) \mathbf{E}. \quad (4.9)$$

Uspoređujući jednadžbu 4.9 s jednadžbom za gustoću struje pomaka 4.7 ili struje gubitaka 4.8 dolazi se do zaključka da se poopćivanjem jednog od parametara parametra (bilo  $\sigma$  ili  $\varepsilon_r$ ) u iz realne u kompleksnu domenu mogu obuhvatiti obje komponente struje samo jednim parametrom. Uvriježeno je proširenje relativne permitivnosti u kompleksnu domenu, pri čemu kompleksna relativna permitivnost opisuje i dielektrične i omske pojave u materijalu na promatranoj frekvenciji:

$$j\omega \cdot \varepsilon_0 \hat{\varepsilon}_r = \sigma + j\omega \cdot \varepsilon_0 \varepsilon_r, \quad (4.10)$$

odnosno

$$\hat{\varepsilon}_r = \varepsilon_r + \frac{\sigma}{j\omega \cdot \varepsilon_0} = \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \cdot \varepsilon_0}. \quad (4.11)$$

Također vrijede inverzne formule:

$$\sigma = -\text{Im}\{\hat{\varepsilon}_r\} \cdot \omega \varepsilon_0, \quad (4.12)$$

$$\varepsilon_r = \text{Re}\{\hat{\varepsilon}_r\}, \quad (4.13)$$

pri čemu  $\text{Re}\{\hat{\varepsilon}_r\}$  i  $\text{Im}\{\hat{\varepsilon}_r\}$  označavaju realni i imaginarni dio kompleksne permitivnosti.

Uz kompleksnu permitivnost definiranu jednadžbom 4.10 odnosno 4.11 Gaussov zakon koji obuhvaća dielektrične pojave s gubicima glasi:

$$\nabla(\varepsilon_0 \hat{\varepsilon}_r \cdot \nabla V) = -\rho, \quad (4.14)$$

pri čemu je korištena činjenica da je električno polje  $\mathbf{E} = -\nabla V$  jednako gradijentu napona u pripadnoj točki materijala.

Jednadžba 4.14 predstavlja jednadžbu kontinuiteta koja vrijedi za svaku točku prostora, odnosno diferencijska jednadžba koja se rješava u svakoj točki mreže modela s konačnim brojem elemenata u *Quasi Static, Electric* modulu programskog paketa *Comsol Multiphysics* (poglavlje 4.4). Pritom je za svaki element domene potrebno poznavati vrijednost parametra  $\hat{\epsilon}_r$ , gustoće prostornog naboja (obično nula) te uvjete na rubnim granicama modela.

## 4.2.2 Električni model disperzije u materijalu

### 4.2.2.1 Debyeov model relaksacije

Model koji opisuje relaksaciju u materijalu koji se sastoji od idealiziranih dipola bez međusobnog djelovanja nazvan je prema fizikalnom kemičaru Peteru Debyeu. Prema tom modelu frekvencijska ovisnost kompleksne permitivnosti ovako idealiziranog materijala  $\hat{\epsilon}$  funkcija je frekvencije  $\omega$  i iznosi:

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\Delta\epsilon}{1 + j\omega\tau}, \quad (4.15)$$

pri čemu je  $\epsilon_{\infty}$  kompleksna permitivnost na visokim frekvencijama,  $\Delta\epsilon$  iznos promjene kompleksne permitivnosti,  $\omega$  kružna frekvencija,  $\tau$  vremenska konstanta relaksacije.

### 4.2.2.2 Cole-Cole jednadžba

Danas postoji više empirijskih modifikacija Debyeve jednadžbe 4.15 u svrhu boljeg opisa pojava u stvarnom materijalu. To su Havriliak–Negamijeva jednadžba relaksacije, čiji specijalni slučajevi su Cole–Cole jednadžba i Cole–Davidsonova jednadžba te Kohlrausch–Williams–Wattsova funkcija, koja je zapravo Fourierova transformacija rastegnute eksponencijalne funkcije. Havriliak–Negamijeva jednadžba za kompleksnu permitivnost glasi:

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\Delta\epsilon}{\left(1 + (j\omega\tau)^{\alpha}\right)^{\beta}}, \quad (4.16)$$

pri čemu su kao nadopuna Debyeovog modela uvedene dvije empirijske bezdimenzionalne konstante  $\alpha$  i  $\beta$ . Ovakva funkcija omogućuje uračunavanje asimetrije frekvencijskog spektra relativne permitivnosti u odnosu na centralnu frekvenciju relaksacije ( $\beta$ ) te empirijsko proširenje obuhvaćenog frekvencijskog pojasa ( $\alpha$ ).

Specijalni slučaj jednadžbe 4.16 za  $\beta = 1$  (spektar permitivnosti je simetričan oko centralne frekvencije) rezultira Cole–Cole jednadžbom, dok slučaj za  $\alpha = 1$  daje Cole–Davidsonovu jednadžbu.

Kohlrausch–Williams–Wattsova jednadžba može biti jednostavnija alternativa Havriliak–Negamijevoj jednadžbi, što ovisi o aplikaciji.

Zbog zadovoljavajućeg kompromisa između kompleksnosti i ostvarenoj karakteristici u odnosu na mjerenja danas se najčešće koristi Cole-Cole jednadžba koja se obično piše u sljedećem obliku:

$$\hat{\varepsilon}(\omega) - \varepsilon_{\infty} = \frac{\Delta\varepsilon}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}}, \quad (4.17)$$

pri čemu empirijski korekcijski faktor  $\alpha$  predstavlja stupanj proširenja relaksacije u spektru. Faktor  $\alpha$  poprima vrijednosti između 0 i 1, pri čemu za  $\alpha \rightarrow 0$  jednadžba prelazi u izvorni Debyeov model, a za  $\alpha \rightarrow 1$  se relaksacija prostire kroz čitav frekvencijski spektar.

### 4.2.3 Baza dielektričnih svojstava bioloških tkiva

Gabriel i sur. su 1996. godine objavili kompilaciju dielektričnih svojstva bioloških tkiva na radiofrekventnim i mikrovalnim frekvencijama. Baza je dostupna na Internetu od 1997. godine [83]. Osim vlastitih mjerenja autora, baza sadrži i podatke koji su bili dostupni u znanstvenoj literaturi.

Prikupljeni podaci dani su u obliku modela koji uračunava do četiri disperzije (dvije u  $\alpha$ -području te po jedna  $\beta$  i  $\gamma$ -području) izražene Cole-Cole jednadžbama 4.17. Na ovaj način je opisan model kompleksne permitivnosti u širokom frekvencijskom području (10 Hz do  $10^{11}$  Hz) jednadžbom:

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{(1-\alpha_m)}} + \frac{\sigma_0}{j\omega\varepsilon_0}, \quad (4.18)$$

pri čemu su  $\varepsilon_{\infty}$ ,  $\sigma_0$ ,  $\Delta\varepsilon_m$ ,  $\tau_m$  i  $\alpha_m$  tablično zadani za  $m=1..4$  za svako promatrano tkivo. Model tkiva dakle ima ukupno 14 parametara koji opisuju frekvencijski spektar kompleksne permitivnosti.

Navedeni parametri izračunati su iz dostupnih eksperimentalnih podataka. Budući da eksperimentalni podaci najčešće ne obuhvaćaju tako širok frekvencijski spektar kao što ga model opisuje, u određenim frekvencijskom području model predstavlja više ili manje točnu ekstrapolaciju rezultata.

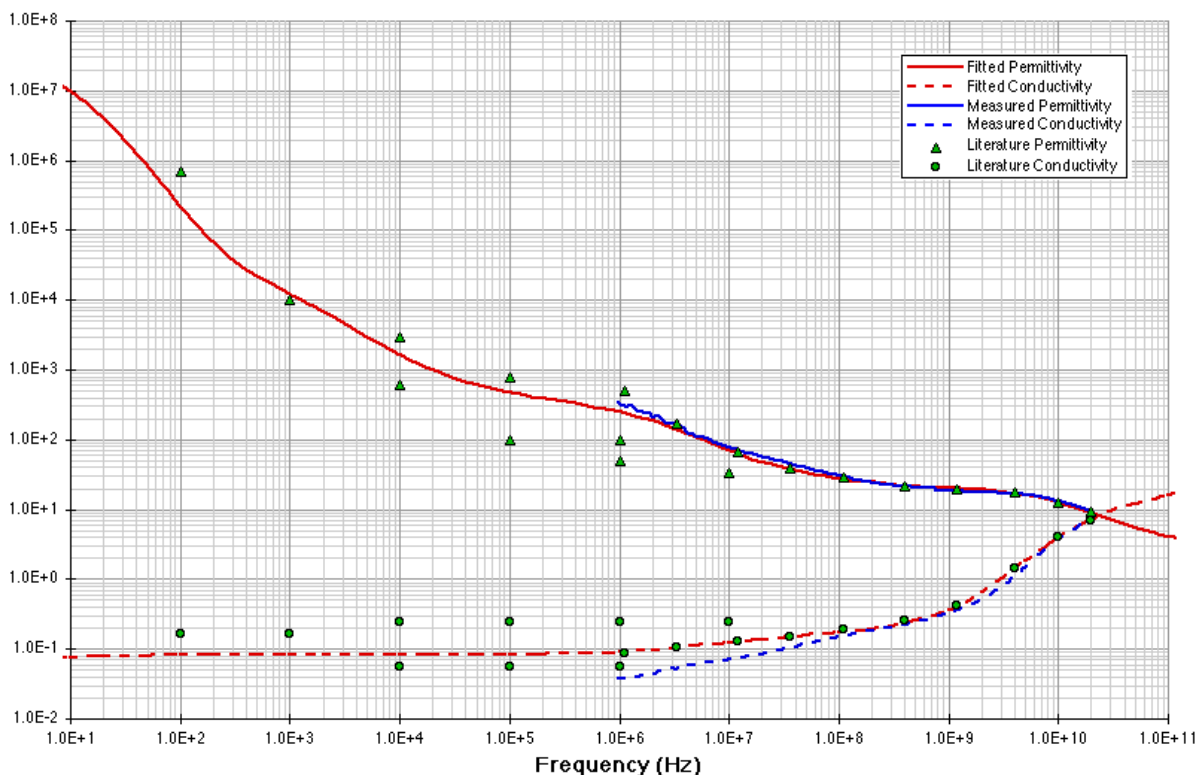
U dostupnoj bazi na žalost ne postoje podaci za sva tkiva potrebna za simulaciju električnog ponašanja korijenskoga kanala zuba. Stoga će se za daljnje istraživanje odabrati podaci za tkiva najsličnija traženim tkivima. U tablici 4.1 su prikazani parametri modela tkiva korištenih u ovom radu.

**Tablica 4.1. Parametri modela dielektričnih svojstava bioloških tkiva korištenih za simulaciju impedancije korijenskoga kanala zuba.**

Tkivo	$\epsilon_{\infty}$	$\Delta\epsilon_1$	$\tau_1$ [ps]	$\alpha_1$	$\Delta\epsilon_2$	$\tau_2$ [ns]	$\alpha_2$	$\sigma_0$	$\Delta\epsilon_3$	$\tau_3$ [ $\mu$ s]	$\alpha_3$	$\Delta\epsilon_4$	$\tau_4$ [ms]	$\alpha_4$
bcort	2.5	10	13.263	0.20	180	79.577	0.20	0.02	5E+3	159.155	0.20	1E+5	15.915	0
bcanc	2.5	18	13.263	0.22	300	79.577	0.25	0.07	2E+4	159.155	0.20	2E+7	15.915	0
tongu	4.0	50	7.958	0.10	4000	159.155	0.10	0.25	1E+5	159.155	0.20	4E+7	15.915	0
tendo	4.0	42	12.243	0.10	60	6.366	0.10	0.25	6E+4	318.310	0.22	2E+7	1.326	0
bvesl	4.0	40	8.842	0.10	50	3.183	0.10	0.25	1E+5	159.155	0.20	1E+7	1.592	0

bcort (*Bone Cortical*) – tvrdo koštano tkivo, bcanc (*Bone Cancellous*) – meko koštano tkivo, tongu (*Tongue*) – tkivo jezika, tendo (*Tendon*) – ligamenti, bvesl (*Blood Vessel*) – krvne žile.

Točnost modela u odnosu na stvarna mjerenja ilustrirana je na slici 4.1 na primjeru mekog koštanog tkiva (engl. *Bone Cancellous*). Vidljivo je da su podaci u bazi najbolje usklađeni na frekvencijama između 1 MHz i 20 GHz. Podaci su ekstrapolirani na najvišim, ali i na najnižim frekvencijama. Također se može uočiti da na frekvencijama ispod 1 MHz, a koje su bitne za ovu analizu postoji relativno mali broj pravih mjernih točaka temeljem kojih su određeni parametri modela. Ova činjenica će svakako doprinijeti ukupnoj pogrešci impedancije modela zuba.



**Slika 4.1. Usporedba izmjerenih, prikupljenih i modeliranih vrijednosti kompleksne permitivnosti iz baze na primjeru mekog koštanog tkiva. [83]**

Dielektrični parametri tkiva razmotrenih za modeliranje zubnog dentina bit će izneseni u poglavlju 4.2.4.3.

U novijim su istraživanjima objavljeni dodatni podaci o pojedinim tkivima i na nižim frekvencijama, ali na žalost ne sustavno niti za sva relevantna tkiva. Tako je npr. za tvrdo koštano tkivo objavljeno da je omjer vodljivosti u aksijalnom i u radialnom smjeru 3.2 : 1, da je meko koštano tkivo manje anizotropno i da je njegova vodljivost veća u longitudinalnom smjeru. Ustanovljeno je postojanje ovisnosti njegovih električnih svojstava o mehaničkim karakteristikama kao što je masena gustoća i

sastav. Struktura i sastav koštanog tkiva mijenja se sa starošću. Unatoč tome, pod utjecajem navedenih varijacija, vodljivost se kreće u rasponu između 0.02 do 0.06 S/m, dok je u bazi podataka od 0.07 S/m [101] što ne čini relevantnu razliku za potrebe ovog rada. Stoga će se u nedostatku detaljnije baze u ovom radu koristiti odabrani podaci za pojedina tkiva prema ovdje opisanoj bazi.

#### 4.2.4 Mjerenje dielektričnih svojstava dentina

U ovom poglavlju se razmatraju dielektrična svojstva dentina. U bazi dielektričnih svojstava opisanoj u poglavlju 4.2.3 između ostalih tkiva postoje i podaci za tvrdo i meko koštano tkivo, ali nije dan podatak za dentin [102]. Mjerenje dielektričnih svojstava dentina u ovom poglavlju provodimo u svrhu odabira dielektričnih svojstava za razvoj modela impedancije korijenskoga kanala zuba metodom konačnih elemenata.

##### 4.2.4.1 Opis mjernog postupka

Dielektrična svojstva dentina određena su mjerenjem impedancije zubnog štapića izbrušenog od dentina ekstrahiranog zuba. Korišten je dentin s vanjske strane (okrenute prema obrazu) jednokorjenog trajnog zuba. Ekstrahirani zub je uronjen u fiziološku otopinu 24 h prije početka eksperimenta. Zub je najprije raspolovljen duž korijenskoga kanala te je potom vanjska polovica zuba pažljivo izbrušena u štapić oblika pravokutne prizme dimenzija  $2.42 \cdot 2.45 \cdot 9.08$  mm.

Impedancija dentina izmjerena je pomoću *Hewlett Packard HP4284A precise LCR metra* u frekvencijskom području 100 Hz – 1 MHz korištenjem sinusoidne strujne pobude iznosa 100  $\mu$ A. Prije mjerenja instrument je kalibriran te su kompenzirani utjecaji dovodnih kabela mjerenjem kratkog spoja i praznoga hoda. Mjerenje je provedeno pri temperaturi od 23 °C. Zubni štapić je spojen na aktivnu i pasivnu mjernu elektrodu preko dva pamučna štapića natopljena izotoničnom fiziološkom otopinom (0.9% NaCl). Mjerne elektrode su preko izoliranog dijela pričvršćene na stalak, a zubni je štapić ukliješten između njih tako da mjerne elektrode dodiruju samo nasuprotne baze prizmičnog štapića, slika 4.2. Zubni je štapić prije postavljanja posušen, a količina fiziološke otopine dozirana je na štapiće pomoću kapaljke tako da tekućina adhezijom popuni dijelove koji nisu u dodiru (rubove baze prizmičnog štapića), ali bez da se podlije na donju stranicu. Na ovaj način je ostvarena stalna i poznata dodirna površina između pamučnog štapića i dentina.



Slika 4.2. Spoj dentina na mjerne elektrode ostvaren preko dvaju pamučnih štapića natopljenih u fiziološku otopinu.

Nakon provedenog mjerenja impedancije dentina izmjerena je i ukupna impedancija pamučnih štapića natopljenih korištenom količinom fiziološke otopine, zajedno s impedancijama kontakata štapića na krokodil-štivaljke. U ovu svrhu je zubni štapić izvađen te su štapići aktivne i neutralne elektrode prislonjeni jedan na drugoga približno jednakom silom kojom su bili prislonjeni na dentin. Ova impedancija je odbijena od izmjerene impedancije dentina iz koje su potom izračunati dielektrični parametri u ovisnosti o frekvenciji prema relacijama za specifičnu vodljivost  $\sigma(\omega)$  i relativnu permitivnost  $\varepsilon_r(\omega)$ :

$$\sigma(\omega) = \frac{d}{S} \cdot \operatorname{Re} \left\{ \frac{1}{Z(\omega)} \right\}, \quad (4.19)$$

$$\varepsilon_r(\omega) = \frac{d}{S \cdot \varepsilon_0} \cdot \frac{1}{\omega} \cdot \operatorname{Im} \left\{ \frac{1}{Z(\omega)} \right\}, \quad (4.20)$$

odnosno za kompleksnu permitivnost:

$$\hat{\varepsilon}_r(\omega) = \frac{d}{S \cdot \varepsilon_0} \cdot \frac{1}{j\omega \cdot Z(\omega)}, \quad (4.21)$$

pri čemu je  $d = 9.08 \cdot 10^{-3}$  [m] duljina štapića, a  $S = 5.93 \cdot 10^{-6}$  [m<sup>2</sup>] površina poprečnog presjeka štapića dentina.

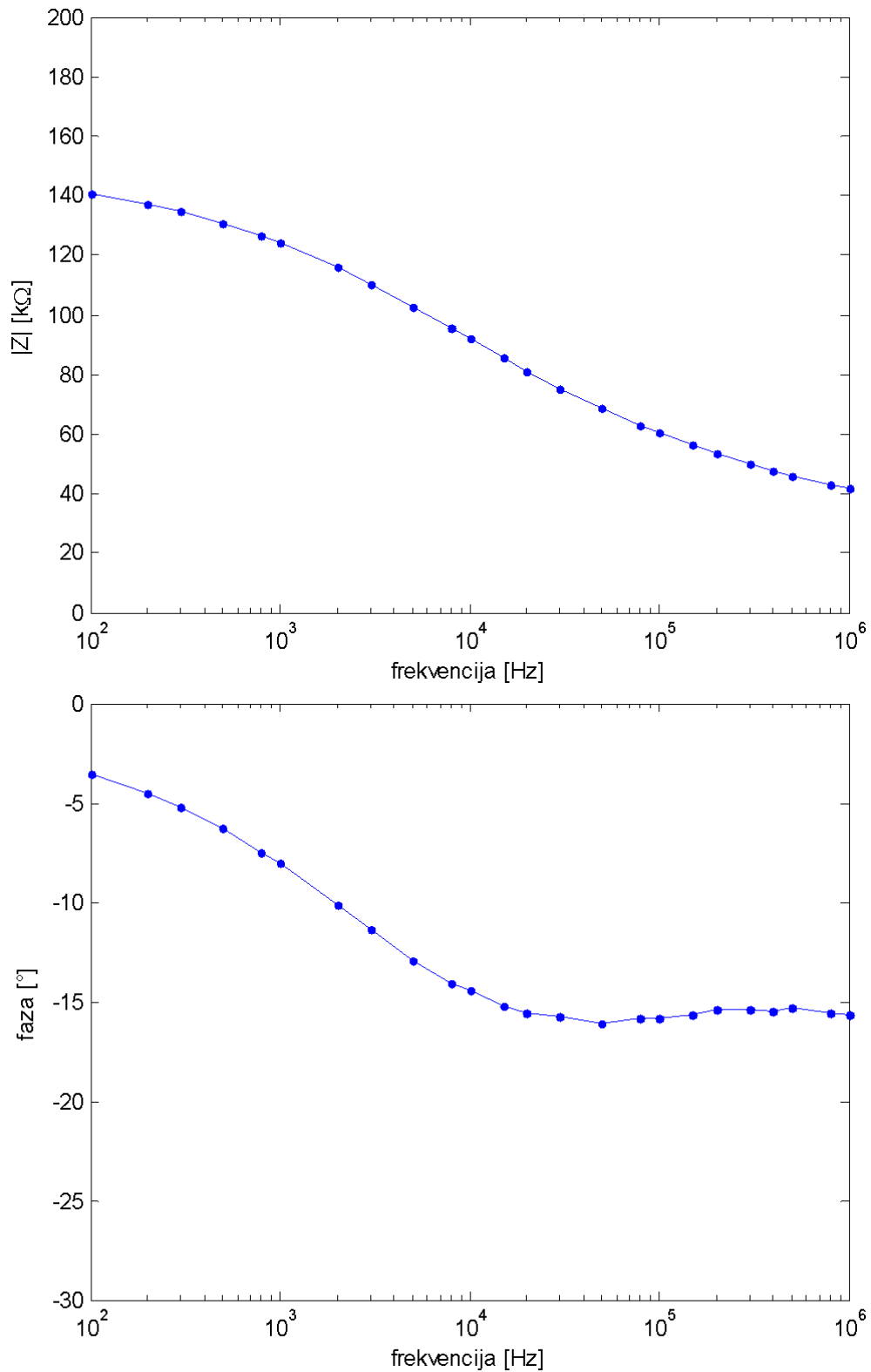
Ovdje je bitno uočiti da je smjer duž kojega je izmjerena impedancija dentina paralelan smjeru prostiranja korijenskoga kanala. Drugim riječima, impedancija je mjerena pod kutom između 45° i 90° u odnosu na smjer prostiranja Haversovih kanalića u dentinu opisanih u poglavlju 1.2.1.

Vrijednosti parametara Cole-Cole modela sa četiri disperzije (poglavlju 4.2.3) su određene tako da model najbolje opisuje izmjereno ponašanje dielektričkih svojstava dentina u frekvencijskom području 100 Hz do 1 MHz. Parametri su estimirani tako da je minimizirano srednje relativno kvadratno odstupanje permitivnosti i specifične vodljivosti u promatranom frekvencijskom području. Pri tome su svi parametri modela korišteni u promatranom frekvencijskom području kako bi se čim bolje aproksimirala izmjerena svojstva te ovakav model nije primjenjiv izvan promatranog frekvencijskog područja.

#### 4.2.4.2 Rezultati mjerenja

Slika 4.3 prikazuje srednju vrijednost izmjerene impedancije štapića dentina. Iznos impedancije je relativno visok (140 kΩ na 100 Hz do 40 kΩ na 1 MHz) budući da se radi o slabo vodljivom mineraliziranom tkivu. Iz ovog razloga je za mjerenje bilo potrebno pažljivo provesti kompenzaciju utjecaja mjernih priključaka mjerenjem praznoga hoda uz nepromijenjenu geometriju priključnih vodova tijekom mjerenja.

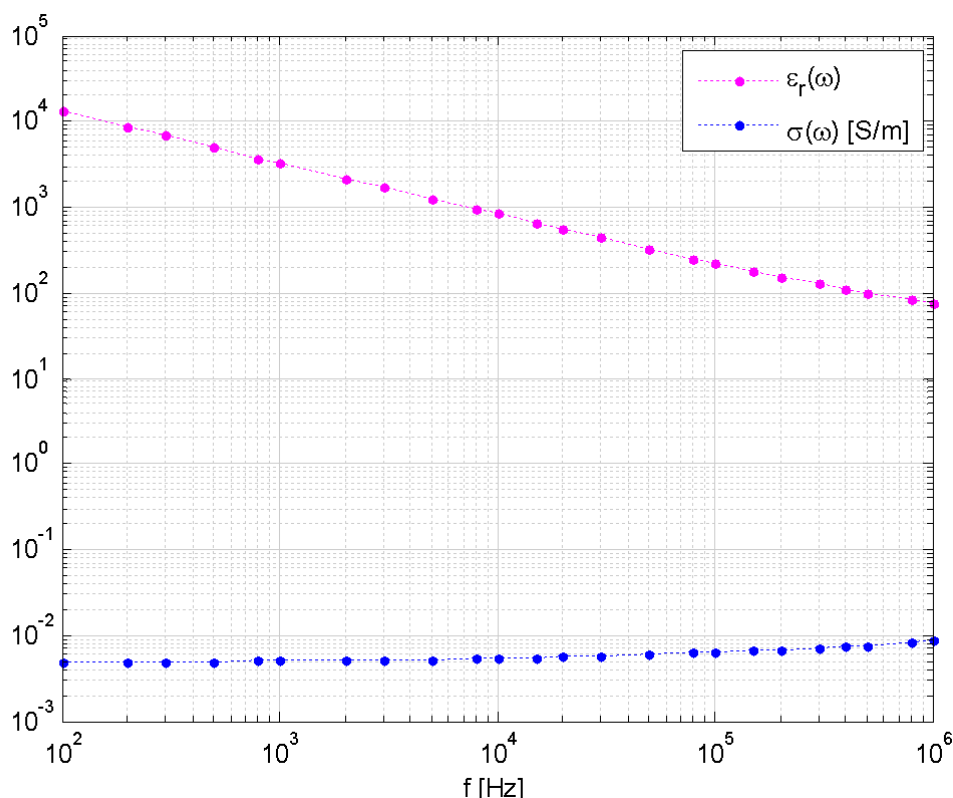




**Slika 4.3. Modul i fazni kut impedancije dentinskog štapića dimenzija  $2.42 \cdot 2.45 \cdot 9.08$  mm.**

Fazni kut impedancije govori da je impedancija dentina rezistivnog karaktera na nižim frekvencijama (ispod 10 kHz), dok na višim frekvencijama postaje blago kapacitivna.

Na slici 4.4 je prikazana frekvencijska ovisnost izračunatih vrijednosti specifične vodljivosti  $\sigma(\omega)$  i relativne permitivnosti  $\varepsilon_r(\omega)$  dentina. Na slici su prikazana dielektrična svojstva izračunata iz srednje vrijednosti impedancije više ponovljenih mjerenja. Na žalost, mjerenja su pokazala znatno rasipanje izmjerenih impedancija s ponavljanjem postavljanja mjernog postava i ponavljanjem mjerenja, što je rezultiralo s nesigurnošću određivanja parametara specifične vodljivosti i relativne permitivnosti od približno 50 % izmjerene specifične vodljivosti, odnosno 75 % izmjerene relativne permitivnosti.



Slika 4.4. Izmjerene vrijednosti specifične vodljivosti i relativna permitivnost dentina.

Vrijednosti parametara Cole-Cole modela kojima se najbolje opisuju izmjerena dielektrična svojstva dentina u promatranom frekvencijskom području prikazana su u tablici 4.2.

Tablica 4.2. Estimirane vrijednosti parametara Cole-Cole modela za izmjerena dielektrična svojstva dentina u frekvencijskom području 100 Hz do 1 MHz.

parametar	vrijednost	parametar	vrijednost	parametar	vrijednost	parametar	vrijednost
$\Delta\varepsilon_1$	3.2501	$\Delta\varepsilon_2$	24.2173	$\Delta\varepsilon_3$	4.5255e+3	$\Delta\varepsilon_4$	5.2167e+5
$\tau_1$ [ps]	3.5231e-12	$\tau_2$ [ns]	1.8925e-8	$\tau_3$ [μs]	2.2908e-4	$\tau_4$ [ms]	0.0261
$\alpha_1$	0.0250	$\alpha_2$	0.4370	$\alpha_3$	0.4307	$\alpha_4$	0.1214
$\varepsilon_\infty$	1.7503	$\sigma_0$	0.0047				

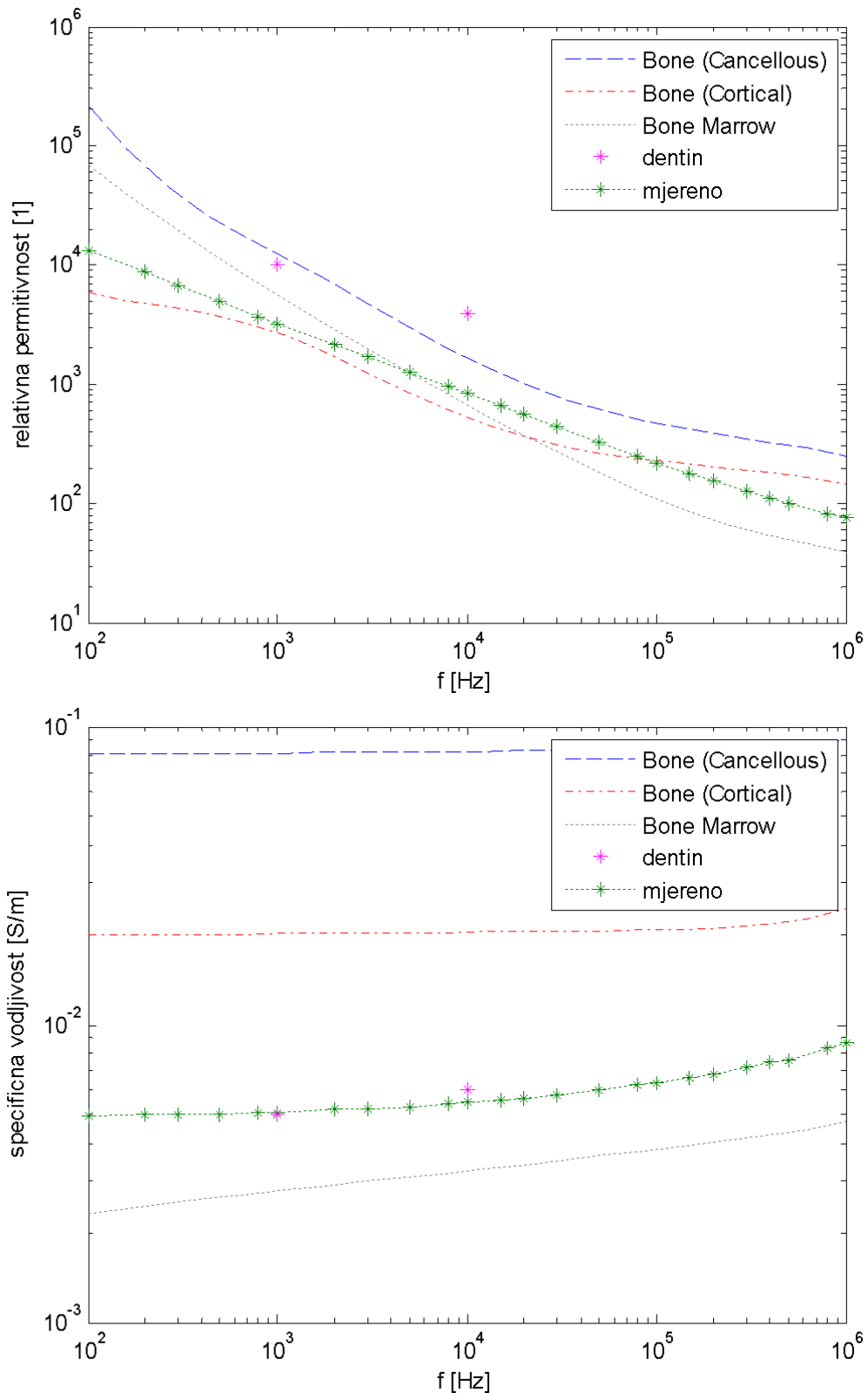
#### 4.2.4.3 Rasprava i zaključak

Usporedbom s tabličnim vrijednostima dielektričnih svojstava za pojedina tkiva prema Gabriel i sur. (1997) [83] zamijećeno je da se izmjerena dielektrična svojstva dentina najbolje podudaraju s tabličnim podacima za tvrdo koštano tkivo. Dobivene vrijednosti za relativnu permitivnost odstupaju od podataka iz Križaj i sur. (2004) [2] gdje su za dentin korištena dielektrična svojstva samo na dvije frekvencije: 1 kHz i 10 kHz. Prema Križaj i sur. (2004) [2] dentin bi trebao imati četiri puta veću relativnu permitivnost te bi se prema tom parametru trebao ponašati sličnije mekom koštanom tkivu nego tvrdom, kako je zabilježeno u eksperimentu. Izmjerena specifična vodljivost odgovara podacima iz Križaj i sur. (2004) [2] te je sličnija tvrdom nego mekom koštanom tkivu, slika 4.5.

Prema podacima i za relativnu permitivnost i specifičnu vodljivost proizlazi da su dielektrična svojstva korištena u Križaj i sur. (2004) [2] najbližija parametrima mekog koštanog tkiva prema Gabriel i sur. (1997) [83]. Prema provedenim mjerenjima, dielektrična svojstva dentina u frekvencijskom području 100 Hz – 1 MHz najviše odgovaraju tvrdom koštanom tkivu prema [83].

Ovdje valja imati na umu da su dielektrična svojstva dentina anizotropna te da bi za njihovo precizno određivanje bilo potrebno promotriti utjecaj položaja aktivne i neutralne elektrode u odnosu na smjer prostiranja Haversovih kanalića. Također je poznato da je dentin pri dnu korijena mlađi i stoga manje mineraliziran u odnosu na dentin uz krunu zuba, stoga bi bilo potrebno klasificirati dentin prema regijama promatranog uzorka, kao i prema starosti zuba uopće. Stoga se rezultati prezentirani u ovom poglavlju mogu uzeti okvirno u svrhu odabira tabličnih parametara električki najbližijeg tkiva. Ovako odabrani parametri pogodni su za korištenje u idealiziranom modelu zuba gdje je dentin predstavljen kao domena homogenih dielektričnih svojstava (poglavlje 4.4).

Tijekom eksperimenta je uočeno da je utjecaj impedancije sučelja izolator-elektrolit (poglavlje 4.3.2.2) na ukupnu izmjerenu impedanciju zanemariv u odnosu na rasipanje uzastopnih mjerenja. Impedancija sučelja je neizbježna pri ovakvom mjerenju te njezin utjecaj nije kompenziran postupkom oduzimanja impedancije mjernih elektroda bez promatranog dentina (impedancija pamučnih štapića natopljenih u fiziološku otopinu i spoja tih štapića na krokodil-štupaljke). U svrhu provjere utjecaja sučelja izolator-elektrolit je dentinski štapić početne duljine 9.08 mm presječen po duljini na dva kraća štapića nad kojima su ponovljena mjerenja impedancije. Rezultati su pokazali da iznos izmjerene impedancije nije proporcionalan duljini štapića dentina (uslijed nehomogenosti i anizotropnosti dentina), što uz rasipanje mjernih rezultata između uzastopno provedenih mjerenja rezultira većim rasipanjem impedancije normirane na dužni metar štapića nego što je utjecaj sustavne pogreške mjerenja na jednom štapiću uzrokovane sučeljem izolator-elektrolit.



**Slika 4.5. Izmjerena relativna permitivnost i specifična vodljivost dentina uspoređena s dielektričnim parametrima nekoliko različitih tkiva prema Gabriel i sur. (1997) [83] i dentinom prema Križaj i sur. (2004) [2].**

Izmjerene vrijednosti dielektričnih svojstava dentina mogu se uključiti u FE model korijenskoga kanala zuba na jednak način kao i ostala tkiva prema bazi [83]. Estimirane su vrijednosti 14 parametara Cole-Cole modela (jednadžba 4.18 u poglavlju 4.2.3) kojima se najbolje opisuju izmjerena dielektrična svojstva dentina u frekvencijskom području 100 Hz do 1 MHz, tablica 4.2. Ovaj model se može koristiti za određivanje dielektričnih svojstava dentina na bilo kojoj frekvenciji između 100 Hz i 1 MHz te nije primjenjiv izvan tog frekvencijskog područja. Model također ne uračunava nehomogenost svojstava duž zubnog korijena niti anizotropnost dentina obzirom na smjer prostiranja Haversovih kanalića, ali je za potrebe opisa dielektričnih svojstava dentina u svrhu razvoja FE modela korijenskoga kanala zuba bolji od postojećih modela.

### **4.3 Model električnog dvosloja**

#### **4.3.1 Fizikalne pojave na dodirnoj površini materijala različitih faza**

Električni dvosloj se uvijek javlja na dodirnoj površini dvaju materijala od kojih u jednom struja teče zahvaljujući transportu elektrona, a u drugom zahvaljujući transportu iona [98,100,103-110]. U bioimpedancijskim mjerenjima se ovakav spoj tipično javlja na dodirnoj površini između metala i tkiva, odnosno na površini aktivne i neutralne elektrode. Opis spoja elektrode na tkivo je vrlo kompleksan, a njegovi parametri ovise o materijalu elektrode i karakteristikama tkiva. Spoj elektrode i jednostavnog elektrolita također je kompleksan za modeliranje, no ipak jednostavniji od kompletnog opisa tkiva te je u literaturi detaljnije proučen i dokumentiran, a može poslužiti kao aproksimacija kompleksnije strukture. Stoga se zbog jednostavnosti spoj elektrode na tkivo obično razmatra kao spoj između metala i vodljivog elektrolita. U slučaju modeliranja impedancije korijenskoga kanala zuba situacija nije daleko od stvarne jer su u kanalu obično prisutni vodljivi elektroliti, između kojih je i fiziološka otopina.

U metalu ne postoje slobodni anioni ili kationi dok u elektrolitu nema slobodnih elektrona, pa se struja može prenijeti isključivo redoks reakcijama iona u elektrolitu ili preko dielektričnih efekata. Zbog pojava koje se javljaju pri prijelazu iz elektronskog u ionsko vođenje na ovakvom spoju postoji kontaktna impedancija koja se najčešće ne može zanemariti u odnosu na mjerenu impedanciju tj. ukupnu impedanciju u mjernom krugu. Opis pojava na dvosloju je kritičan za razvoj električnog računalnog modela zuba.

Na dodirnoj površini elektrode dolazi do pojave polarizacije. Radi se o manifestaciji raspodjele i prostornog uređenja naboja.

Ako se kao elektrolit uzme stanična suspenzija (pojedinačne i nakupine manjeg broja stanica na tekućoj podlozi) dolazi do kompleksnijih pojava prostornog uređenja iona koji smanjuju specifičnu vodljivost elektrolita posebice na nižim frekvencijama, dok na višim dolazi do pojave disperzije budući da sloj prostorno uređenih iona postaje trom u odnosu na frekvenciju mjernoga signala te se prividna vodljivost povećava.

Površina bioloških tkiva sadrži mnoštvo različitih kemijskih spojeva različitih konstanti disocijacije. Takve su površine kemijski heterogene i tvore prostorno promjenjive površinske električne naboje.

Radi pojašnjenja pojava na spoju metala i elektrolita promotrimo najjednostavniji slučaj metala uronjenog u vodu, bez narinute struje. Određeni broj kationa metala s površine elektrode se disocira u elektrolitu ostavljajući slobodne elektrone u metalu čineći metal negativno nabijenim. Nastala razlika potencijala drži disocirane katione relativno blizu površini metala. Disocirani kationi također mogu rekombinirati nazad na površinu elektrode. Kada se postigne određena koncentracija disociranih kationa na površini metala brzine disocijacije i rekombinacije, odnosno oksidacije (gubitak elektrona) i redukcije (dodavanje elektrona) atoma metala se izjednačavaju te nastaje dinamička ravnoteža. Ovisno o valenciji, redoks potencijalu metala i temperaturi u ravnotežnom stanju postoji određena razlika potencijala između okolnog elektrolita i elektrode, takozvani potencijal polučlanka. Na slici je ilustrirano nastajanje ovog potencijala za dva metala različitih redoks potencijala. Opisana pojava prisutna je kako na aktivnoj tako i na neutralnoj mjernoj elektrodi.

Opisani potencijal polučlanka odnosi se na slučaj kada kroz elektrodu ne teče struja. Ako kroz spoj metala i elektrolita pustimo struju, tada se iznos potencijala polučlanka mijenja. Razlika napona među elektrodama uzrokovana je pojavom koju nazivamo polarizacija elektrode. Razlika između opaženog potencijala polučlanka u ravnotežnom stanju za slučaj s protokom struje i bez njega nazivamo prenapon.

Prenapon uzrokovan protokom struje se može razložiti na omsku, koncentracijsku i aktivacijsku komponentu prenapona. Omski prenapon je izravna posljedica postojanja otpora elektrolita. Pad napona uslijed protoka struje kroz elektrolit ovisi o gustoći struje i specifičnoj otpornosti elektrolita. Otpor elektrolita može ovisiti o iznosu narinute struje, pa omski prenapon ne mora nužno biti proporcionalan narinutoj struji. Opisana nelinearnost je naročito izražena u slučaju elektrolita s niskom koncentracijom iona te u tom slučaju Ohmov zakon ne vrijedi. Koncentracijski prenapon je uzrokovan preraspodjelom iona u elektrolitu u blizini spoja elektroda – elektrolit. Kada kroz elektrode ne teče struja, na površini metala u dodiru s elektrolitom vlada ravnotežno stanje između oksidacijskih i redukcijskih procesa, odnosno oksidacijska struja poništava redukcijsku površinsku struju, a pritom je na elektrodi ravnotežni potencijal polučlanka. Kad kroz elektrodu teče struja, narušava se ravnotežno stanje te je oksidacijska struja veća od redukcijske (ili obratno, ovisno o smjeru struje). Ovo rezultira promjenom koncentracije  $H^+$ , odnosno  $OH^-$  iona u neposrednoj blizini elektrode, što rezultira promjenom potencijala polučlanka. Razliku između novonastalog potencijala polučlanka i ravnotežnog potencijala polučlanka nazivamo koncentracijski prenapon. Aktivacijski prenapon se javlja uslijed razlike u energijama aktivacije reakcije oksidacije i redukcije. Da bi se dogodila reakcija potrebna je određena aktivacijska energija kako bi se svladala energetska barijera. Ta barijera može se razlikovati za proces oksidacije i redukcije. Kad na površini metala ne vlada ravnotežno stanje, već dominira struja oksidacije ili struja redukcije, dolazi do promjene visine energetske barijere potrebne za odvijanje procesa oksidacije odnosno redukcije, što se manifestira kao promjena napona između elektrode i elektrolita. Promjena napona uslijed promjene visine energetskih barijera je naziva se aktivacijski prenapon.

Ukupni se prenapon elektrode  $U_p$  može rastaviti na komponente:

$$U_p = E^0 + U_r + U_c + U_a, \quad (4.22)$$

pri čemu je  $E^0$  potencijal polučlanka,  $U_r$  omski potencijal,  $U_c$  koncentracijski potencijal,  $U_a$  aktivacijski potencijal.

Tablično se zadaju vrijednosti standardnih potencijala polučlanka u ravnotežnom stanju, koji je određen u kontroliranim uvjetima na sobnoj temperaturi i uz jediničnu aktivnost metalnih kationa. Potencijal polučlanka  $E^0$  ovisi o ionskoj aktivnosti elektrolita i temperaturi u skladu s Nernstovom jednadžbom:

$$E^0 = E_0 + \frac{RT}{nF} \ln(a), \quad (4.23)$$

pri čemu je  $E_0$  potencijal polučlanka u ravnotežnom stanju,  $n$  valencija materijala elektrode,  $a$  ionska aktivnost kationa metalne elektrode.

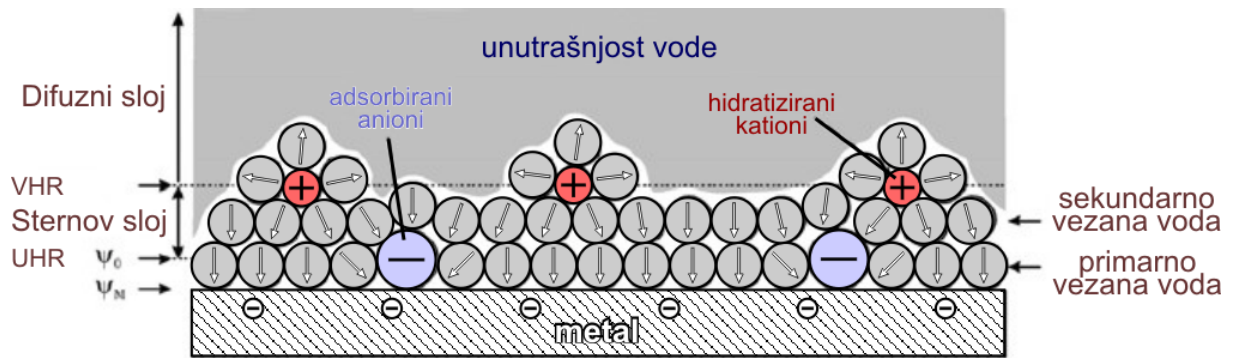
Iz jednadžbe 4.23 je vidljivo kako razlike u lokalnim koncentracijama iona u elektrolitu u blizini dviju identičnih elektroda rezultiraju naponom članka  $E$  koji se može opisati jednadžbom izrazom:

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln \frac{a_1}{a_2}, \quad (4.24)$$

gdje su  $a_1$  i  $a_2$  aktivnosti iona uz pojedinu elektrodu. Kod elektrolita s niskom koncentracijom iona je ionska aktivnost približno jednaka koncentraciji iona. Za veće koncentracije iona postoji značajno međudjelovanje iona te je ionska aktivnost niža od njihove koncentracije.

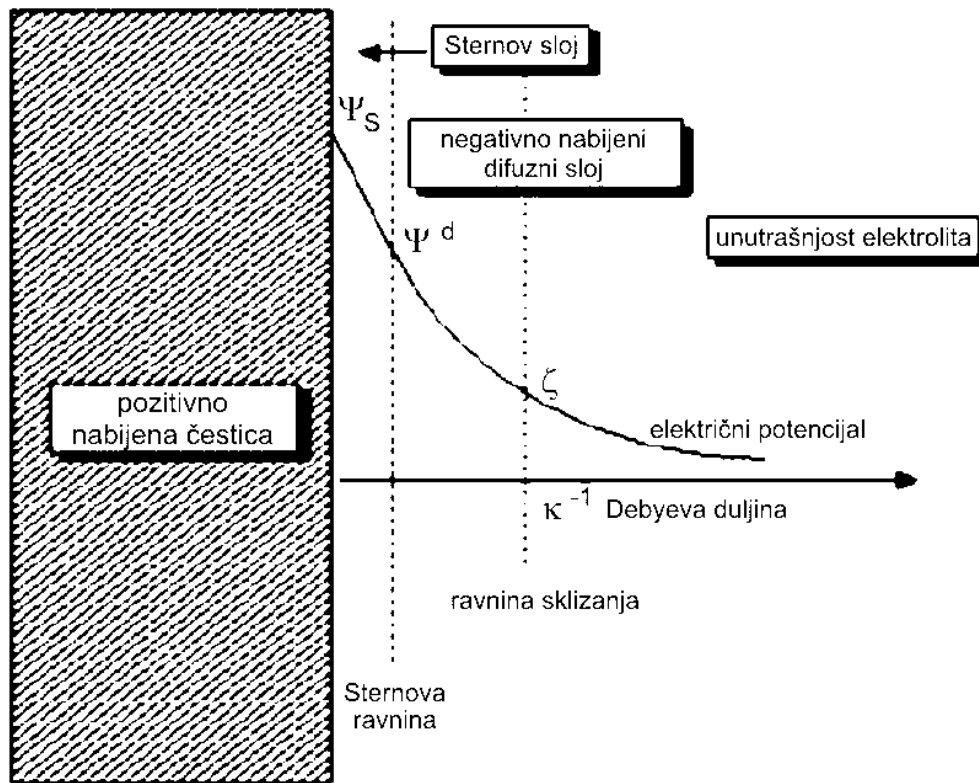
Na samoj dodirnoj površini između metalne elektrode i elektrolita uslijed prostornog uređenja različito nabijenih iona nastaje struktura koja se naziva električni dvosloj. Prema Helmholtzu model dvosloja uključuje jednu ravninu površinskog naboja odmah uz površinu metala. Gouy-Chapmanov model uračunava difuzni sloj iona čija koncentracija opada s udaljenost od površine. Zbog ograničenja tih modela, je razvijen Gouy-Chapman-Sternov model kao unaprijeđena kombinacija prethodnih modela. Ukupni naboj u difuznom sloju prema ovom je modelu iznosom jednak naboju na površini, ali je suprotnog predznaka tvoreći tako električki neutralnu strukturu. Gouy-Chapman-Sternov model danas je najčešće korišteni model pri opisu pojava na dvosloju.

Prostorna struktura odnosno raspodjela naboja prema Gouy-Chapman-Sternov modelu prikazana je na slici 4.6. Na slici je vidljiv Sternov (odnosno Helmholtzov) sloj površinskog naboja, nakon kojega slijedi sloj difuzno raspoređenih iona koji nisu ucrtani na ovoj slici.



**Slika 4.6. Slojevi na dodirnoj površini između metala i elektrolita. [95]**  
 UHR - unutarnja Helmholtzova ravnina, VHR - vanjska Helmholtzova ravnina.

Na slici 4.7 je prikazan pad potencijala s udaljenosti od površine metala prema Gouy-Chapman-Sternovom modelu. Potencijal opada linearno unutar Sternovog sloja, a eksponencijalno u difuznom sloju.



**Slika 4.7. Raspodjela potencijala na površini metala u elektrolitu. [111]**

Ukupna razlika potencijala od unutrašnjosti elektrolita do površine metala naziva se Sternov potencijal. Dio difuznog sloja je Coulombovim silama vezan za površinu elektrode, dok se dio može transverzalno gibati pod utjecajem tangencijalnih sila u mediju. Premda prijelaz iz vezanog u slobodni sloj nije oštar, konvencijom je uvedena ravnina sklizanja (engl. *slipping plane*) koja odjeljuje ta dva sloja. Električni potencijal na toj ravnini naziva se elektrokinetički ili zeta-potencijal ( $\zeta$ -potencijal). Ovaj se potencijal obično koristi za procjenu količine površinskog naboja. U slučaju kada je zeta-potencijal dvosloja jednak nuli, na površini metala nema površinskog naboja, već je sav naboj u difuznom sloju. Ovakvo stanje dvosloja naziva se izo-električna



točka (engl. *iso-electric point*, *point of zero charge*). Tipična vrijednost zeta-potencijala je oko 25 mV.

Karakteristična debljina dvosloja mjeri se Debyeovom duljinom (engl. *Debye length*),  $\kappa^{-1}$  i obično se kreće između jednog i nekoliko nanometara. Debyeova duljina se smanjuje s povećanjem koncentracije disociranih iona u elektrolitu.

#### 4.3.2 Proračun komponenata impedancije dvosloja na temelju fizikalnog modela

Danas postoji više električnih modela za reprezentaciju kontakta metala i elektrolita. U ovom će se radu koristiti prilagođeni Richardotov i McAdamsov model impedancije električnog dvosloja metal-elektrolit te Bousseov i Bergveldov model impedancije električnog dvosloja izolator-elektrolit. Ovi modeli su odabrani jer sadrže fizikalnu interpretaciju pojedinih komponenti ukupne kontaktne impedancije te iz razloga što su u literaturi detaljno razrađeni i eksperimentalno potvrđeni.

Prema Gouy-Chapman-Sternovoj teoriji fiziološka će otopina kreirati električni dvosloj oko metalne elektrode čija je karakteristična debljina približno 1 nm. Dvosloj se sastoji od Helmholtzovog sloja i difuznog sloja. Kompleksna karakteristika dvosloja nastaje prvenstveno iz razloga što se nosioci naboja razlikuju u različitim fazama materijala. U metalu struju vode slobodni elektroni, dok su u otopini to ioni. Struja može poteći između tih faza na dva odvojena načina – neinduciranim (engl. *non-Faradaic*) i induciranim procesom (engl. *Faradaic*). Na ovaj način nastaju dvije aditivne komponente struje. Neinduciranim ili "pseudokapacitivnim" tokom struje nosioci naboja zapravo ne prelaze iz jedne faze u drugu, već se izmjenična komponenta struje prenosi akumulacijom naboja suprotnog polariteta na površini dvosloja, a struja zapravo teče putem redistribucije iona. Inducirani tok struje podrazumijeva prijelaz naboja iz jedne faze u drugu. Budući da su prijenosnici naboja u različitim fazama u drugom obliku, tok struje se ostvaruje isključivo putem redoks reakcija na površini elektrode. U većini slučajeva obje komponente struje (neinducirana i inducirana) teku istovremeno te model mora računavati obje komponente.

Pri malim narinutim naponima električni se dvosloj ponaša linearno, ali uz veću pobudu pokazuje naponsku ovisnost. Stoga će sinusoidna pobuda malog iznosa rezultirati fazno pomaknutim odzivom na istoj frekvenciji, dok će se primjenom veće pobude javiti harmonička izobličenja. Granica između linearnog i nelinearnog režima određena je Schwanovom teorijom. Ova teorija daje iznose pobudne gustoće struje i napona za koje se može primijeniti linearni model.

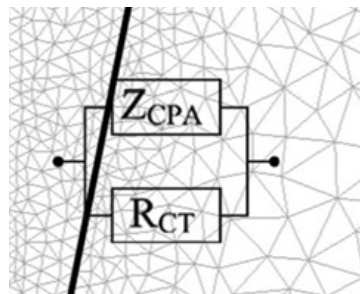
Zbog relativno male dodirne površine aktivne elektrode u kanalu zuba dvosloj može predstavljati relativno velik doprinos ukupnoj impedanciji koji je dodatno ovisan o iznosu pobude.

Za razvoj matematičkih modela se pretpostavlja da se metalna elektroda, kao i izolator koji je u dodiru s elektrolitom nalazi blizu elektrodinamičkog ravnotežnog potencijala (engl. *equilibrium potential*). Ova pretpostavka se može smatrati ispunjenom na frekvencijama interesantnima u ovom radu. Uz ovu je pretpostavku

matematički opis modela jednostavniji te se za prenapon koji se javlja na dvosloju između dva materijala može uzeti razlika potencijala susjednih domena u FE modelu zuba.

#### 4.3.2.1 Dvosloj na površini metala

Model dvosloja metal-elektrolit se sastoji od dvije komponente – pseudokapacitivne impedancije s konstantnom fazom i rezistivne komponente. Prva reprezentira neinducirani tok struje uslijed akumulacije naboja. Druga predstavlja otpor koji nastaje uslijed konačne brzine odvijanja redoks reakcija. Pritom se zanemaruje utjecaj prijenosa mase i efekata difuzije. Na slici 4.8 je prikazana električna nadomjesna shema s prostorno distribuiranim elementima duž dodirne površine među različitim materijalima.



Slika 4.8. Električna nadomjesna shema dvosloja na spoju metal-elektrolit. [31]

Elementi nadomjesne sheme za svaku točku dodirne površine susjednih domena matematički su opisani Richardot i McAdamsom ( $Z_{CPA}$ , jednadžba 4.25) i Butler-Volmerovom jednadžbom ( $R_{CT}$ , jednadžba 4.26) kako slijedi:

$$Z_{CPA}(\eta) = A e^{-\left(\frac{|\eta|}{\sigma}\right)^2} (j\omega)^{-[a|\eta|^4 + b|\eta|^3 + c|\eta|^2 + d|\eta| + e]}, \quad (4.25)$$

$$R_{CT}(\eta) = \frac{\eta}{I_0} \left( e^{\alpha_a \frac{nF}{RT} \eta} - e^{-\alpha_c \frac{nF}{RT} \eta} \right)^{-1}, \quad (4.26)$$

odnosno za model u linearnom režimu ( $\eta \rightarrow 0$ ):

$$Z_{CPA} = K \cdot (j\omega)^{-\beta}, \quad (4.27)$$

$$R_{CT} = \frac{RT}{nF \cdot I_0}, \quad (4.28)$$

pri čemu je:

- $\eta$  - aktivacijski prenapon na dvosloju, odnosno razlika potencijala među susjednim domenama FE modela na granici sredstava,
- $K$  - ukupna amplituda impedancije neinduciranog toka struje
- $\beta$  - koeficijent faznog kuta pseudokapacitivne impedancije,
- $A, \sigma$  - vrijednosti modela za ovisnost elementa  $K$  o prenaponu aproksimiran Gaussovom funkcijom,
- $a, b, c, d, e$  - vrijednosti modela naponske ovisnosti elementa  $\beta$  s naponom aproksimiran polinomom četvrtog reda,

- $I_0$  - struja izmjene naboja redoks reakcijama u termodinamičkoj ravnoteži (engl. *exchange current*),  
 $\alpha_a, \alpha_c$  - koeficijenti prijenosa naboja (engl. *charge transfer coefficient*),  
 $n$  - valencija iona koji sudjeluju u redoks reakcijama na elektrodi  
 $F$  - Faradayeva konstanta  
 $R$  - opća plinska konstanta  
 $T$  - temperatura u kelvinima

Podaci za pojedine parametre opisanog modela dani su u tablici 4.3 na primjeru platinske elektrode u fiziološkoj otopini koncentracije 0.9% pri 25°C. Podaci u tablici su normirani po jediničnoj površini dvosloja.

**Tablica 4.3. Vrijednosti elemenata nelinearnog i linearnog modela električnog dvosloja na spoju metal-elektrolit. [111]**

nelinearni model			linearni model		
parametar	vrijednost	jedinica	parametar	vrijednost	jedinica
$A$	1.5785	$\Omega \text{ m}^2 \text{ s}^{-\beta}$	$K$	1.57	$\Omega \text{ m}^2 \text{ s}^{-\beta}$
$\sigma$	0.1552	1	$\beta$	0.91	1
$a$	-3.736	1	$I_0$	$6.41 \cdot 10^{-4}$	$\text{A m}^{-2}$
$b$	3.852	1	$n$	2	1
$c$	0.3697	1	$F$	96485.3365	$\text{C mol}^{-1}$
$d$	-1.2112	1	$R$	8.3144621	$\text{J K}^{-1} \text{ mol}^{-1}$
$e$	0.9244	1	$T$	298	K
$I_0$	$6.41 \cdot 10^{-4}$	$\text{A m}^{-2}$	<i>maksimalni napon</i>	$\approx 10$	mV
$\alpha_a$	0.5	1			
$\alpha_c$	0.5	1			
$n$	2	1			
$F$	96485.3365	$\text{C mol}^{-1}$			
$R$	8.3144621	$\text{J K}^{-1} \text{ mol}^{-1}$			
$T$	298	K			
<i>maksimalni napon</i>	$\approx 900$	mV			

Za linearni model su teorijski dobivene vrijednosti elemenata električne nadomjesne sheme za jediničnu površinu sučelja:

$$Z_{CPA} = 1.57 \left[ \Omega \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-0.91} \right] \cdot (j\omega)^{-0.91} \quad \text{i} \quad (4.29)$$

$$R_{CT} = 20 \left[ \Omega \cdot \text{m}^2 \right]. \quad (4.30)$$

#### 4.3.2.2 Dvosloj na površini izolatora

Fizikalne pojave na površini izolatora uronjenom u elektrolit slične su pojavama na metalnoj elektrodi. Osnovna razlika je u reaktivnosti površinskog sloja. U slučaju izolatora površinski je sloj tipično puno reaktivniji nego u slučaju metala. Tako npr. u silicijevom dioksidu, čije je ponašanje u elektrolitu temeljito proučeno i dokumentirano, na površinskom sloju postoji velik broj hidroksilnih grupa (SiOH). Te

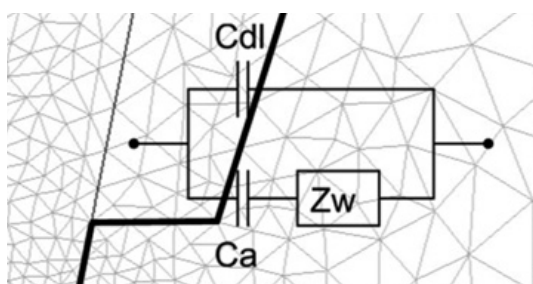
grupe amfoternim reakcijama (ponaša se i kao kiselina i kao lužina) mogu donirati ili prihvatiti protone ( $H^+$ ) koji su prisutni u elektrolitu:



Neutralna površina izolatora, koja je bogata hidroksilnim grupama, uslijed navedenih reakcija postaje površinski primarno nabijena. Rezultat tog naboja je adsorpcija kationa i aniona iz elektrolita te stvaranje kompaktnog sloja ionskih parova (slično Helmholtzovom sloju na površini metala). Neposredno nakon sloja adsorbiranog naboja se u elektrolitu stvara i dodatni difuzni sloj koji poništava preostali površinski naboj.

Bousse i Bergveld su razvili teorijski opis nastanka električne impedancije na površini silicijevog dioksida za male sinusoidne pobudne signale. Valjanost modela je eksperimentalno potvrđena na primjeru silicijevog dioksida uronjenog u otopinu natrijevog klorida u rasponu koncentracije  $10^{-2}$  do  $10^{-4}$  M i u rasponu pH vrijednosti između 2 i 10 [112].

Ovaj električni model sadrži tri komponente ukupne impedancije:  $C_{DL}$ ,  $Z_W$  i  $C_a$  prema shemi na slici 4.9.



Slika 4.9. Električna nadomjesna shema dvosloja na spoju izolator-elektrolit. [31]

$C_{DL}$  predstavlja kapacitet čistog elektrostatskog kapacitivnog djelovanja dvosloja, a njegov se iznos određuje pomoću Gouy-Chapman-Sternovog modela.  $Z_W$  je takozvana Warburgova impedancija koja predstavlja difuziju iona koji sudjeluju u prijenosu naboja putem redoks reakcija.  $C_a$  je kapacitet uzrokovan adsorbiranim slojem protona  $H^+$  i hidroksilnih skupina  $OH^-$  na površini silicijevog dioksida.

Elementi nadomjesne sheme određeni su svojstvima materijala na sučelju izolator-elektrolit. Proces koji se odvija na površini sučelja rezultiraju niskom dodirnom impedancijom u slučaju izolatora čija je površina od visoko reaktivnog materijala, dok je za manje reaktivne materijale ta impedancija veća.

U literaturi je pokazano da se Nernstova jednadžba ne može primijeniti za izračun potencijala u slučaju sučelja izolator-elektrolit [112]. Uspoređujući sa dvoslojem na površini metala, električna svojstva dvosloja na izolatoru manje su ovisna o naponu, pa ih za potrebe ovog rada možemo smatrati naponski neovisnima. Stoga je ukupna impedancija dvosloja funkcija frekvencije, neovisna o narinutom pobudnom naponu, a odziv dvosloja na sinusoidnu pobudu bit će bez harmoničkih izobličenja.

Vrijednosti elemenata modela izračunati su na temelju sljedećeg sustava jednažbi.

Površinski sloj se promatra u stanju termodinamičke ravnoteže, kada vrijedi da je površinski naboj na izolatoru  $\sigma_0$  iznosom jednak i suprotnog predznaka od adsorbiranog naboja u difuznom sloja elektrolita  $\sigma_d$ :

$$\sigma_d = -\sigma_0. \quad (4.33)$$

Prema Gouy-Chapman-Sternovoj teoriji dvosloja, uz zanemarenje vjerojatnosti adsorpcije suprotno nabijenih iona u kompaktnom dijelu dvosloja tada slijedi da je ukupni površinski naboj u difuznom dijelu dvosloja  $\sigma_d$  jednak:

$$\sigma_d = -(8\varepsilon_w \cdot kT \cdot c)^{1/2} \sinh\left(\frac{q \cdot \psi_d}{2kT}\right), \quad (4.34)$$

pri čemu je  $\varepsilon_w$  dielektrična konstanta vode,  $c$  koncentracija iona u elektrolitu, a  $\psi_d$  potencijal duž sloja difuznog naboja. Ukupni potencijal duž dvosloja  $\psi_0$  može se izraziti kao:

$$\psi_0 = \psi_d - \frac{\sigma_d}{C_{stern}}, \quad (4.35)$$

pri čemu je  $C_{stern}$  kapacitet kompaktnog sloja adsorbiranih iona. Može se pokazati da kombiniranjem i deriviranjem prethodnih izraza ( $C_{DL} = -d\sigma_d/d\psi_0$ ) slijedi da je ukupni kapacitet dvosloja  $C_{DL}$  dan izrazom:

$$\frac{1}{C_{DL}} = \frac{1}{C_{stern}} + \left[ \frac{q\sqrt{2\varepsilon_w \cdot kT \cdot c}}{kT} \cosh\left(\frac{q \cdot \psi_d}{2kT}\right) \right]^{-1}, \quad (4.36)$$

pri čemu je dobiveni kapacitet dvosloja neovisan o frekvenciji (vrijedi do  $\sim 1$  MHz), odnosno da ovisi o potencijalu difuznog sloja. Opisani kapacitet  $C_{DL}$  je uzrokovan isključivo elektrostatskom interakcijom naboja i električnog polja u dvosloju.

Istovremeno s opisanim pojavama koje se manifestiraju kao kapacitet elektrostatskog kapacitivnog djelovanja  $C_{DL}$ , na površini dvosloja odvijaju se i redoks procesi putem kojih teče anodna i katodna struja te s kojima se mijenja količina adsorbiranih iona na površini izolatora. Kapacitet  $C_a$  i Warburgova impedancija  $Z_W$  opisuju promjenu površinskog naboja na površini izolatora u ovisnosti o ukupnom potencijalu duž dvosloja  $\psi_0$ . Relacija koja povezuje površinski naboj na izolatoru  $\sigma_0$ , potencijal duž dvosloja  $\psi_0$  i  $pH$  vrijednost elektrolita je:

$$2.303(pH_{pzc} - pH) = \frac{q \cdot \psi_0}{kT} + \operatorname{arcsinh}\left(\frac{\sigma_0}{\delta q N_s}\right), \quad (4.37)$$

pri čemu  $pH_{pzc}$  predstavlja  $pH$  vrijednost elektrolita pri kojoj je površina izolatora električki neutralna (u vidu ravnoteže između brzine oksidacijskih i redukcijskih reakcija). Parametar  $\delta$  je bezdimenzionalna veličina kojom se karakterizira reaktivnost površine.  $N_s$  je broj reakcijskih mjesta po jediničnoj površini izolatora.

Relacija 4.37 vrijedi uz pretpostavku da je  $\delta^2 \ll 1$ , što se može smatrati ispravnom

pretpostavkom za sve izolatore koji se koriste u silicijskoj tehnologiji (npr. za okside poput  $\text{SiO}_2$  ili  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ). Valjanost ove pretpostavke bi trebalo provjeriti za slučaj dentinskog tkiva.

Deriviranjem izraza 4.37 te korištenjem relacija koje povezuju  $pH$  s difuznim koeficijentima i koncentracijama  $H^+$  i  $OH^-$  iona slijedi da je kapacitet  $C_a$ , uzrokovan adsorpcijom naboja na dodirnoj površini uslijed površinskih reakcija dan sljedećom relacijom:

$$\frac{1}{C_a} = \frac{kT}{\delta q^2 N_s} \left[ 1 + \left( \frac{\sigma_0}{\delta q N_s} \right)^2 \right]^{-1/2}, \quad (4.38)$$

$$Z_W = K_W (j\omega)^{-0.5} = \frac{kT}{q^2 (2\omega)^{1/2}} \cdot \frac{1-j}{\left( [H^+] D_{H^+}^{1/2} + [OH^-] D_{OH^-}^{1/2} \right)}. \quad (4.39)$$

Kako bi se odredili parametri električne nadomjesne sheme dvosloja na spoju izolatora i elektrolita sustav od sedam navedenih neovisnih jednadžbi (jednadžbe 4.33 do 4.39) je iterativnim postupkom riješen po nepoznanicama:

- $\sigma_0, \sigma_d$  - površinski naboj na izolatoru i adsorbirani naboj u kompaktnom dijelu dvosloja u elektrolitu
- $\psi_0, \psi_d$  - ukupni potencijal duž dvosloja i potencijal duž sloja difuznog naboja
- $C_{DL}$  - kapacitet elektrostatskog kapacitivnog djelovanja dvosloja,
- $C_a$  - kapacitet uzrokovan adsorbiranim slojem protona  $H^+$  i hidroksilnih skupina  $OH^-$  na površini izolatora,
- $K_W$  - parametar koji definira Warburgovu impedanciju koja predstavlja difuziju iona koji sudjeluju u prijenosu naboja putem redoks reakcija.

Poznati parametri i konstante korištene u proračunu navedene su u tablici 4.4. Vrijednosti parametara odnose se na slučaj dvosloja između silicijevog dioksida i fiziološke otopine (0.9 % NaCl,  $pH=7.0$ ) te mogu poslužiti samo za grubu procjenu reda veličine impedancije dodirne površine dvosloja. Izračunate vrijednosti elemenata nadomjesne sheme dvosloja prikazane su u tablici 4.5. Podaci u tablicama su normirani po jediničnoj površini dvosloja.

Parametri  $\sigma_0, \sigma_d, \psi_0$  i  $\psi_d$  koji govore o internim pojavama u dvosloju su nusprodukti izračuna, dok su vrijednosti elemenata nadomjesne sheme  $C_{DL}, C_a$  i

$$Z_W = K_W (j\omega)^{-0.5}.$$

**Tablica 4.4. Vrijednosti elemenata nelinearnog i linearnog modela električnog dvosloja na spoju izolator-elektrolit. [111]**

parametar	vrijednost	jedinica	značenje
$C_{stern}$	0.2	F m <sup>2</sup>	kapacitet Sternovog sloja naboja
$pH$	7.0	1	pH vrijednost elektrolita
$pH_{pzc}$	2.2	1	pH vrijednost elektrolita pri kojoj je površina električki neutralna
$\delta$	$7.5 \cdot 10^{-4}$	1	reaktivnost površinskog sloja
$N_s$	$5 \cdot 10^{18}$	m <sup>-2</sup>	broj reakcijskih mjesta po jediničnoj površini
$[H^+]$	$6.022 \cdot 10^{19}$	m <sup>-3</sup>	koncentracija H <sup>+</sup> iona
$[OH^-]$	$6.022 \cdot 10^{19}$	m <sup>-3</sup>	koncentracija OH <sup>-</sup> iona
$D_{H^+}$	$9.311 \cdot 10^{-9}$	m <sup>2</sup> s <sup>-1</sup>	difuzijska konstanta H <sup>+</sup> iona
$D_{OH^-}$	$5.273 \cdot 10^{-9}$	m <sup>2</sup> s <sup>-1</sup>	difuzijska konstanta OH <sup>-</sup> iona
$c$	$9.19 \cdot 10^{25}$	m <sup>-3</sup>	koncentracija disociranih iona u elektrolitu
$\epsilon_w$	$7.08 \cdot 10^{-10}$	F m <sup>-1</sup>	dielektrična konstanta vode
$F$	96 485.3365	C mol <sup>-1</sup>	Faradayeva konstanta
$R$	8.3144621	J K <sup>-1</sup> mol <sup>-1</sup>	opća plinska konstanta
$T$	298	K	apsolutna temperatura
$k$	$1.38 \cdot 10^{-23}$	J K <sup>-1</sup>	Boltzmannova konstanta
$q$	$1.6 \cdot 10^{-19}$	C	elementarni naboj

**Tablica 4.5. Vrijednosti izračunatih parametara dvosloja između izolatora i fiziološke otopine.**

parametar	vrijednost	jedinica
$\sigma_0$	$-5.42 \cdot 10^{-5}$	C m <sup>-2</sup>
$\sigma_d$	$5.42 \cdot 10^{-5}$	C m <sup>-2</sup>
$\psi_0$	$-3.31 \cdot 10^{-4}$	V
$\psi_d$	$-6.02 \cdot 10^{-5}$	V
$C_{DL}$	0.1636	F m <sup>-2</sup>
$C_a$	0.0234	F m <sup>-2</sup>
$K_W$	15.774	$\Omega$ m <sup>2</sup> s <sup>-0.5</sup>

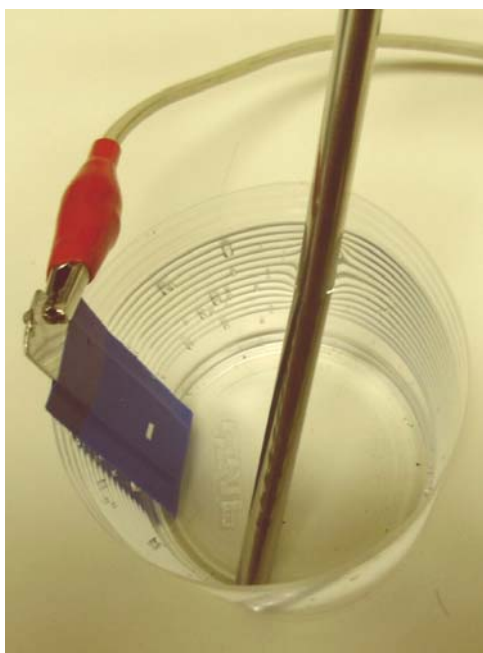
### 4.3.3 Eksperimentalno određivanje impedancije dvosloja

U poglavlju 4.3.2 je izračunata impedancija dvosloja koji se javlja na dodirnoj površini između metalne elektrode i elektrolita te između površine izolatora i elektrolita. U svrhu prilagodbe podataka stvarnim vrijednostima koje se javljaju na dodirnim površinama stvarno korištenih materijala pri mjerenju impedancije korijenskoga kanala, u ovom je poglavlju izmjerena karakteristična impedancija dvosloja na dodirnoj površini nehrđajućeg čelika i fiziološke otopine.

### 4.3.3.1 Opis mjernog postupka

Impedancije dvosloja mjerene su kroz četiri eksperimenta. Prvo mjerenje provedeno je korištenjem metalne trake izrađene od nehrđajućeg čelika (inox). Metalna traka prelijepljena je s obje strane slojem izolatora (elektro-izolacijskom samoljepljivom trakom). Izolacija je nalijepljena tako da u potpunosti brtvi dio metalne trake koji će se uroniti u fiziološku otopinu, što je provjereno pomoću ommetra nakon uranjanja izoliranog dijela trake. Potom je u izolatoru pažljivo izrezan prozor dimenzija  $2.5 \cdot 2.5$  mm koji je u svrhu mjerenja impedancije uronjen u fiziološku otopinu. Za mjerenje je korišten pripravak izotonične fiziološke otopine (0.9% NaCl) na  $23$  °C.

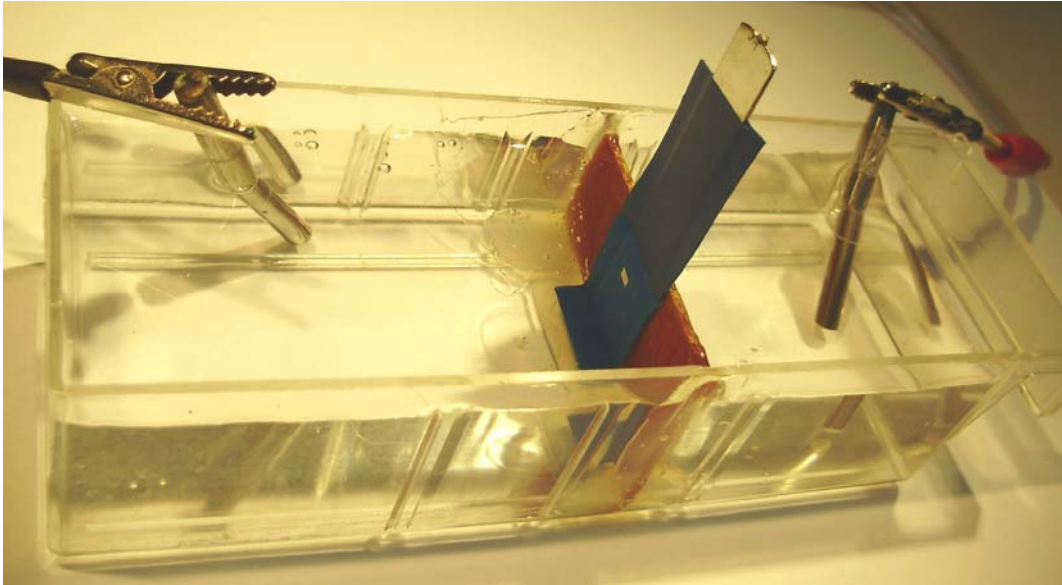
Impedancija je mjerena pomoću *Hewlett Packard HP4284A precise LCR metra* u frekvencijskom području  $100$  Hz –  $1$  MHz. Mjerenje je provedeno koristeći sinusoidnu strujnu pobudu iznosa  $100$   $\mu$ A. Pritom je aktivna elektroda spojena na neizolirani dio limene trake (koji nije uronjen u fiziološku otopinu), dok je kao neutralna elektroda korištena dodatna elektroda od nehrđajućeg čelika, velike dodirne površine, slika 4.10. Neutralna elektroda je smještena u fiziološkoj otopini na nekoliko položaja (nekoliko milimetara do nekoliko centimetara od promatranog prozora) kako bi se ustanovio utjecaj otpora same fiziološke otopine na ukupnu izmjerenu impedanciju.



Slika 4.10. Mjerni postav pri mjerenju impedancije dvosloja metal-fiziološka otopina korištenjem jednog prozora.

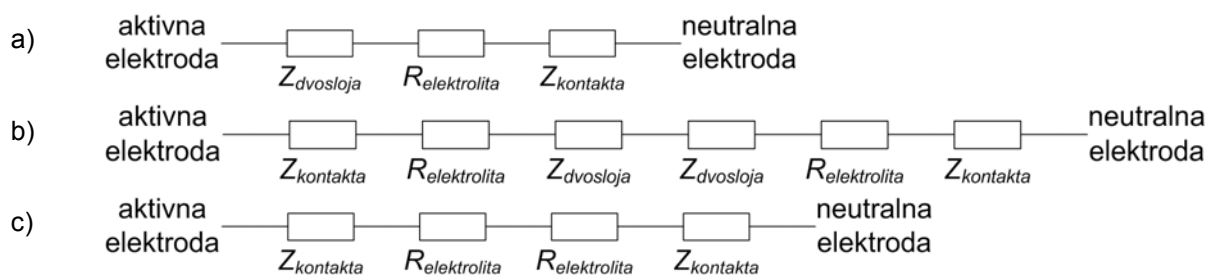
Za potrebe drugog mjerenja je na metalnoj traci izrezan dodatni prozor u izolatoru, smješten nasuprot prvom prozoru te jednakih dimenzija ( $2.5 \cdot 2.5$  mm). Kadica s fiziološkom otopinom pregrađena je na dva dijela, a u sredini te pregrade je smješten uzorak nehrđajućeg čelika s dva nasuprotno orijentirana prozora. Na ovaj je način električni spoj između pregrađenih dijelova kadice ostvaren isključivo kroz izrezane prozore tj. kroz uzorak od nehrđajućeg čelika, slika 4.11.





**Slika 4.11. Mjerni postav pri mjerenju impedancije dvosloja metal-fiziološka otopina. korištenjem para nasuprotno smještenih prozora.**

Uzorak od nehrđajućeg čelika kroz koji su električki spojeni nasuprotni dijelovi kadice prilikom mjerenja je ostavljen na plutajućem potencijalu. Budući je mjerenje provedeno korištenjem strujne pobude, struje kroz oba sučelja metal-elektrolit jednake su kao i u prethodnom mjerenju (samo jedan prozor), slika 4.12, a). Mjerenje je provedeno uz jednake postavke kao i prethodno mjerenje, pri čemu su korištene dvije dodatne elektrode od nehrđajućeg čelika relativno velike dodirne površine – jedne za aktivnu, a druge za neutralnu mjernu elektrodu (slika 4.12 b). Gornji segmenti tih dodatnih mjernih elektroda zaštićeni su samoljepljivom trakom kako bi se definirala fiksna dodirna površina svake elektrode, neovisno o dubini uronjenosti elektrode u fiziološku otopinu. Na ovaj način ostvarena je veća ponovljivost mjerenja. Prije početka mjerenja također je provjerena električna izolacija između pregrađenih dijelova kadice pomoću ommetra (jedan od prozora je privremeno prekriven izolacijskom trakom). Nakon provedenih mjerenja je odstranjena limena trakica i jedan sloj izolirajuće trake, čime su prvotno pregrađeni dijelovi kadice postali direktno spojeni preko prozora dimenzija  $2.5 \cdot 2.5$  mm bez promjene u geometriji (slika 4.12 c).



**Slika 4.12. Električne nadomjesne sheme ukupne izmjerene impedancije u prvom eksperimentu (a) i u drugom eksperimentu s metalnom pregradom (b) i bez nje (c).**

Ovime je omogućeno oduzimanje utjecaja impedancije elektrolita u kadici i na dodirnim površinama mjernih elektroda od mjerene impedancije dvosloja na sučelju inox-fiziološka otopina. Umjesto da se neželjeni elementi ukupne impedancije

( $R_{\text{elektrolita}}, Z_{\text{kontakta}}$ ) pokušaju minimizirati, nastoji ih se držati stalnima, pa se mjerena impedancija ( $Z_{\text{dvosloja}}$ ) može dobiti prema izrazu:

$$Z_{\text{dvosloja}} = \frac{1}{2}(Z_{\text{ukupno}(b)} - 2Z_{\text{kontakta}} - 2Z_{\text{elektrolita}}) = \frac{1}{2}(Z_{\text{ukupno}(b)} - Z_{\text{ukupno}(c)}), \quad (4.40)$$

pri čemu  $Z_{\text{ukupno}(b)}$  i  $Z_{\text{ukupno}(c)}$  predstavljaju ukupnu izmjerenu impedanciju prema slici 4.12 (b) i (c).

Treće mjerenje provedeno je korištenjem Kerrovog endodontskog instrumenta kao aktivne elektrode. Za neutralnu elektrodu korišten je nehrđajući čelik velike dodirne površine, smješten horizontalno 1 cm ispod površine elektrolita, slika 4.13. Mjerenje je provedeno u svrhu prilagođenja parametara dvosloja stvarnom obliku instrumenta u kanalu, a uz kompromis na točnost poznavanja dodirne površine uronjenog dijela instrumenta. Mjerenje je provedeno tako da je Kerrov endodontski instrument uronjen u fiziološku otopinu do određene dubine te je na temelju te dubine i promjera instrumenta procijenjena dodirna površina.



**Slika 4.13. Mjerni postav pri mjerenju impedancije spoja Kerrovog instrumenta na fiziološku otopinu.**

Četvrto mjerenje provedeno je slično prethodnom, ali uz korištenje Miller-Donaldsove endodontske igle kao aktivne elektrode umjesto Kerrovog instrumenta. Ovakva igla ima pravilniju strukturu vrha što omogućava točnije određivanje dodirne površine. Dubina igle koja je uronjena u fiziološku otopinu u ovom je slučaju određena tako što je nakon provedenog mjerenja tankim flomasterom na igli zabilježen položaj do kojega je igla bila uronjena, nakon čega je igla izvađena iz otopine te je izmjerena udaljenost od oznake do vrha igle.

#### 4.3.3.2 Rezultati mjerenja

Na slici 4.14 su prikazani rezultati mjerenja impedancije sučelja ploče inoksa i fiziološke otopine pri 23°C korištenjem samo jednog prozora (2.5 · 2.5 mm) u čašici s fiziološkom otopinom, kao i rezultati diferencijskog mjerenja u pregrađenoj kadici.

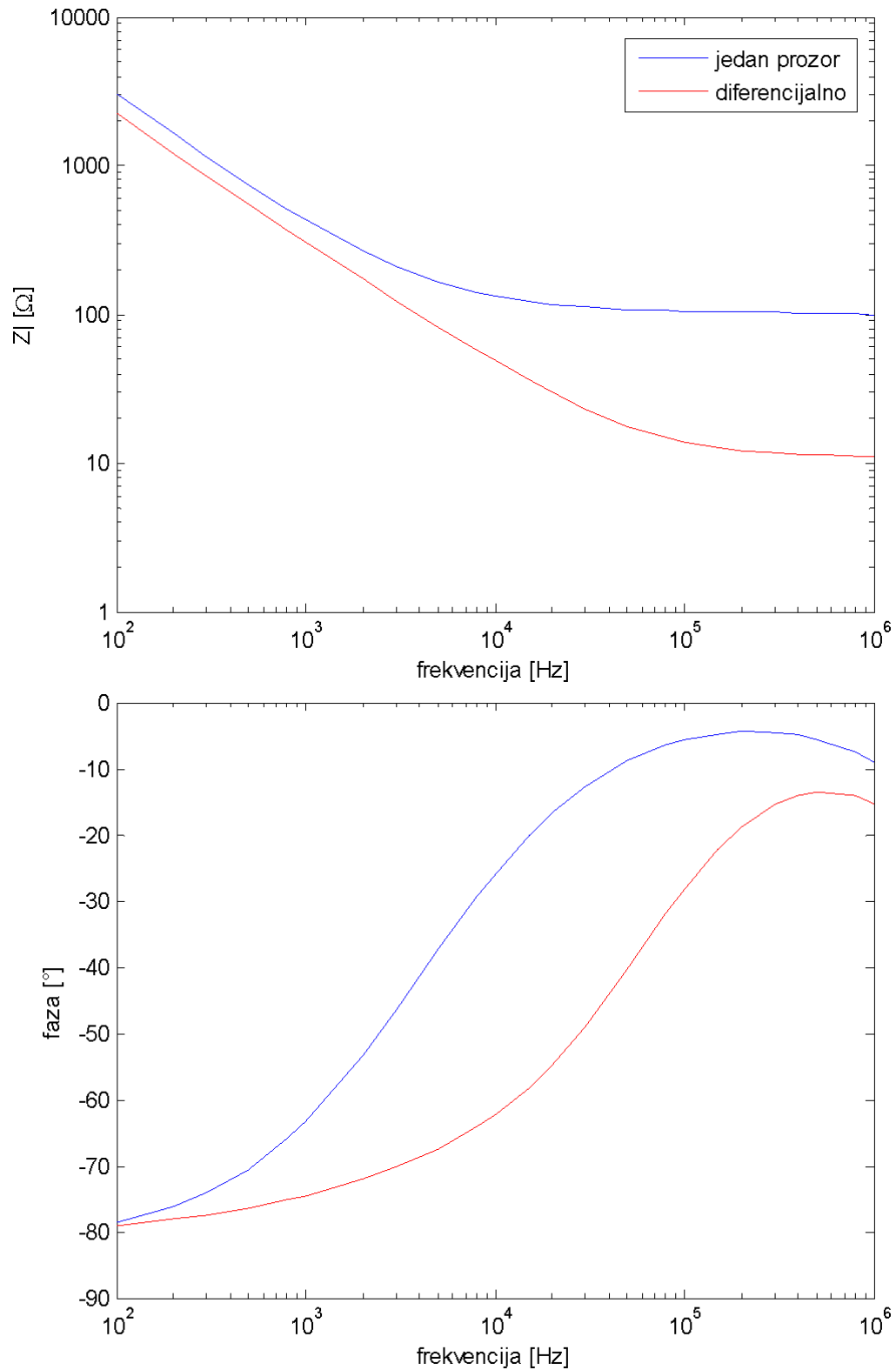
U slučaju mjerenja na jednom prozoru izmjerena impedancija sadrži i doprinos impedancije fiziološke otopine, kao i spoja na neutralnu elektrodu. Promjena položaja elektroda u čašici s fiziološkom otopinom utječe na impedanciju elektrolita, dok se promjenom dubine i nagiba neutralne elektrode utječe na površinu tj. na impedanciju spoja na neutralnoj elektrodi. Uslijed promjena geometrije u mjernom postavu dobiveno je rasipanje karakteristika oko 20 % od ukupne impedancije ( $1 \sigma$ ).

Diferencijskim mjerenjem je odbijen utjecaj impedancije neutralne elektrode, fiziološke otopine te djelomično utjecaj parazitnih impedancija.

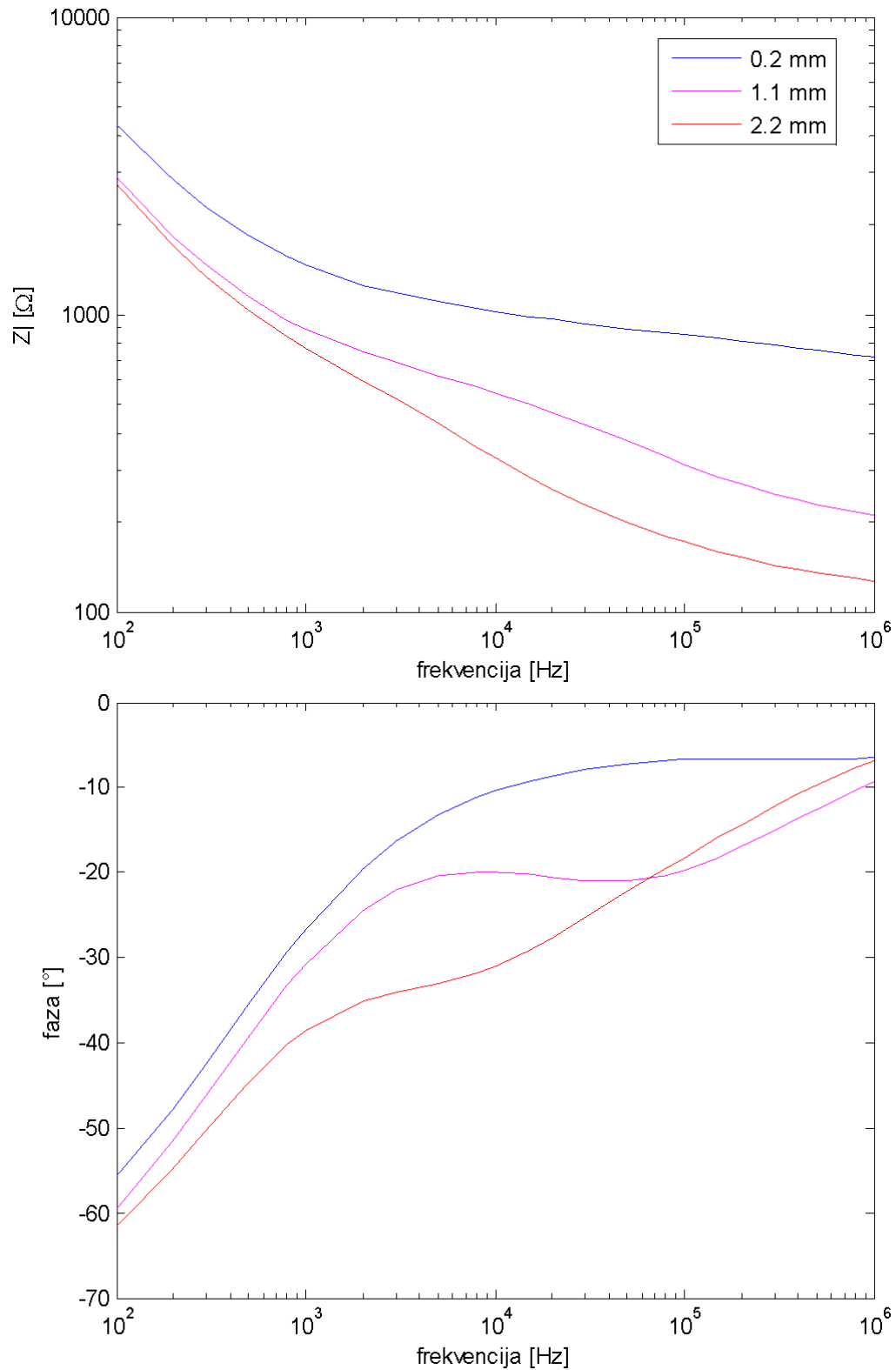
Na slici 4.15 su prikazane impedancije dvosloja izmjerene na sučelju između vrha Kerrovog endodontskog instrumenta i fiziološke otopine pri 23°C. Mjerenje u ovom slučaju uključuje impedanciju fiziološke otopine, kao i impedanciju sučelja na neutralnoj elektrodi. Na slici su prikazane vrijednosti impedancija za tri različite dubine instrumenta u fiziološkoj otopini.

Na slici 4.16 su prikazane impedancije sučelja na spoju vrha Miller-Donaldsove igle i fiziološke otopine pri 23°C. Prikazanoj impedanciji također doprinose Impedancije fiziološke otopine, kao i sučelja na neutralnoj elektrodi.

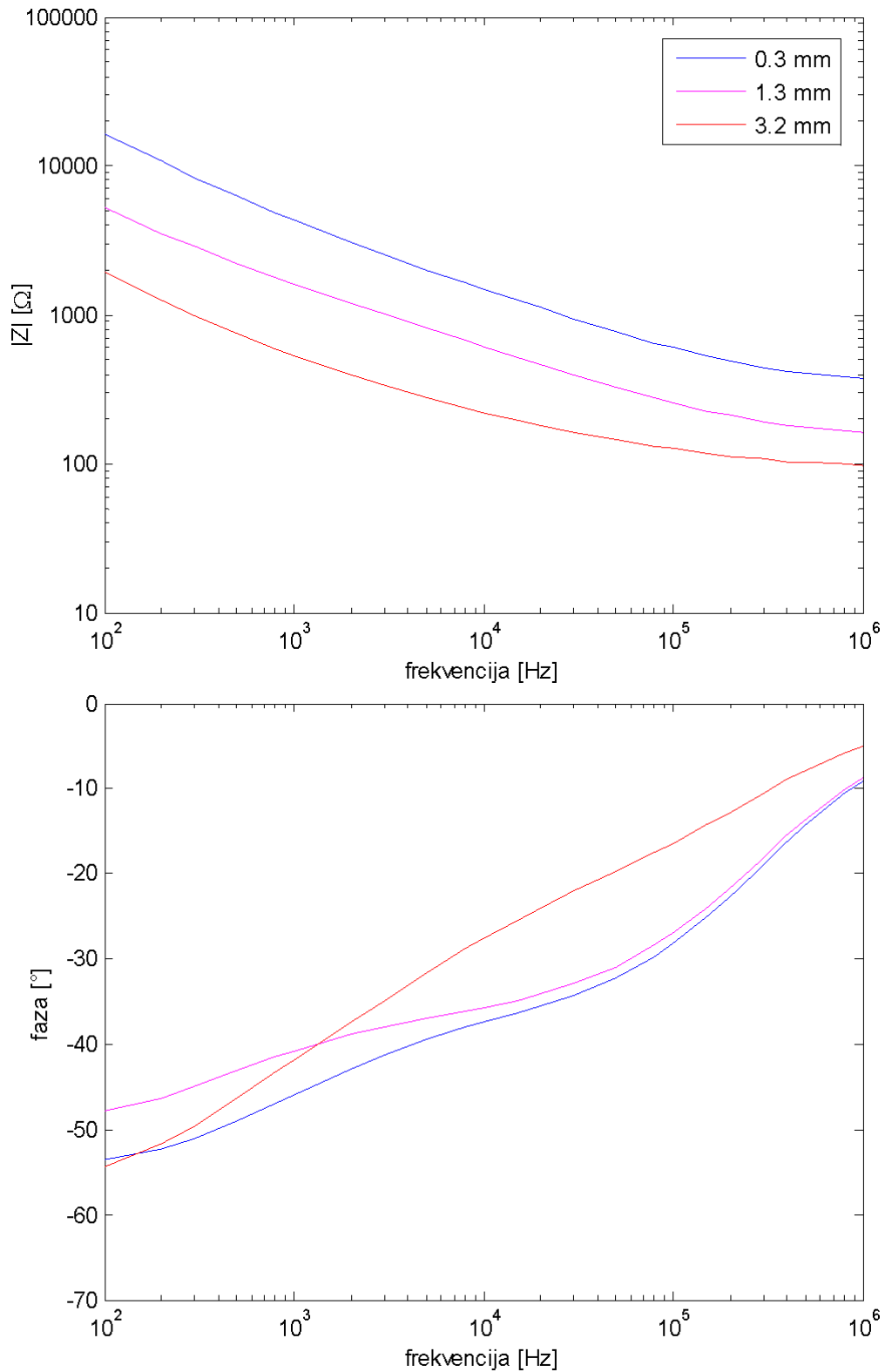
Iz podataka o frekvencijskoj ovisnosti impedancije na jediničnoj površini sučelja metal-fiziološka otopina izračunate su vrijednosti elemenata električnog nadomjesnog kruga prema izloženoj teoriji za impedanciju dvosloja metal-elektrolit (poglavlje 4.3.2.1). Vrijednosti elemenata su izračunate metodom kompleksnih nelinearnih kvadratnih odstupanja minimiziranjem relativnih reziduala realnog i imaginarnog dijela impedancije s jednakim težinama (detalji o ovom postupku bit će izloženi u poglavlju 5).



**Slika 4.14. Impedancije spoja inox-fiziološka otopina izmjerene na jednom prozoru dimenzija  $2.5 \cdot 2.5$  mm (uključuje impedanciju fiziološke otopine i neutralne elektrode) i diferencijalski.**

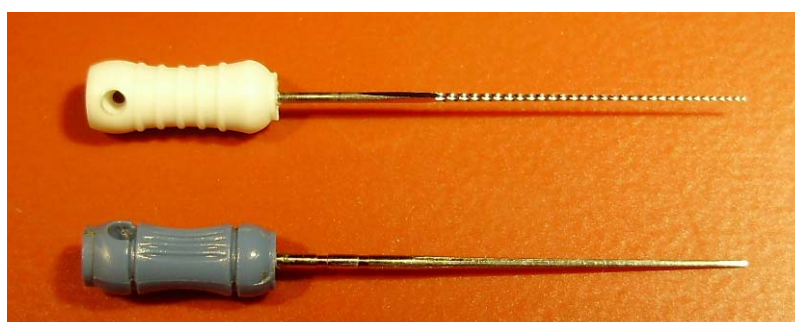


**Slika 4.15. Modul i fazni kut impedancije spoja: Kerrov instrument-fiziološka otopina (uključuje impedanciju fiziološke otopine i neutralne elektrode) uz različite dubine uronjenog dijela instrumenta u otopinu.**



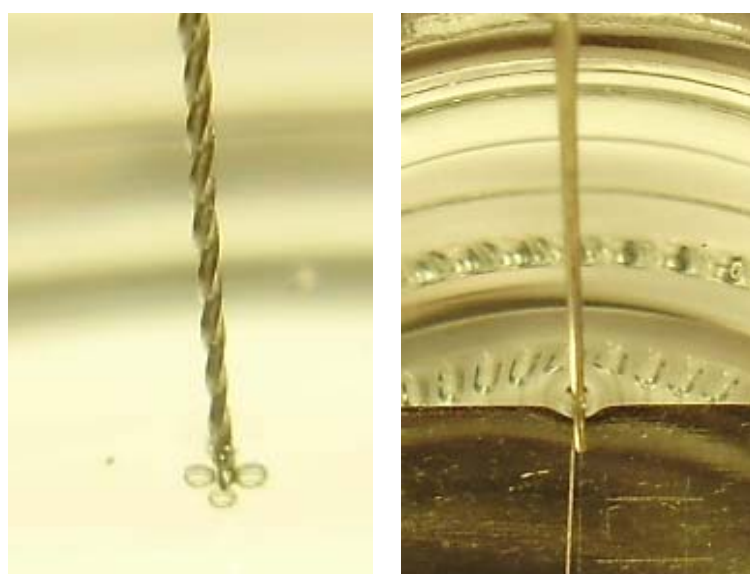
**Slika 4.16. Modul i fazni kut impedancije spoja: Miller-Donaldsova igla - fiziološka otopina (uključuje impedanciju fiziološke otopine i neutralne elektrode) uz različite dubine uronjenog dijela igle u otopinu.**

Izračunati su parametri nadomjesne sheme mjerene za ravnu ploču te za Kerrov endodontski instrument i Miller-Donaldsovu iglu pri različitim dubinama u fiziološkoj otopini. Pri određivanju parametara dvosloja na ravnoj dodirnoj površini su korišteni podaci o impedanciji dvosloja iz drugog eksperimenta (bez utjecaja impedancije fiziološke otopine i kontaktne impedancije mjernih elektroda), uz točno poznatu površinu prozora na promatranom metalu. Pri određivanju parametara dvosloja za oblik Kerrovog endodontskog instrumenta površina kontakta je relativno grubo procijenjena na temelju dimenzija instrumenta i dubine uronjenosti u elektrolit. Za Miller-Donaldsovu je iglu procjena površine točnija budući da se radi o pravilnijoj strukturi vrha igle, što uzrokuje pravilnije oblikovanje površine elektrolita i omogućuje izračun dodirne površine. Na Miller-Donaldsovoj je igli dodatno tijekom eksperimenta bilo i moguće pomoću flomastera zabilježiti dubinu do koje je igla uronjena, što je omogućilo točnije očitavanje. Slika 4.17 prikazuje strukturu vrha Kerrovog endodontskog instrumenta i Miller-Donaldsove igle.



**Slika 4.17. Usporedba završetka Kerrovog endodontskog instrumenta i Miller-Donaldsove endodontske igle.**

Osim kompleksnosti matematičkog opisa površine vrha Kerrovog instrumenta, prilikom mjerenja je ustanovljena i nejednolikost u oblikovanju površine fiziološke otopine koja se javlja oko instrumenta na mjestu gdje je instrument uronjen u elektrolit, što se može vidjeti na slici 4.18. Ova pojava dodatno otežava procjenu dodirne površine.

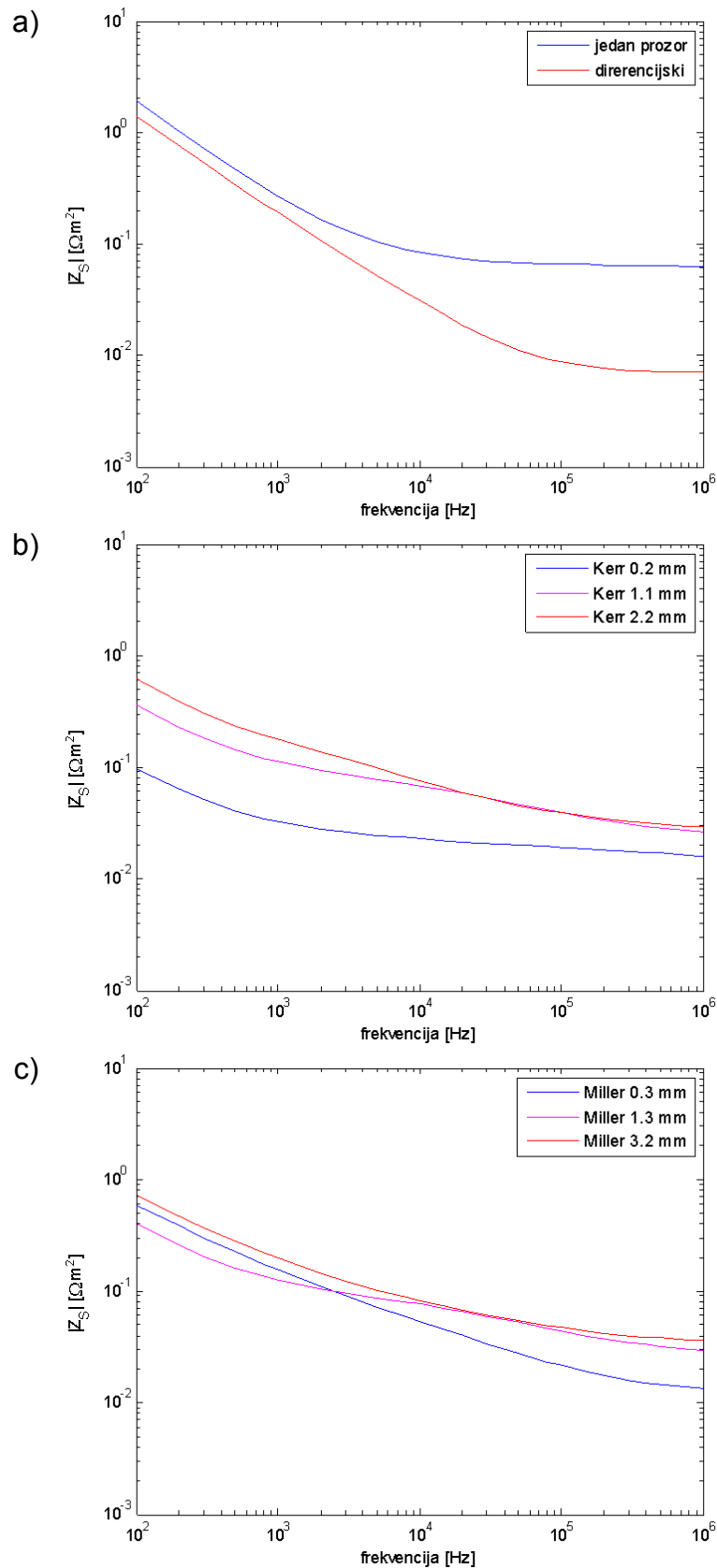


**Slika 4.18. Usporedba meniskusa kod Kerrovog instrumenta i Miller-Donaldsove igle.**

Sam vrh korištenog Kerrovog instrumenta K-15 ima vanjski promjer 0.15 mm, koji se linearno proširuje do vanjskog promjera 0.5 mm duž duljine 16.5 mm, nakon čega je dostignut ravan segment fiksnog promjera 8.5 mm sve do plastične ručke. Vrh spiralnog izgleda ima oblik tordirane kvadratične prizme. Korak rotacije pri promjeru 0.5 mm iznosi oko  $180^\circ/\text{mm}$  dužine, dok pri vrhu promjera 0.15 mm iznosi  $\approx 340^\circ/\text{mm}$ . Za razliku od ove strukture, vrh korištene Miller-Donaldsove igle M-30 ima oblik krnjeg stošca s bazama promjera 0.3 mm i 0.7 mm duljine 20 mm. Stožac se nastavlja na cilindrični segment promjera 0.7 mm i duljine 10 mm sve do plastične ručke. Dodirna je površina u ovom slučaju izračunata iz dubine uronjenosti igle u elektrolit prema formuli za površinu stošca.

Na slici 4.19 prikazani su moduli impedancija za provedena mjerenja, normirani na jediničnu površinu dvosloja. Prikazani su samo moduli skaliranih impedancija budući da se fazni kutevi skaliranjem nisu promijenjeni. U tablici 4.6 su prikazane površine pojedinih dvosloja kojima su impedancije normirane, kao i vrijednosti estimiranih elemenata nadomjesne sheme dvosloja prema opisanom modelu.





Slika 4.19. Moduli impedancija dvosloja na sučelju metal-fiziološka otopina, normirani po jediničnoj površini, mjereni na: a) ploči inoksa, b) Kerrovom instrumentu, c) Miller-Donaldsovoj igli. Fazne karakteristike se normiranjem nisu promijenile.

Tablica 4.6. Vrijednosti estimiranih parametara električne nadomjesne sheme dvosloja jedinične površine, uz dodatan serijski otpor elektrolita  $R_S$ .

Oblik dodirne površine	Komentar	Procijenjena površina [mm <sup>2</sup> ]	$K$ [ $\Omega \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-\beta}$ ]	$\beta$	$R_S$ [ $\Omega \cdot \text{m}^2$ ]
Ravna ploča	jedan prozor	6.250	5.19E+00	0.871	6.46E-04
Ravna ploča	diferencijski	6.250	2.82E+00	0.838	6.73E-05
Kerrov instrument	0.2 mm	0.224	3.89E-03	0.336	1.43E-04
Kerrov instrument	1.1 mm	1.250	2.07E-02	0.344	1.82E-04
Kerrov instrument	2.2 mm	2.284	1.30E-01	0.500	2.54E-04
Miller-Donaldsova igla	0.3 mm	0.359	1.91E-01	0.552	1.13E-04
Miller-Donaldsova igla	1.3 mm	1.401	1.98E-01	0.516	1.87E-04
Miller-Donaldsova igla	3.2 mm	3.728	1.79E-01	0.526	3.37E-04

#### 4.3.3.3 Rasprava

Unatoč jednostavnosti postupka mjerenja kontaktne impedancije na jednom prozoru poznate površine uronjenom u fiziološku otopinu (prvi eksperiment), rezultati ovog mjerenja pokazali su rasipanje modula ukupne impedancije od 30 % ( $1\sigma$ ), unatoč relativno velikoj površini neutralne elektrode i maloj udaljenosti od promatranog prozora do neutralne elektrode. Može se pretpostaviti da je ukupni utjecaj ovih parazitnih impedancija značajno veći budući da se pri različitim položajima aktivne i neutralne elektrode u čašici s fiziološkom otopinom mijenja samo dio impedancije, što je već rezultiralo rasipanjem od navedenih 30 %. Radi procjene i odbijanja njihovog utjecaja je proveden drugi eksperiment.

Rezultati drugog eksperimenta su pokazali da je utjecaj opisanih parazitnih impedancija u prvom eksperimentu oko 50 % od mjerene impedancije. Pretpostavlja se da je uslijed relativno slične geometrije utjecaj parazitnih impedancija podjednak u oba eksperimenta. Stoga je vjerodostojnije diferencijsko mjerenje provedeno drugim eksperimentom, čiji rezultati pokazuju da se impedancija dvosloja površine 6.25 mm<sup>2</sup> kreće između 2 k $\Omega$  (na 100 Hz) i 10  $\Omega$  (na 1 MHz), uz fazu između -80° (100 Hz) i -15° (1 MHz).

Mjerenje impedancije ostvarene Kerrovim endodontskim instrumentom (treći eksperiment) na žalost pokazuje da se dvosloj u stvarnim uvjetima drukčije ponaša nego što je to bio slučaj za ravnu metalnu ploču (u prva dva eksperimenta). Pri mjerenju impedancija u slučaju Kerrovog instrumenta (slika 4.15) dvosloj neutralne elektrode nije značajan u odnosu na ukupnu izmjerenu impedanciju. Osim što je u svrhu trećeg eksperimenta korištena neutralna elektroda veće površine nego je za prva dva eksperimenta, aktivna je površina uronjenog dijela Kerrovog instrumenta značajno manja od površine izrezanog prozora u prva dva eksperimenta. Oba utjecaja postotno umanjuju utjecaj impedancije neutralne elektrode na mjerenje. Impedancija fiziološke otopine je primarno rezistivnog karaktera te je serijski vezana

na promatranu impedanciju, no na žalost je nije moguće na ovaj način predvidjeti niti oduzeti izmjerenoj impedanciji. Budući da je impedancija dvosloja kapacitivnog karaktera (opada s porastom frekvencije), utjecaj rezistivne komponente fiziološke otopine je moguće očekivati na višim frekvencijama. Ispod određene frekvencije otpor fiziološke otopine nema utjecaja, dok je prema višim frekvencijama njen utjecaj sve izraženiji, ograničavajući minimalni modul impedancije te pomičući faznu karakteristiku prema nuli. Upravo je ovakvo ponašanje vidljivo u slučaju impedancije dvosloja na Kerrovom instrumentu i Miller-Donaldsovoj igli. Na slici 4.15 nadalje se može uočiti da je konačno dobivena impedancija niža za dublje položaje instrumenta u elektrolitu, što je također uzrokovano smanjenjem otpora fiziološke otopine.

Na rezultatima mjerenja provedenim na dvosloju između Miller-Donaldsove igle i fiziološke otopine vidljiv je pak blaži prijelaz između kapacitivnog ponašanja na nižim frekvencijama i rezistivnog na višim. Ovo indicira smanjen utjecaj otpora elektrolita u odnosu na impedanciju dvosloja u slučaju Miller-Donaldsove igle. Jednostavnija geometrija igle u odnosu na Kerrov endodontski instrument omogućila je točnije određivanje dodirne površine između metala i fiziološke otopine, što se manifestira manjim rasipanjem normiranih karakteristika na jediničnu površinu dvosloja (slika 4.19).

Na slici 4.19 b) se može vidjeti da se povećanjem dubine Kerrovog instrumenta u kanalu nagib impedancijske karakteristike općenito povećava, dok se u slučaju Miller-Donaldsove igle na slici 4.19 c) taj nagib smanjuje. Također je moguće primijetiti da krivulje normalizirane impedancije pri malim dubinama instrumenta u elektrolitu (0.2 mm za Kerrov instrument, odnosno 0.3 mm u slučaju Miller-Donaldsove igle) iznosom odstupaju od ostalih krivulja. Ovo upućuje na vjerojatnu pogrešku u estimiranoj dodirnoj površini, koja se umanjuje što je instrument dublje u elektrolitu, posebice za slučaj Miller-Donaldsove igle.

Estimirane vrijednosti elemenata električne nadomjesne sheme (tablica 4.6) u svim mjerenjima pokazuju da je na mjernim frekvencijama utjecaj paralelnog otpora  $R_{CT}$  (uzrokovano baznom strujom uslijed redoks reakcija na elektrodi u termodinamičkoj ravnoteži) zanemariv u odnosu na ukupnu impedanciju. Za promatrani dvosloj ovaj bi otpor došao do izražaja tek na značajno nižim frekvencijama. U tom slučaju bi se utjecaj ovog otpora na slici 4.19 manifestirao na najnižim frekvencijama na način da ograničava maksimalni iznos impedancije. Budući da izmjerene karakteristike u promatranom frekvencijskom području ne pokazuju takvo ponašanje, postupkom estimiranja vrijednosti elemenata nadomjesne sheme vrijednost tog otpornika je procijenjena na neutjecajno visok iznos ( $R_{CT} > 10^9 [\Omega \cdot \text{m}^2]$ ), što znači da iz mjerenja u promatranom frekvencijskom području nije moguće odrediti točan iznos parametra  $R_{CT}$ , niti je njegov točan iznos relevantan pri modeliranju impedancije korijenskoga kanala zuba u navedenom frekvencijskom području. Stoga estimirane vrijednosti otpornika  $R_{CT}$  nisu niti navedene u tablici 4.6.

Ovdje valja uočiti da se dobiveni rezultati podudaraju s teorijski očekivanim vrijednostima budući da uz izračunate vrijednosti parametara modela dvosloja prema teoriji u poglavlju 4.3.2.1 otpornik  $R_{CT}$  dolazi do utjecaja tek na frekvencijama ispod 1 Hz.

Nasuprot paralelnom otporu  $R_{CT}$  koji se ne manifestira u mjerenom frekvencijskom području, serijski otpor koji nije sastavni dio teorijskog modela dvosloja na sučelju metal-elektrolit je uočljiv na grafovima. Stoga teorijski model sučelja metal-elektrolit dobro odgovara izmjerenim karakteristikama na nižim frekvencijama, dok na višim frekvencijama dominira rezistivna komponenta. Na višim se frekvencijama očekuje utjecaj rezistivne komponente same fiziološke otopine, što potvrđuje diferencijsko mjerenje dvosloja (slika 4.14) koje je rezultiralo pomakom utjecaja rezistivne komponente prema višim frekvencijama. Stoga je serijski nadomjesnoj shemi dvosloja (opisanog u poglavlju 4.3.2.1) dodan otpornik  $R_S$  koji predstavlja otpor fiziološke otopine od promatranog dvosloja do neutralne elektrode. Zbog velike površine neutralne elektrode može se pretpostaviti da je utjecaj impedancije dvosloja koji se javlja na površini neutralne elektrode zanemariv u odnosu na serijski otpor elektrolita  $R_S$ .

Najbolje podudaranje izmjerenih vrijednosti elemenata električne nadomjesne sheme dvosloja (tablica 4.6) s teorijskim vrijednostima za platinsku elektrodu u fiziološkoj otopini (poglavlje 4.3.2.1) postižu se za slučaj diferencijski izmjerene impedancije dvosloja na dva prozora  $2.5 \cdot 2.5$  mm. Izmjerena impedancija dvosloja se najbolje podudara s teorijskim modelom u frekvencijskom području do  $\sim 50$  kHz, gdje u mjerenoj impedanciji dominira utjecaj dvosloja (slika 4.14). Kako dio spektra na višim frekvencijama ne bi utjecao na estimirane parametre dvosloja, dodatno je provedena estimacija vrijednosti elemenata električne nadomjesne sheme dvosloja u frekvencijskom području 100 Hz do 50 kHz te su dobivene vrijednosti  $K = 2.91 [\Omega \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-\beta}]$ ,  $\beta = 0.856$ ,  $R_{CT} = 1.54 \cdot 10^9 [\Omega \cdot \text{m}^2]$  i  $R_S = 7.52 \cdot 10^{-5} [\Omega \cdot \text{m}^2]$ , što u ovom frekvencijskom području približno odgovara vrijednostima koje se dobiju uz pretpostavku da je utjecaj serijskog otpora zanemariv tj. uz  $R_S \approx 0$ .

Unatoč najbolje ostvarenom podudaranju između teorijskih i mjenjenih vrijednosti koje se su dobivene u slučaju diferencijskog mjerenja na kvadratičnom prozoru, impedancija dobivena mjerenjem na Kerrovom endodontskom instrumentu najbolje će odgovarati impedanciji u stvarnim mjerenjima duljine korijenskoga kanala. Za potrebe ovog rada je pak najprikladnije koristiti električnu nadomjesnu shemu dvosloja dobivenu mjerenjem na Miller-Donaldsovoj igli zbog jednostavnosti geometrije i točnosti procjene dodirne površine.

#### 4.3.3.4 Zaključak

Impedancija dvosloja izmjerena diferencijski koristeći dva prozora točno poznate površine na ravnom limu od nehrđajućeg čeliku uronjenom u fiziološku otopinu rezultiraju elementima električne nadomjesne sheme sukladno s teorijski očekivanim vrijednostima (prema podacima za platinsku elektrodu).

Parametri električne nadomjesne sheme dvosloja dobiveni mjerenjem na Kerrovom endodontskom instrumentu najbolje odgovaraju stvarnim mjerenjima pri određivanju duljine korijenskoga kanala zuba. Zbog kompleksnosti geometrije vrha ovog instrumenta na žalost je dobiveno veće rasipanje izmjerenih karakteristika. Također,

u ovom slučaju nije moguće mjerenjem kompenzirati utjecaj impedancije fiziološke otopine koja utječe na ukupnu mjerenu impedanciju na višim frekvencijama te je njen utjecaj modeliran uz pretpostavku rezistivnog karaktera utjecaja fiziološke otopine, koji nije sastavni dio modela dvosloja.

Zbog jednostavnosti geometrije vrha i mogućnosti točnije procjene dodirne površine dvosloja pri vrhu Miller-Donaldsove igle su ovako dobiveni parametri modela dvosloja najprikladniji za potrebe daljnjeg razvoja električnog modela zuba u ovom radu. Srednje vrijednosti dobivenih parametara modela su  $K = 0.189 [\Omega \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-\beta}]$  i  $\beta = 0.531$ , uz neutjecajno visok iznos parametra  $R_{CT} > 10^9 [\Omega \cdot \text{m}^2]$  (parametar ne dolazi do izražaja u frekvencijskom području 100 Hz do 1 MHz).

#### **4.4 Simulacija električne impedancije na trodimenzionalnom FE modelu korijenskoga kanala zuba**

Trodimenzijski model korijenskoga kanala i zubnih tkiva omogućuje proučavanje utjecaja pojedinih morfoloških obilježja i električnih karakteristika pojedinih tkiva na ukupni impedancijski spektar korijenskoga kanala zuba. Model korijena zuba u ovom je radu realiziran metodom konačnih elemenata u programskom paketu *Comsol Multiphysics 3.4*. Pritom je korišten *3D AC/DC Module* → *Quasi-statics, Electric* → *Electric currents* → *Time-harmonic analysis* [32,113].

*AC/DC Modul* služi za simulaciju električnih pojava u elektrostatici, magnetostatici i elektromagnetskoj kvazi-statici u dvodimenzijom ili trodimenzijom prostoru. Omogućeno je definiranje nehomogenih i anizotropnih materijala, uključujući gubitke u materijalu. U ovom modulu su razvijeni brojni primjeri za modeliranje performansi elektroničkih komponenata kao što su npr. kondenzatori, zavojnice, različiti električni aktuatori i senzori. Osim modeliranja samih električnih pojava u ovisnosti o električnim i morfološkim svojstvima pojedinih materijala, ovaj modul omogućuje i simulaciju interakcije različitih fizikalnih utjecaja, kao što je npr. utjecaj samozagrijavanja pojedinih dijelova modela na električne karakteristike materijala korištenih u modelu.

*Quasi-statics, Electric* mod rada pretpostavlja zanemarive magnetske efekte te za svaku domenu modela rješava Gaussov zakon bez prostornog naboja, koji zapisan u diferencijalnom obliku glasi (takozvana jednačba kontinuiteta, poglavlje 4.2.1):

$$\nabla \left[ (\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r) \cdot \nabla V \right] = 0, \quad (4.41)$$

pri čemu je  $\sigma$  specifična vodljivost materijala,  $\epsilon_0$  permitivnost vakuuma,  $\epsilon_r$  relativna permitivnost te  $V$  fazor električnog potencijala. Pritom su  $\sigma$  i  $\epsilon_r$  realne veličine pridružene svakoj domeni (svakom segmentu prostora u modelu). Za slučaj linearnog modela bez harmoničkih izobličenja za svaku frekvenciju pobudnog signala  $\omega = 2\pi f$  (zadanog kao rubni uvjet na granici modela), fazor električnog potencijala  $V$  poprima kompleksnu vrijednost koja sadrži informaciju o iznosu napona i njegovom faznom zakretu u promatranom elementu modela.

Gradijent fazora električnog potencijala  $\nabla V$  u jednadžbi 4.41 povezuje potencijal u pripadnoj domeni prostora s kompleksnim vektorom električnog polja  $\mathbf{E} = -\nabla V$ , koji sadrži informaciju o smjeru električnog polja u prostoru, kao i o njegovom faznom zakretu. Gustoća struje u svakom pojedinom elementu modela  $\mathbf{J}$  je kompleksni vektor (sadrži informaciju o smjeru u prostoru i faznom zakretu), a povezan je s električnim poljem putem Ohmovog zakona koji izraženom preko gradijenta potencijala glasi:

$$\mathbf{J} = -(\sigma + j\omega\varepsilon_0\varepsilon_r) \cdot \nabla V. \quad (4.42)$$

Navedene zakone moguće je analitički riješiti tek na jednostavnom modelu, čije se domene u prostoru mogu opisati relativno jednostavnim analitičkim funkcijama. Kako bi se omogućilo rješavanje kompleksnijih struktura, kao što je npr. struktura korijenskoga kanala, model se razbija na konačan broj čim manjih prostornih elemenata tako da se unutar svakog pojedinog elementa mogu zanemariti lokalne varijacije u iznosu potencijala i njegovog gradijenta. Razbijanje geometrije modela u dijelove, takozvane elemente provodi se tijekom prostorne diskretizacije modela, odnosno generiranja mreže (engl. *meshing*). Na ovaj način nastaje model s konačnim brojem elemenata, takozvani FE model (engl. *Finite Element*), a kažemo da se postupak rješavanja originalnog problema provodi metodom konačnih elemenata, odnosno metodom FEM (engl. *Finite Element Method*). Programski paket *Comsol Multiphysics* jedan je od programskih paketa koji omogućavaju korištenje FEM za rješavanje zadataka iz različitih grana fizike.

Prirodno je zaključiti da veličina elemenata može biti veća na mjestima gdje je struktura modela homogenija (u predjelu vilice, nutarnjih dijelova dentina, unutrašnjosti endodontske igle), a manja u blizini gdje postoje fini detalji i oštre granice dvaju ili više sredstava (vrh igle, apikalno suženje, vrh korijena zuba).

Postupak simulacije odnosno rješavanja zadanog modela u programskom paketu *Comsol Multiphysics* podrazumijeva izračun potencijala (i njihovih gradijenata) u svakom elementu FE modela, a tako da su u svim domenama zadovoljeni jednadžba kontinuiteta 4.41 uz definirana svojstva materijala ( $\sigma$  i  $\varepsilon_r$ ) i rubni uvjeti na svakoj granici (definirani na pojedinim plohama, linijama i točkama).

#### 4.4.1 Implementacija i razvoj modela

U ovom će poglavlju biti opisan postupak implementacije 3D numeričkog računalnog modela zuba metodom konačnih elemenata. Svrha modela je simulacija frekvencijske ovisnosti impedancije između aktivne elektrode u korijenskom kanalu zuba i neutralne elektrode na usnoj sluznici. Model je razvijen u programskom paketu *Comsol Multiphysics 3.4*, a njegov razvoj će biti opisan od jednostavnije strukture prema složenijoj, pri čemu će model postupno obuhvaćati sve više modeliranih parametara.

Najprije će biti razvijen jednostavan model zuba s fiksnim, frekvencijski neovisnim dielektričnim svojstvima pojedinih tkiva preuzetima iz Križaj i sur. (2004) [2]. Pritom će biti detaljno opisan postupak izrade modela u korištenom programskom paketu,

postupak simulacije frekvencijske karakteristike impedancije, kao i dodatne korisne mogućnosti analize dobivenog rješenja.

Potom će biti opisan jedan od načina unosa frekvencijski ovisnih parametara u model te način korištenja kompleksne permitivnosti pri opisu svojstava bioloških tkiva.

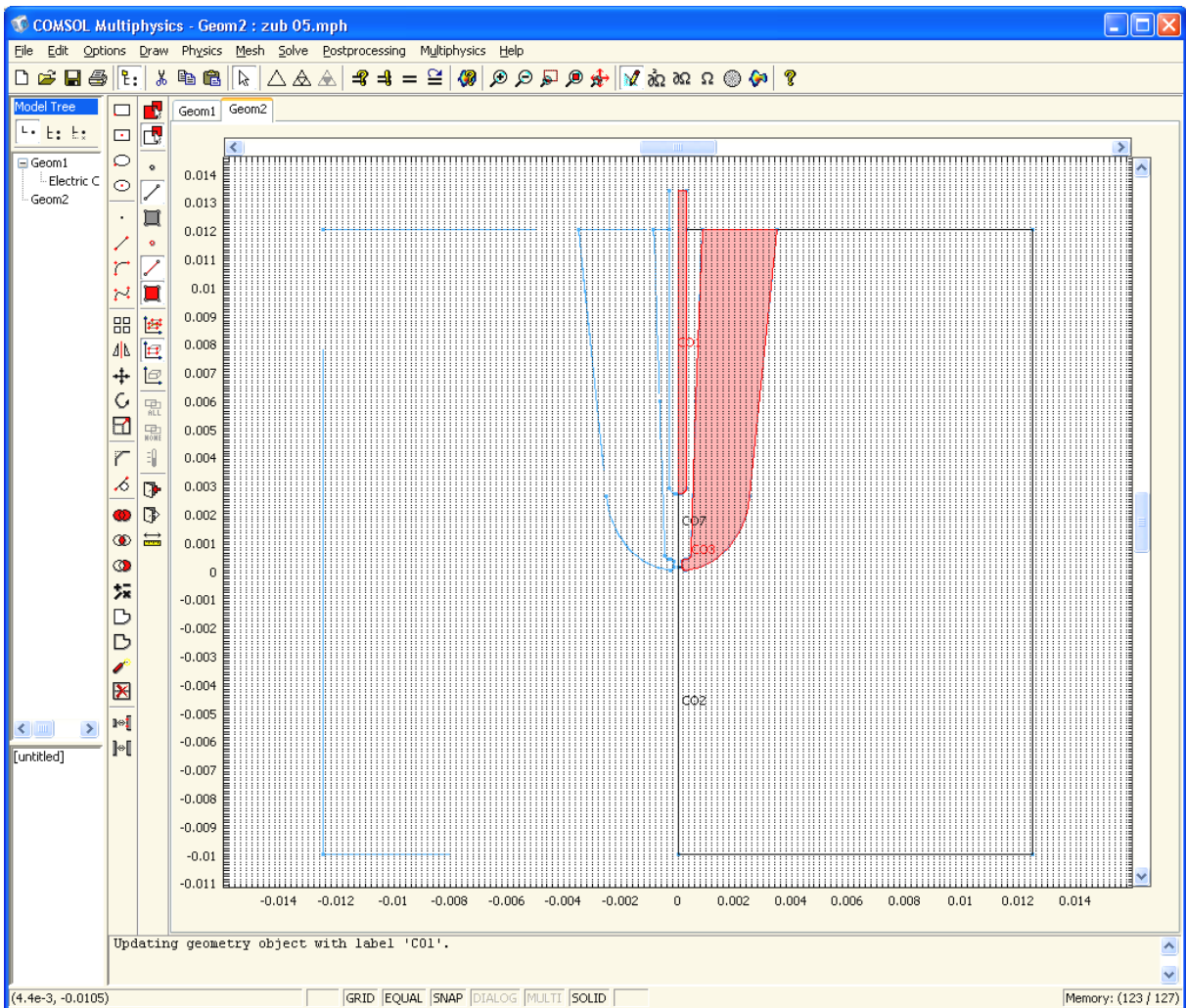
Bit će opisan postupak simulacije frekvencijske ovisnosti impedancije za različite pomake instrumentu u kanalu.

Također će biti opisan i postupak simulacije dvosloja koji se javlja na dodirnim površinama. Za razliku od klasičnog pristupa simulaciji dvosloja, proračun je moguće provesti numerički efikasnije korištenjem aproksimacije koja vrijedi za tanki sloj materijala, stoga će biti objašnjen i postupak aproksimacije tankog sloja pri modeliranju dvosloja koji se javlja na sučelju dvaju materijala.

Na kraju poglavlja će biti dan kompletan FE električni model korijenskoga kanala zuba, zajedno s okolnim tkivima.

#### **4.4.1.1 Simulacija jednostavnog modela zuba**

Radi provjere funkcionalnosti metode i sljedivosti rješenja najprije je razvijen jednostavan model zuba koristeći geometriju korijenskoga kanala i dielektrična svojstva preuzeta iz Križaj i sur. (2004) [2]. U [2] je opisan dvodimenzionalan model te je cilj provjeriti rješenje nakon proširenja ovog modela u treću dimenziju. Presjek geometrije konstruiran je u yz-ravnini na položaju  $x = 0$  (*Draw→Work-Plane Settings*) prema [2] kako je prikazano na slici 4.20. Radi bolje preglednosti na slici su selektirane domene igle i dentina, premda su ucrtane i domene intrakanalne tekućine u kanalu i fiziološke otopine u koju je zub uronjen.



Slika 4.20. Projekcija geometrije modela u yz-ravnini na položaju  $x = 0$ .

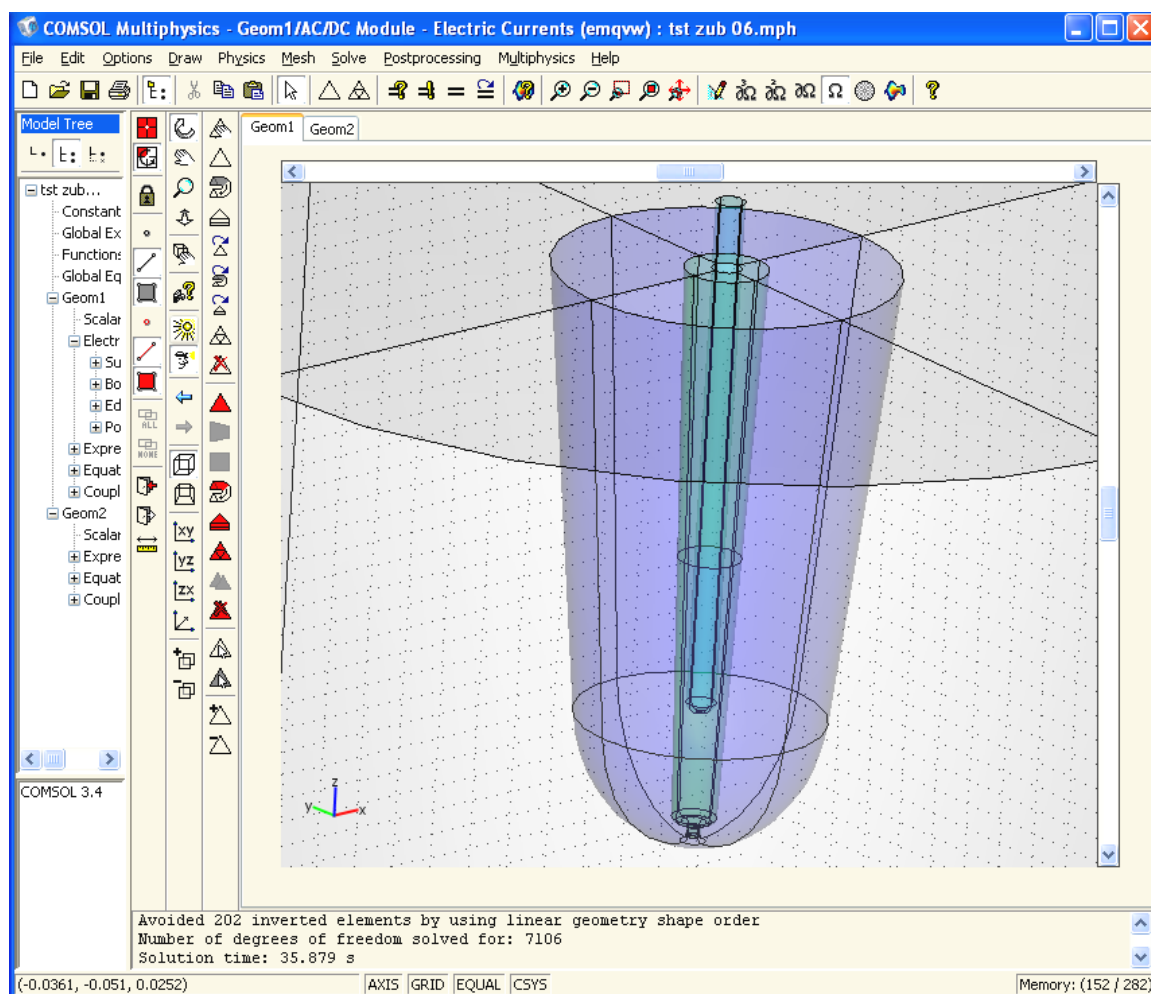
Geometrija je crtana koristeći objekte *Line* i *2nd Degree Bézier Curve* pomoću kojih su ucrtane zatvorene površine u prvom i trećem kvadrantu yz-ravnine. Zubni kanal i prostor fiziološke otopine oko zuba ucrtan je korištenjem objekta *Rectangle/Square* te izbornika *Draw* → *Create Composite Object* u koji je upisana funkcija novokreiranog objekta definiranog kao razlika pojedinačnih selektiranih objekata. Korištenje opcije *Difference* pokazalo se nepraktičnim zbog nedostatka kontrole nad odabirom objekta umanjnika i umanjitelja. Pri crtanju je izuzetno važno paziti da se ucrtane zatvorene površine točno dodiruju, bez razmaka ili preklapanja među njima. Ovo je važno zbog kasnijeg zadavanja dielektričnih svojstava pojedinim točkama prostora kako bi matematički opis na ucrtanoj geometriji bio egzaktn – bez praznina među domenama i bez preklapanja različitih materijala u istoj točki prostora.

Korijenski kanal prema predloženoj geometriji pretpostavlja fiksnu dubinu endodontskog instrumenta (u ovom slučaju igle) na položaju 2.5 mm od sredine apikalnog suženja. Promjer ucrtane igle iznosi 0.6 mm duž čitave duljine, dok se kanal linearno sužuje od promjera 1.7 mm pri gornjem rubu do promjera 0.9 mm neposredno prije apikalnog suženja. Kanal ima ukupnu duljinu 12 mm, od čega 0.4 mm otpada na duljinu apikalnog suženja promjera 0.3 mm.



Kako bi se izbjegli oštri rubovi i time umanjili lokalni gradijenti polja i pogreška numeričkog proračuna, vrh igle i apikalnog suženja su zaobljeni s polumjerom 0.2 mm (igla) odnosno 0.15 mm (apikalno suženje) korištenjem funkcije *Filet/Chamfer*.

Nakon završenog crtanja presjeka geometrije u dvodimenzionalnom prostoru su njihovom rotacijom kreirani su trodimenzionalni objekti, tj. domene u trodimenzionalnom prostoru. Ovo se postiže selektiranjem svih ucrtanih zatvorenih površina u yz-projkciji trodimenzionalnog prostora (geometrija *Geom2*) te korištenjem izbornika *Draw*→*Revolve* i rotacijom oko z-osi za 360°. Ovim je postupkom dobiven jednak broj zatvorenih trodimenzijskih likova, koji su pohranjeni u trodimenzionalnu geometriju *Geom1* prikazanu na slici 4.21.



**Slika 4.21. Geometrija jednostavnog modela zubnog kanala u 3D.**

Ovime je postupak zadavanja geometrije modela gotov. Idući je korak pridružiti odgovarajuća svojstva pojedinim domenama (tkivima). Svakoj su domeni pridružena pripadna dielektrična svojstva korištenjem izbornika *Physics*→*Subdomain Settings*. Korištena dielektrična svojstva korištenih materijala Križaj i sur. (2004) [2] prikazana su u tablici 4.7.

**Tablica 4.7. Dielektrična svojstva pojedinih domena, preuzeto iz Križaj i sur. (2004) [2].**

domena	$\sigma$ (1 kHz) [S/m]	$\varepsilon_r$ (1 kHz)	$\sigma$ (10 kHz) [S/m]	$\varepsilon_r$ (10 kHz)
dentin	0.005	10 000	0.006	4 000
kanal	0.25	40 000	0.25	10 000
fiziološka otopina	0.25	40 000	0.25	40 000

Budući da su navedena svojstva zadana na samo dvije frekvencije (1 kHz i 10 kHz), simulacije su provedene zasebno samo na tim dvjema frekvencijama. Za iglu je odabran materijal visoke specifične vodljivosti - strukturni čelik (*Library material: Load* → *Structural steel*). Korištena svojstva metalne elektrode su  $\sigma = 10^7$  [S/m] i  $\varepsilon_r = 1$ .

Točan iznos vodljivosti igle nije relevantan po pitanju rezultata simulacije jer je njena vodljivost značajno veća od vodljivosti okolnih tkiva što rezultira gotovo ekvipotencijalnom domenom igle. Također valja uočiti da opisani jednostavni model korijena zuba ne računa pojave do kojih dolazi na površini elektrode (sučelje metal-elektrolit), premda su zadana dielektrična svojstva metala domeni koja reprezentira iglu, odnosno svojstva fiziološke otopine domeni koja predstavlja zubni kanal. Mogućnost simulacije ovih pojava bit će implementirana i pojašnjena kasnije (poglavlje 4.4.1.4).

Idući korak u projektiranju modela je zadavanje rubnih uvjeta (*Physics* → *Boundary Settings*), čime se u model dovodi pobudni signal. U geometriji modela postoje dva tipa rubova: unutarnji i vanjski. Unutarnjim rubovima je standardno pridruženo svojstvo kontinuiteta, koje nalaže da je gustoća struje koja ulazi u dodirnu plohu jednaka gustoći struje koja iz nje izlazi za svaku točku dodirne površine. Ukoliko se eksplicitno selektira opcija *Interior boundaries* moguće je unutarnjoj granici dodijeliti i druge rubne uvjete (npr. fiksni potencijal ili injekciju struje u plohu), što bi predstavljalo prisustvo elektrode ugrađene unutar zuba između pojedinih slojeva i stoga se neće koristiti u ovom radu.

Vanjskim je rubovima koji nisu u dodiru s mjernom elektrodom potrebno dodijeliti svojstvo električne izolacije. Ovime je model ograničen u prostoru na način da u njega ne ulazi niti iz njega izlazi naboj, odnosno struja. Neutralna elektroda zadana je rubnim uvjetom nultog potencijala: *Ground* koji je potrebno postaviti na vanjsku plohu domene fiziološke otopine (bilo koju vanjsku plohu ili više njih).

Na vrh igle postavlja se rubni uvjet koji definira pobudni signal. Moguće je odabrati između više predefiniраниh tipova pobude, što je prikazano u tablici 4.8.

**Tablica 4.8. Izbor rubnog uvjeta za pobudni signal.**

Naziv	Jednadžba	Oblik zadavanja rubnog uvjeta			
<i>Current flow</i>	$\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = \mathbf{n} \cdot \mathbf{J}_0$	Boundary condition: <input type="text" value="Current flow"/>	<b>Quantity</b>	<b>Value/Expression</b>	<b>Unit</b> <b>Description</b>
			$J_0$	0 0 0	A/m <sup>2</sup> Current density
<i>Inward current flow</i>	$-\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = \mathbf{J}_n$	Boundary condition: <input type="text" value="Inward current flow"/>	<b>Quantity</b>	<b>Value/Expression</b>	<b>Unit</b> <b>Description</b>
			$J_n$	0	A/m <sup>2</sup> Normal current density
<i>Electric potential</i>	$V = V_0$	Boundary condition: <input type="text" value="Electric potential"/>	<b>Quantity</b>	<b>Value/Expression</b>	<b>Unit</b> <b>Description</b>
			$V_0$	0	V Electric potential
<i>Port</i>	$I = Y \cdot V$ $V = Z \cdot I$ $\int V/\text{area} = Z \cdot I$	Boundary condition: <input type="text" value="Port"/>			<input type="text" value="Forced voltage"/> <input type="text" value="Fixed current"/> <input type="text" value="Fixed current density"/>
<i>Floating potential</i>	$\int -\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = I_0$	Boundary condition: <input type="text" value="Floating potential"/>	<b>Quantity</b>	<b>Value/Expression</b>	<b>Unit</b> <b>Description</b>
				0	1 Group index
			$I_0$	1	A Source current
<i>Circuit terminal</i>	$\int -\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = I_{terminal}$	Boundary condition: <input type="text" value="Circuit terminal"/>	<b>Quantity</b>	<b>Value/Expression</b>	<b>Unit</b> <b>Description</b>
				0	1 Group index

Slijedi pojašnjenje mogućih odabira rubnog uvjeta. Najjednostavniji rubni uvjet je uvjet konstantnog napona (*Electric potential*) gdje se zadaje fazor napona na rubnoj plohi modela. Za potrebe ovog rada interesantna je strujna pobuda, koja se može zadati na više načina, od kojih je bitno istaknuti sljedeće:

- *Current flow* omogućuje vektorsko zadavanje fazora gustoće struje, koji se kao kompleksna veličina unosi po prostornim komponentama u x, y i z smjeru. Pritom je potrebno paziti na smjer normale promatrane plohe u prostoru, a ukupna injektirana struja ovisit će o površini projekcije promatrane rubne plohe na zadani smjer struje. Ovaj uvjet može poslužiti za injekciju određene struje u projekciju neke domene, bez obzira na ukupnu površinu (razvedenost) rubnih ploha.
- *Inward current flow* pojednostavnjuje unos struje u slučaju kada je rubna ploha pod proizvoljnim kutom u odnosu na koordinatne osi te donosi dodatne mogućnosti pri zadavanju struje koja s poznatom gustoćom ulazi u zakrivljenu površinu domene. Zadaje se gustoća struje koja okomito ulazi u svaku točku plohe koja gleda u domenu. Korištenje ovog uvjeta praktično je pri injekciji poznate struje na plohe poznate površine. Pritom valja imati na umu da se povećanjem dodirne površine u ovom slučaju proporcionalno povećava i injektirana struja (bez obzira je li projekcija plohe iz smjera gledanja ostala nepromijenjena, što može izazvati zabunu). Također treba paziti na mogućnost pogreške u željenoj ukupno injektiranoj struji u slučaju zaobljenih

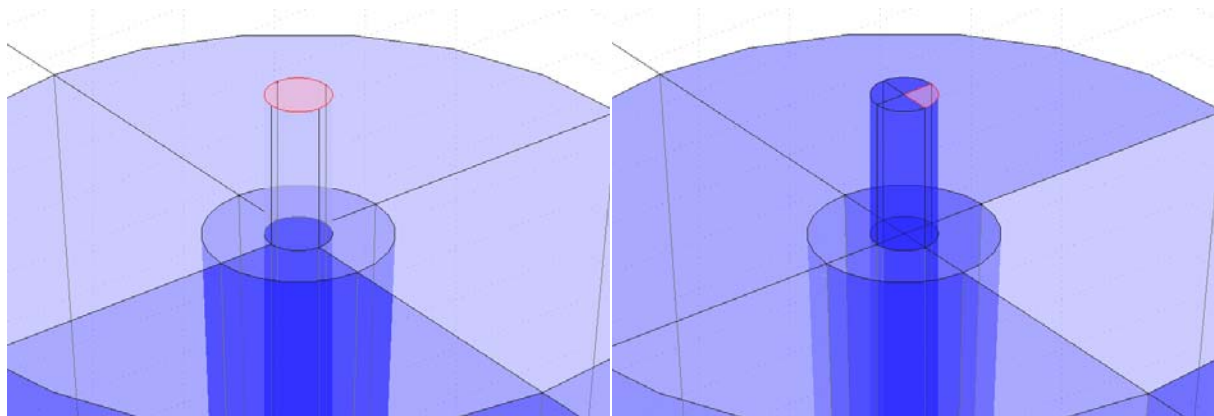
površina nadomještenih konačnim brojem ravnih ploha koje sukladno tome imaju manju ukupnu površinu.

- *Floating potential* omogućava unos ukupne struje koja okomito ulazi u ekvipotencijalnu rubnu plohu. Uz odabran ovakav rubni uvjet sve točke rubne plohe su električki kratko spojene, a zadaje se ukupna injektirana struja. Ovo je načelo slično rubnom uvjetu *Inward current flow*, za razliku od kojega se umjesto gustoće struje zadaje ukupna struja (integral) duž čitave površine, pri čemu se forsira da su sve točke rubne plohe na istom potencijalu bez obzira na vodljivost materijala pripadne domene. U prethodnim slučajevima (*Current flow* ili *Inward current flow*) to nije bilo nužno već bi injekcijom struje konstantne gustoće u električki nehomogen materijal na njegovoj površini (u koju se injektira struja) nastao nejednoliko raspodijeljen potencijal (tim većeg iznosa što je manja vodljivost materijala ispod površine).

Ostali rubni uvjeti su specifični za pojedinu primjenu te nisu korišteni u ovom radu. Rubni uvjet *Circuit terminal* omogućuje međusobno povezivanje dijelova modela putem eksternih varijabli sa specificiranim naponskim izvorom ili nabojem te omogućuje povezivanje na neki eksterni model strujnog kruga. Uz postavljanje uvjeta *Circuit terminal* s istim nazivom (zajedničkim indeksom grupe) na različitim granicama modela te granice postaju međusobno spojene. Ako je dodatno kao tip terminala postavljen izvor naboja iznosa nula, ovaj rubni uvjet se svodi na rubni uvjet *Floating potential* [96]. Rubni uvjet *Port* se također može koristiti za injekciju fiksne napona, fiksne struje ili fiksne gustoće struje, uz što se dodatno definira ukupna impedancija odnosno admitancija kontakta tj. pripadne elektrode [96].

Pri izradi modela korijenskoga kanala zuba korišten je rubni uvjet plivajućeg potencijala, engl. *Floating potential* kako bi se injektirala poznata struja na iglu u korijenskom kanalu zuba. Budući da je igla građena od visoko vodljivog materijala, njezina površina je približno ekvipotencijalna što opravdava korištenje ovog rubnog uvjeta (narinut rubni uvjet da je površina igle ekvipotencijalna ne narušava rezultate simulacije).

U ovom je radu odabran strujni pobudni signal kako bi izračunati potencijal na vrhu elektrode direktno odgovarao impedanciji korijenskoga kanala. Dok je model linearan na impedanciju ne utječe iznos pobude, stoga će se u linearnom modelu koristiti pobuda iznosa 1 A kako bi potencijal vrha elektrode odgovarao impedanciji izraženoj u omima. Slika 4.22 prikazuje strukturu vrha elektrode koji se dobiva izravnim ucrtavanjem cilindričnog tijela u trodimenzionalnom prostoru (a) i revolviranjem dvodimenzionalne plohe oko z-osi (b). U slučaju (b) moguće je definirati ukupnu pobudnu struju iznosa 1 A na način da se selektiraju sva četiri segmenta gornjeg dijela igle te se svima pridruži rubni uvjet *Floating potential* sa zajedničkim parametrom  $I_0 = 1$  A i istim indeksom grupe, npr. 1. Odabirom zajedničkog indeksa grupe postiže se raspodjela ukupne struje među plohama te grupe. Treba uočiti da se plohe koje odgovaraju istu grupi ne moraju nužno dodirivati, niti uopće biti blizu jedna drugoj što se može iskoristiti u modelima sa više međusobno spojenih elektroda.



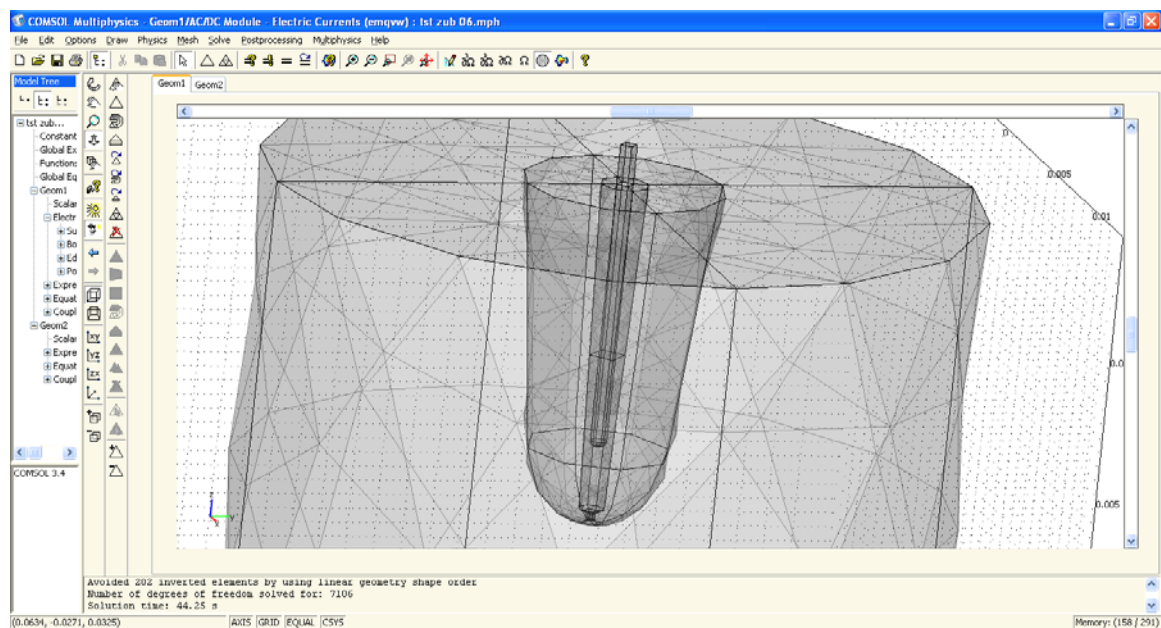
a) gornja ploha s jednom granicom

b) gornja ploha sa četiri granice

Slika 4.22. Dvije inačice izvedbe gornje plohe na aktivnoj elektrodi.

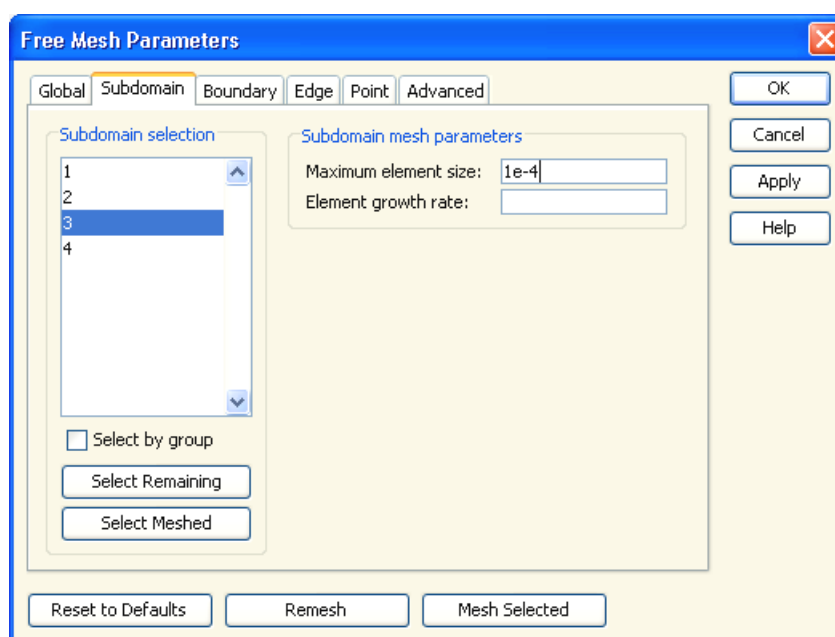
Značajno ubrzanje simulacije je moguće postići tako da se izbací (obriše) čitava domena koja predstavlja iglu. U tom slučaju je potrebno svim dosadašnjim međugranicama između igle i kanala pridijeliti rubni uvjet plivajućeg potencijala *Floating potential*. Zahvaljujući svojstvu ekvipotencijalnosti ovog rubnog uvjeta na ovaj se način postiže jednak učinak kao da je umjesto igle u zubni kanal umetnuta infinitezimalno tanka vodljiva ljuska igle. Budući da je pad napona u metalu zanemariv u odnosu na modelirana tkiva, konačni rezultat simulacije ostaje nepromijenjen uz relevantno smanjenje potrebnog broja točaka modela. U slučaju kada je potrebno modelirati pojave na međugranici između igle i kanala, ovaj postupak postaje složeniji, što će biti objašnjeno kasnije.

Nakon definiranja električnih svojstava i rubnih uvjeta domena pristupamo generiranju mreže. Koristeći funkcije *Increase Mesh Size* i *Decrease Mesh Size* možemo podesiti željenu gustoću diskretiziranog prostora. Aktiviranjem operacije *Mesh* → *Initialize Mesh* dobivamo model podijeljen u konačan broj elemenata kako je prikazano na slici 4.23.



Slika 4.23. Podjela jednostavne geometrije u konačan broj elemenata prostora.

Najčešće ovakav način generiranja mreže modela ne daje zadovoljavajuće rezultate već je poželjno određene dijelove geometrije diskretizirati u više točaka od ostalih dijelova, što se postiže korištenjem režima rada *Interactive Meshing*. U interaktivnom režimu moguće je obrisati pojedine dijelove ili kompletnu mrežu (engl. *Mesh*), kao i provesti diskretizaciju samo odabranih domena funkcijom *Mesh Selected*. Pritom je moguće na odabranim domenama prilagođavati gustoću mreže korištenjem funkcija *Increase Mesh Size* i *Decrease Mesh Size*. Na već diskretiziranoj domeni rasterizacija se može profiniti korištenjem funkcije *Refine Selected*. Korištenjem izbornika *Mesh* → *Free Mesh Parameters* moguće je definirati najveći dopušteni razmak između točaka mreže za pojedine domene, plohe ili linije te u blizini pojedine točke, slika 4.24.

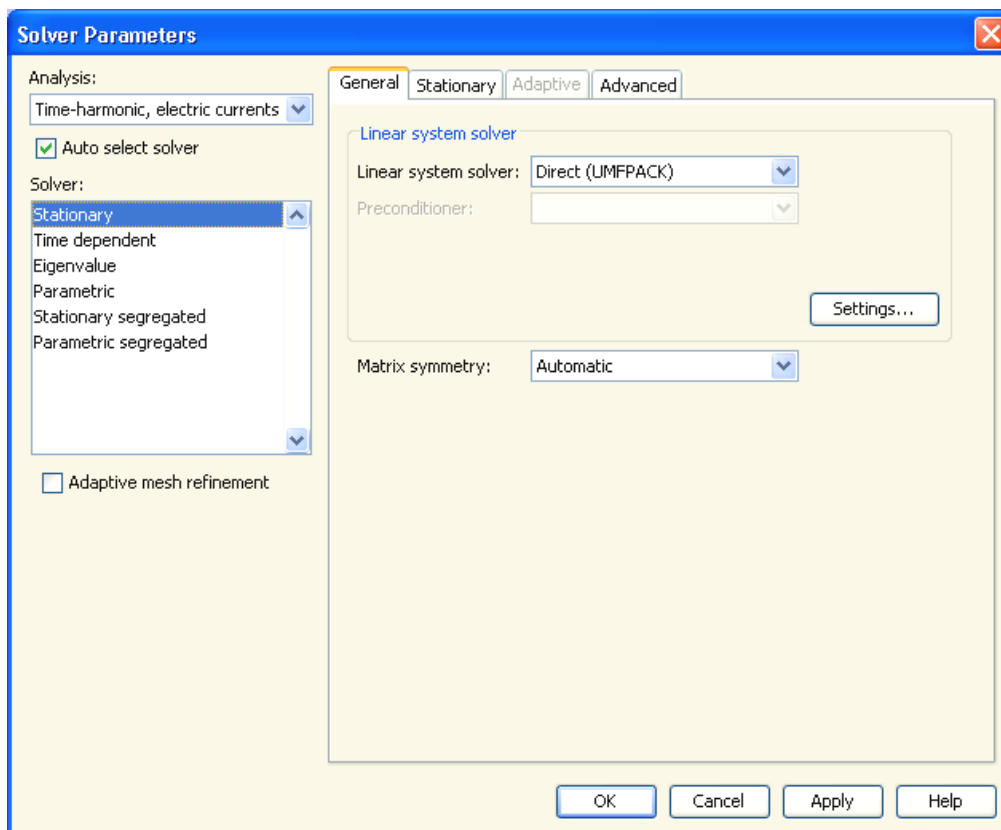


Slika 4.24. Način zadavanja minimalne gustoće mreže.

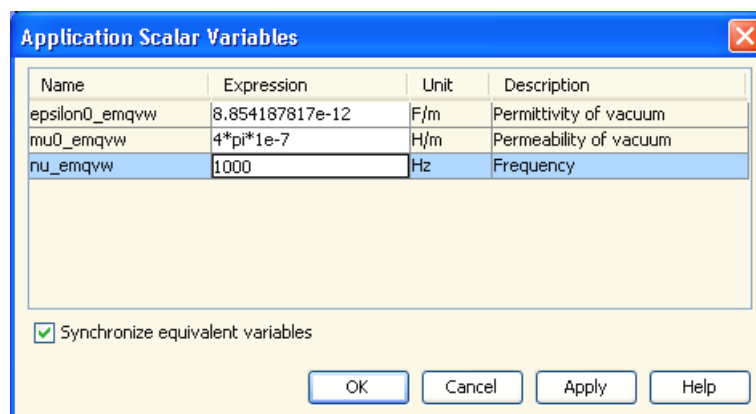
Najveća gustoća točaka potrebna je u neposrednoj blizini elektrode te u području apikalnog suženja te je potrebno postaviti najveći razmak među točkama na dodirnoj površini između elektrode i kanala na  $2e-4$  [m]. Po završetku postupka generiranja mreže potrebno je provjeriti broj generiranih elemenata i broj stupnjeva slobode u postupku izračuna korištenjem izbornika *Mesh* → *Mesh Statistics*. Usporedne simulacije pokazale su da je dovoljan broj elemenata za domenu kanala ~5000, dentina ~8000, fiziološke otopine oko zuba ~9000 te igle ~3000. Značajno manji broj elemenata dovodi do numeričkih pogrešaka u proračunu, dok značajno veći broj elemenata nepotrebno produljuje vrijeme simulacije. Ukupan broj stupnjeva slobode pri izračunu rješenja modela pritom iznosi ~40000. Ove vrijednosti navedene su za opisanu, relativno jednostavnu geometriju. S povećanjem detalja u geometriji modela raste i broj potreban diskretnih točaka. Velik broj točaka u kojima je diskretizirana igla posljedica je gusto raspoređenih točaka na dodirnoj plohi između igle i kanala.

Parametre simulacije moguće je podesiti u izborniku *Solve* → *Solver Parameters*, slika 4.25. Standardno je ponuđen stacionarni solver. Frekvencija na kojoj se računa rješenje definirana je u izborniku *Physics* → *Scalar Variables*, slika 4.26. Za potrebe simulacije opisanog modela potrebno je postaviti frekvenciju odnosno vrijednost

varijable  $\nu_{emqvw}$  na 1 kHz, odnosno na 10 kHz, ovisno za koju frekvenciju su trenutno unesena dielektrična svojstva pojedinih domena (tablica 4.7).



Slika 4.25. Odabir vrste analize i solvera.



Slika 4.26. Način promjene frekvencije stacionarnog solvera.

Nakon provedene simulacije (*Solve* → *Solve Problem*) s inicijalnom mrežom, gustoću rasterizacije je moguće finije podesiti u područjima gdje su dobiveni veći gradijenti polja kako bi se na tim mjestima umanjile numeričke pogreške uslijed prostorne diskretizacije te postigao konačni rezultat simulacije neovisan o gustoći mreže.

Osim postupka koji omogućuje izračun impedancije definiranog modela na jednoj frekvenciji moguće je provesti parametarsku analizu. Na ovaj način može se u jednom prolazu izračunati impedancija za veći broj frekvencijskih točaka, što je interesantno po pitanju simulacije impedancijskog spektra. Premda dielektrični podaci ovdje opisanog modela vrijede samo na jednoj frekvenciji (1 kHz odnosno

10 kHz, ovisno koji skup podataka se koristi), na ovom ćemo mjestu opisati postupak simulacije spektra impedancije, dok će postupak zadavanja frekvencijski ovisnih dielektričnih svojstava (koji su potrebni da bi rezultati imali fizikalnog smisla) biti opisan u idućem poglavlju. Valja napomenuti da je opisani način samo jedan od mogućih načina na koji se može simulirati impedancijski spektar.

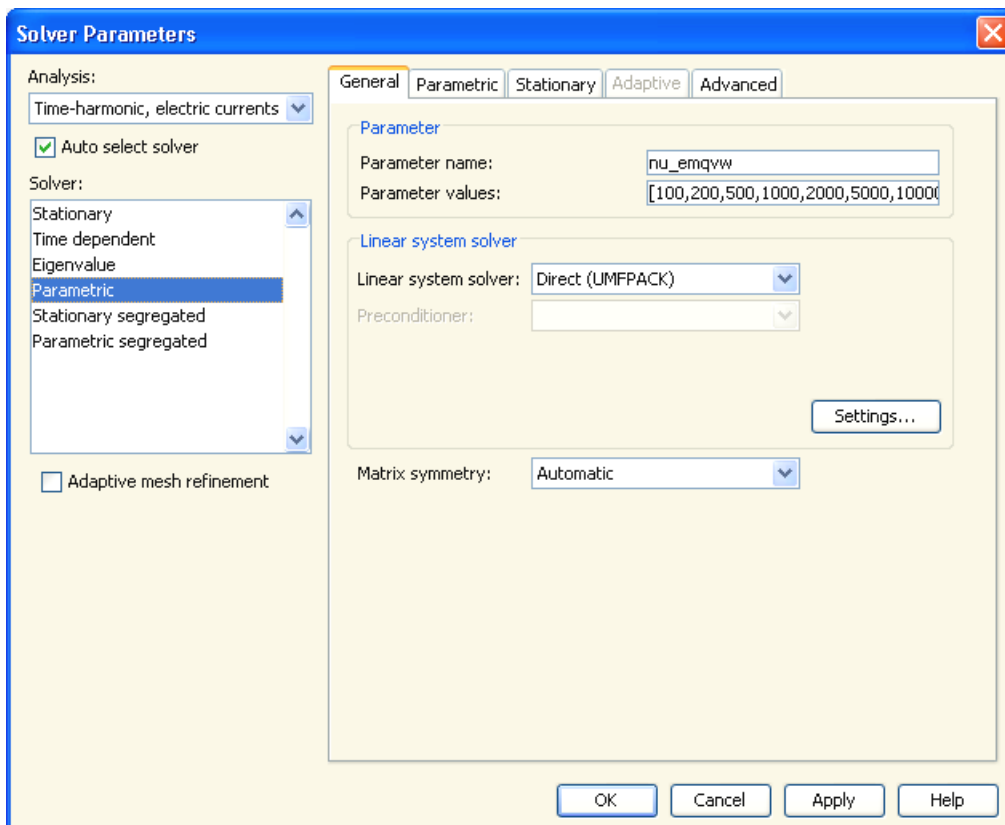
Za simulaciju u više frekvencijskih točaka potrebno je u izborniku *Solve* → *Solver Parameters* odabrati parametarski način rada (slika 4.27). U polje *Parameter name* treba unijeti ime varijable koja označava frekvenciju, a to je `nu_emqvw`, dok u polje *Parameter values* treba unijeti vektor svih željenih frekvencija. Vektor frekvencija zadaje se u *Matlab* formatu. Tako se može zadati npr.

- `[10:1:20]` ili `linspace(10,20,11)`  
linearno raspodijeljene frekvencije od 10 Hz do 20 Hz s korakom po 1 Hz, što čini ukupno 11 frekvencijskih točaka,
- `10.^[1:0.1:2]` ili `logspace(1, 2, 11)`  
logaritamski raspodijeljene frekvencije od 10 Hz do 100 Hz u 11 frekvencijskih točaka, ili
- `[10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, 10000, 20000, 50000, 100000, 500000, 1000000]`  
lista proizvoljnih frekvencija.

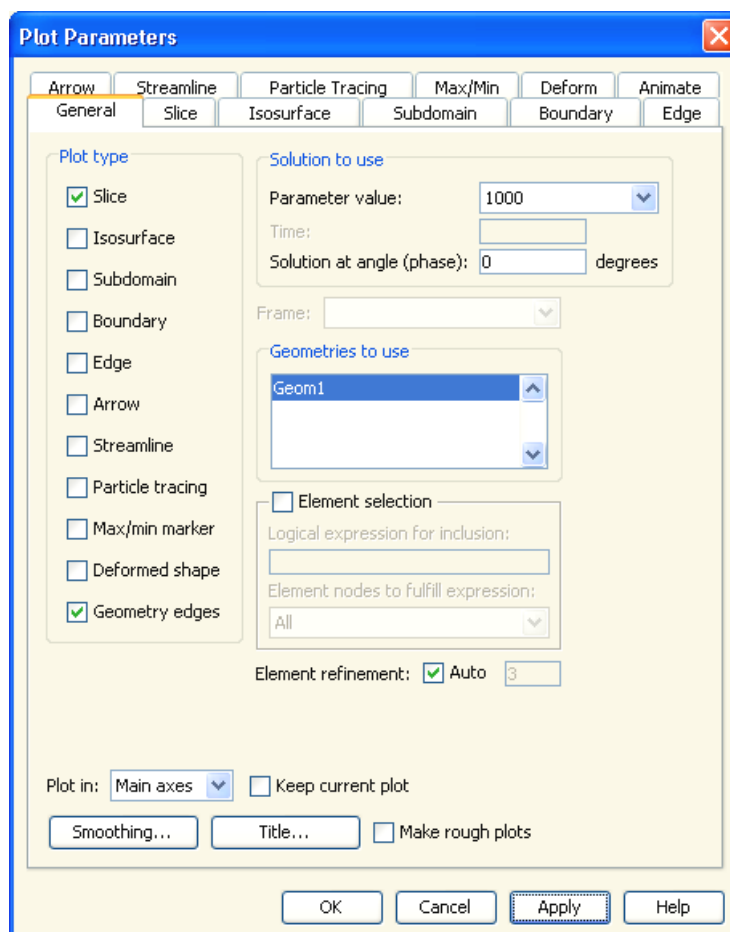
U ovom radu će se koristiti lista proizvoljno odabranih frekvencijskih točaka zbog svoje jednostavnosti i zaokruženo zadanih frekvencijskih točaka u 1-2-5 nizu. Pokretanjem izračuna *Solve* → *Solve Problem* slijedno se obavlja izračun za svaku zadanu frekvencijsku komponentu. Pritom valja napomenuti da je potreban oprez pri zadavanju većeg broja frekvencijskih točaka jer *Solver* sva dobivena rješenja pohranjuje u radnu memoriju te se lako može dogoditi da simulacija bude prekinuta uslijed nedostatak memorije. Na sreću, prekidom simulacije prije kraja parametarske analize ostaju dostupni rezultati dobiveni za simulirane vrijednosti parametara.

Nakon provedene simulacije potrebno je prikazati te analizirati dobivene rezultate. Programski paket *Comsol Multiphysics* omogućuje prikaz jednog ili više parametara dobivenog rezultata. Izbornik kojim se definiraju iscrtavani parametri te svojstva iscrtavanja svakog od parametara prikazan je na slici 4.28.





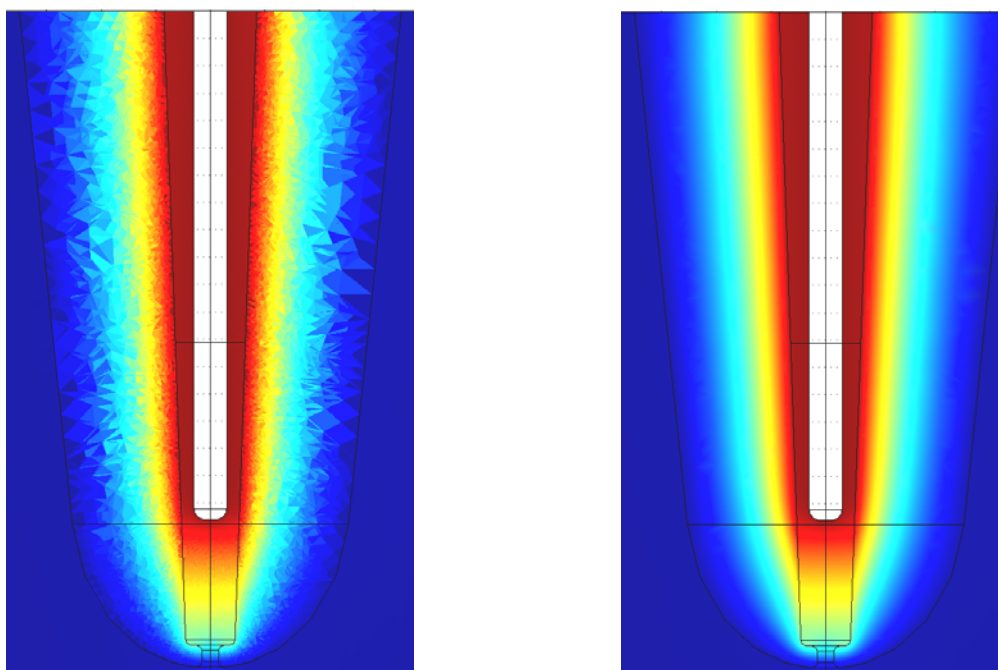
Slika 4.27. Postavke solvera za provođenje parametarske analize na više frekvencija.



Slika 4.28. Vrste prikaza rezultata u programskom alatu *Comsol Multiphysics*.

U slučaju da je provedena parametarska analiza moguće je pod *Solutions to use* odabrati za koju vrijednost parametra se iscrtavaju rezultati. Moguće je pod *Plot type* istovremeno aktivirati jedan ili više tipova prikaza. Postavke svakog od odabranih tipova prikaza definiraju se u pripadnim podtabovima prikazanog prozora. Za svaki tip prikaza može se odabrati koja se fizikalna veličina iscrtava (npr. potencijal, jakost električnog polja, električna polarizacija, gustoća struje pomaka, ukupna gustoća struje i slično). Dodatne postavke ovise o tipu prikaza, a mogu biti npr. broj ravnina presjeka koji se iscrtava i finoća interpolacije (*Slice*, slika 4.29), broj i izgled ploha (*Isosurface*), odabir elemenata subdomene, načina interpolacije i prikaza elementa (*Subdomain*, *Boundary Edge*), broj strjelica u pojedinim ravninama i njihov oblik (*Arrow*), broj izvorišta, gustoća silnica i njihova boja (*Streamline*), itd.

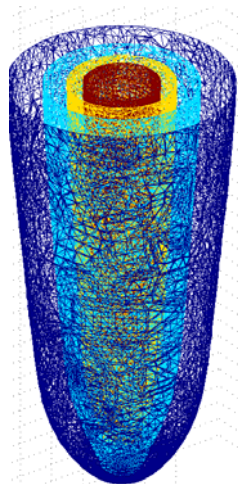
Na slici 4.30 su primjerom ilustrirani opisani načini prikaza. Slike prikazuju rješenje diferencijalnih jednadžbi modela za geometriju opisanu u ovom poglavlju na frekvenciji 1 kHz. Uočavamo da je korišten model bez domene koja predstavlja iglu. Umjesto igle korišten je *Floating potential* rubni uvjet. Mrežasti (*Wireframe*) način iscrtavanja je aktiviran na prikazima na kojima bi se pojedini dijelovi prikaza u protivnom međusobno zaklonili. Na slici 4.31 je ilustrirana kombinacija više različitih prikaza



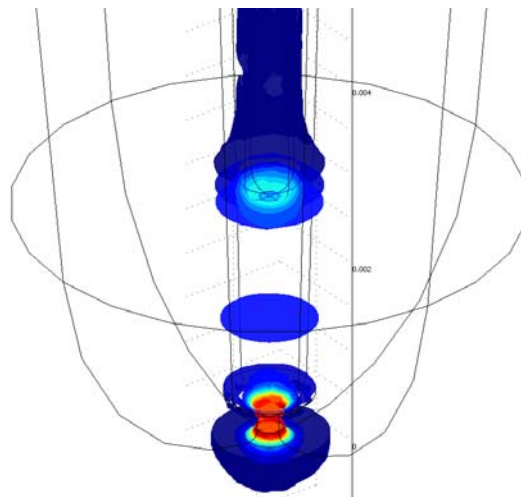
a) bez interpolacije rezultata

b) uz interpolirane rezultate između elemenata

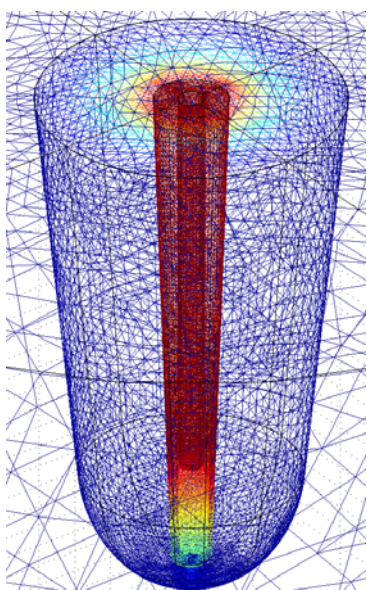
**Slika 4.29. *Slice* način prikaza potencijala u presjeku modela zuba.**



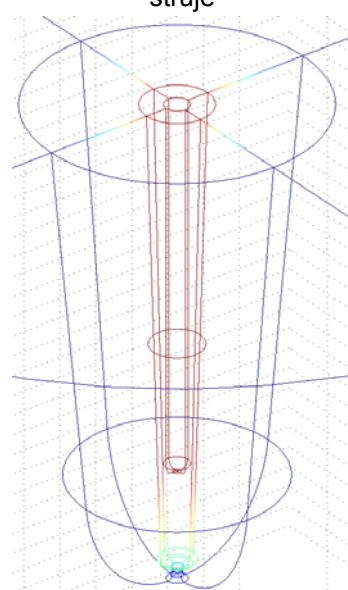
a) *Isosurface* prikaz ekvipotencijalnih ploha



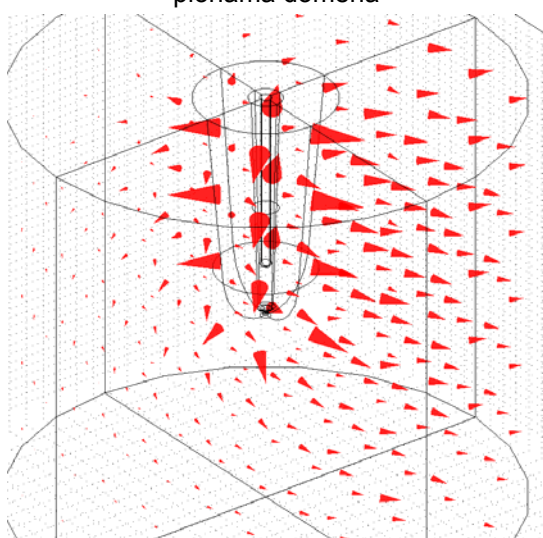
b) *Isosurface* prikaz ploha s konstantnom gustoćom struje



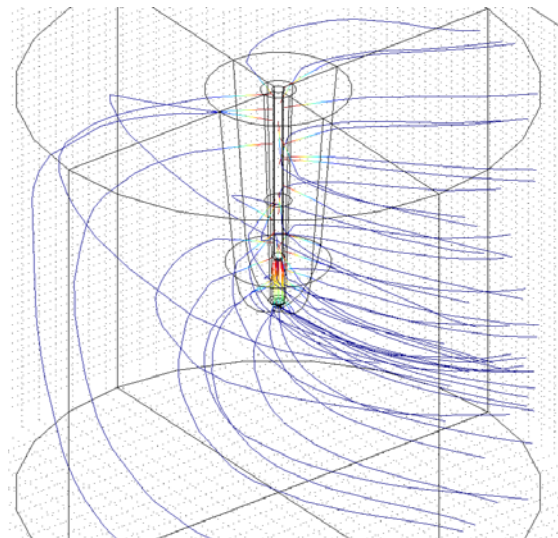
c) *Boundary* način prikaza potencijala na graničnim ploham domena



d) *Edge* način prikaza potencijala na rubovima domena

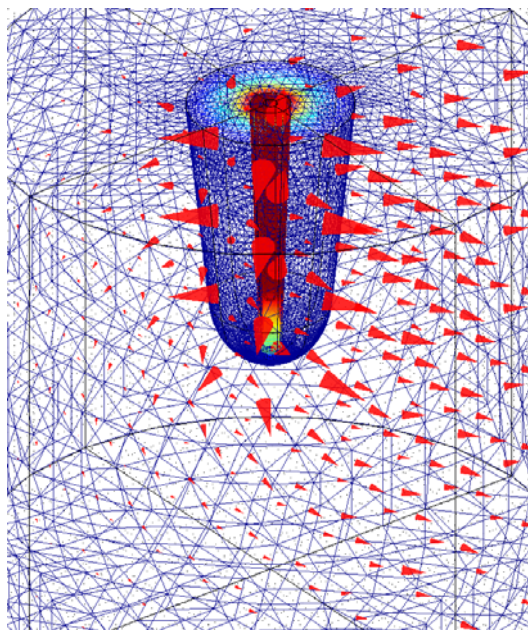


e) *Arrow* način prikaza smjera i iznosa vektora gustoće struje

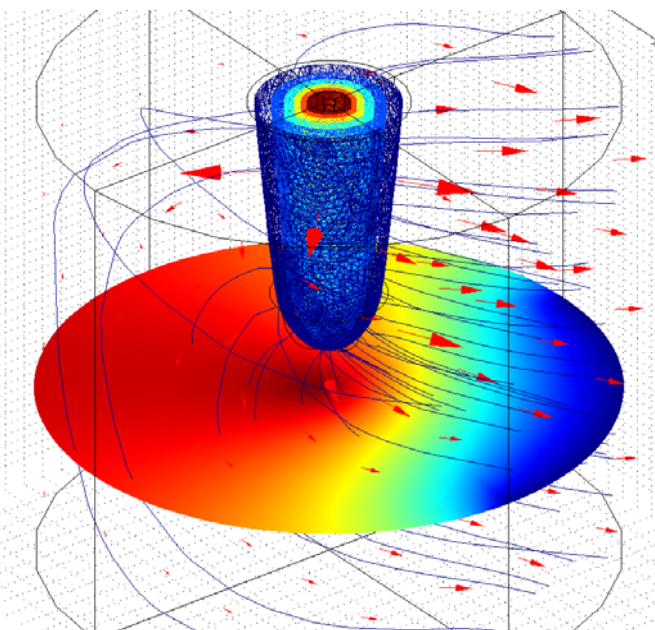


f) *Streamline* prikaz silnica električnog polja

**Slika 4.30. Ilustracija pojedinačnih tipova prikaza rezultata simulacije zuba na 1 kHz.**



a) Kombinacija *Boundary* i *Arrow* načina prikaza

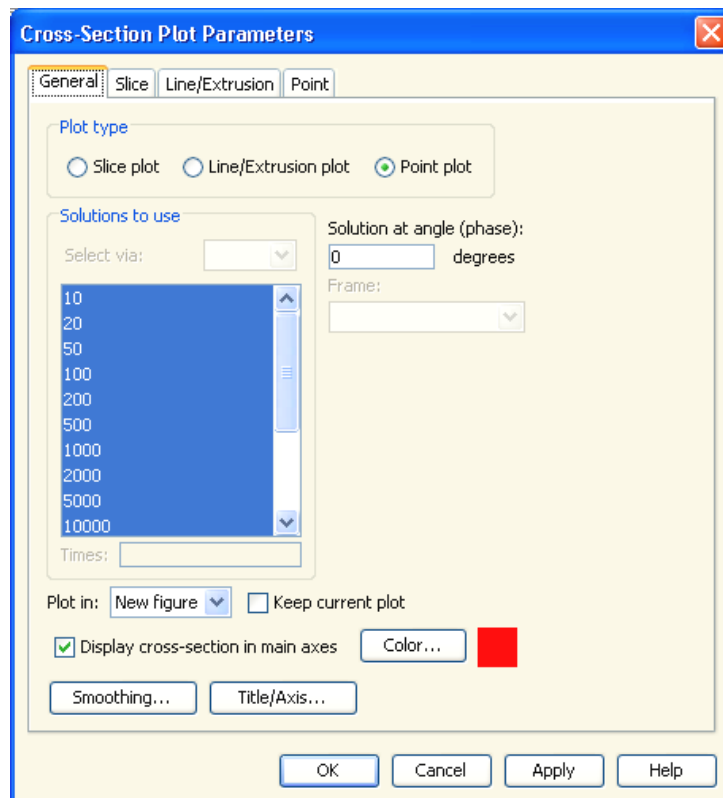


b) Kombinacija *Slice*, *Isosurface*, *Arrow* i *Streamline* načina prikaza

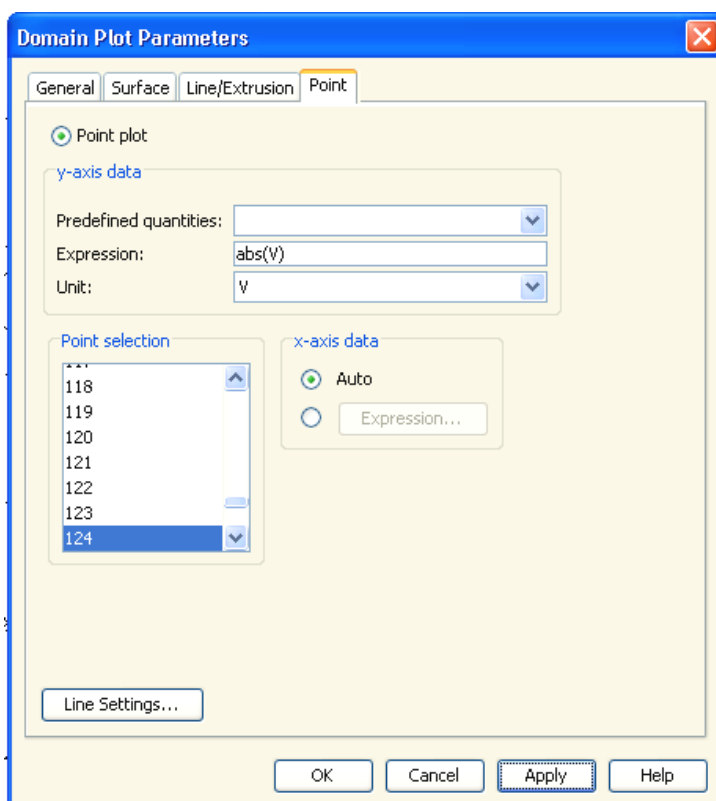
**Slika 4.31. Ilustracije kombinacije više tipova prikaza rezultata simulacije zuba na 1 kHz.**

Isctavanje impedancijskog spektra moguće je provesti ako je provedena parametarska analiza modela na više frekvencija. Impedancijski se spektar isctava tako da se isctva modul i fazni kut napona na mjestu mjerne elektrode plivajućeg potencijala. U programskom alatu *Comsol Multiphysics* je moguće prikazati funkcijsku ovisnost rezultata simulacije bilo koje točke u prostoru (ili bilo koje točke nacrtae geometrije) o vrijednosti parametra parametarske analize. Isctavanje rezultata simulacije za proizvoljnu točku prostora se postiže tako da se u *Postprocessing* → *Cross-Section Plot Parameters* odabere *Point plot* te se selektiraju sve vrijednosti parametra frekvencije za koje će se provesti isctavanje (slika 4.32). Nakon toga je u tabu *Point* potrebno definirati što se isctava i za koju točku prostora. Za koordinate točke potrebno je unijeti koordinate na kojima je mjerna elektroda, npr. vrh mjerne elektrode.

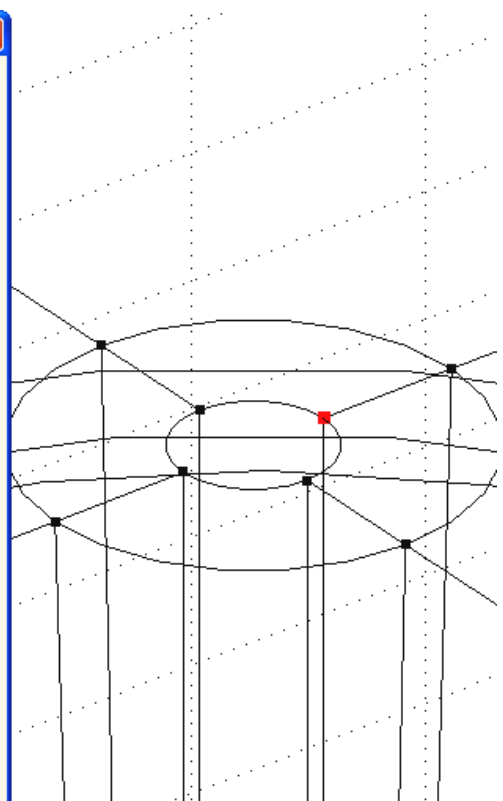
Isctavanje rezultata analize na odabranoj točki nacrtae geometrije provodi se slično, samo koristi izbornik *Postprocessing* → *Domain Plot Parameters*. Također je potrebno odabrati *Point plot* te u tabu *Point* definirati željenu točku na geometriji, slika 4.33. Na ovaj se način izbjegava nepotrebna interpolacija rezultata između različitih elemenata modela te pojednostavnjuje unos koordinata.



Slika 4.32. Izbornik za iscrtavanje rezultata parametarske analize.



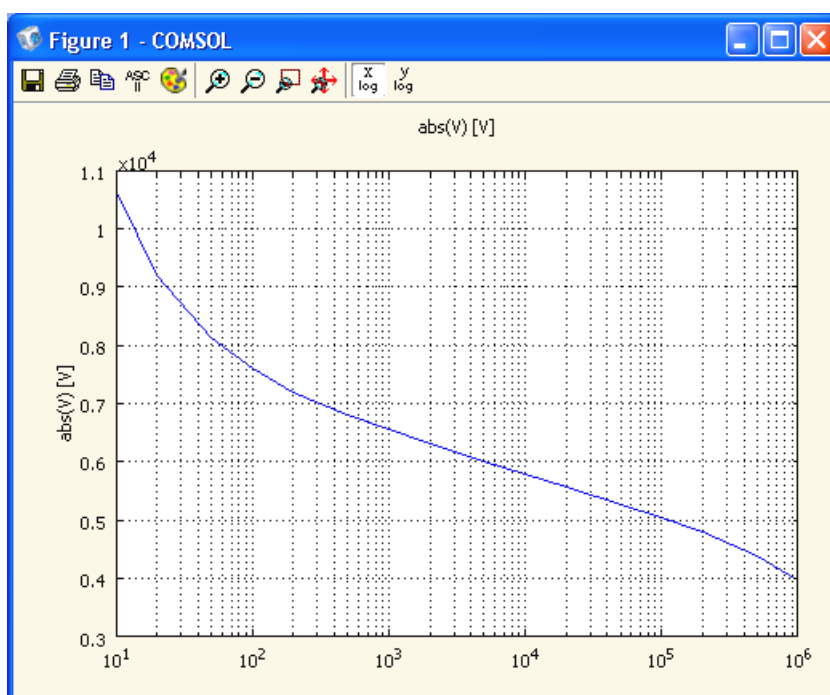
Slika 4.33. Način odabira karakteristične točke geometrije za prikaz rezultata simulacije.



U oba slučaja je u tabu *Point* potrebno zadati i koja se veličina iscrtava. U polje označeno sa *Expression* potrebno je upisati:

- $\text{abs}(V)$  - za iscrtavanje frekvencijske ovisnosti modula impedancije,
- $180/\pi*\text{angle}(V)$  - za iscrtavanje faznog kuta impedancije u stupnjevima.

Iscrtavanje se provodi po pritisku gumba *Apply* ili *OK*. Važno je uočiti da je za pregledan prikaz modula i faze impedancije potrebno promijeniti frekvencijsku skalu u logaritamsko mjerilo aktiviranjem gumba "x-Log" (*x-Axis Log Scale*) na grafičkom prikazu, slika 4.34. Pohrana rezultata simulacije impedancijskog spektra može se ostvariti pomoću funkcije *Export Current Plot* označene simbolom "ASCII". Ovim se postupkom dobiva tekstualna datoteka iz koje se mogu iščitati podaci u željenom programu za naknadnu analizu mjernih rezultata.



Slika 4.34. Primjer iscrtavanja frekvencijske ovisnosti modula impedancije.

#### 4.4.1.2 Implementacija dielektričnih svojstava bioloških tkiva u modelu

Dielektrični parametri bioloških tkiva su frekvencijski ovisne veličine (poglavlje 4.2.2). Stoga za simulaciju frekvencijske ovisnosti impedancije nije moguće u polja za specifičnu vodljivost i relativnu permitivnost pojedinog tkiva unijeti fiksne vrijednosti. Potrebno je definirati izraz iz kojega će se dielektrična svojstva izračunati na svakoj simuliranoj frekvenciji (parametarska analiza s frekvencijom kao parametrom).

Program *Comsol Multiphysics* omogućuje unos konstanti i izraza, koji se mogu koristiti u ovu svrhu. Kao konstante (izbornik *Options* → *Constants*) treba navesti parametre modela na temelju kojih će se kasnije izračunati dielektrična svojstva (prema tablici 4.1 u poglavlju 4.2.3), kao i ostale nepromjenjive veličine. Najveći broj konstanti korištenih u modelu zuba otpada na modele dielektričnih svojstava za pojedina tkiva.

Neke predefinirane konstante kao što je npr.  $\pi$  ili dielektrična konstanta vakuuma  $\epsilon_0$  (izbornik *Physics* → *Scalar Variables*) nije nužno definirati kao korisničku konstantu. U ovom je radu dielektrična konstanta vakuuma ipak definirana radi njenog kraćeg zapisa u izrazima.

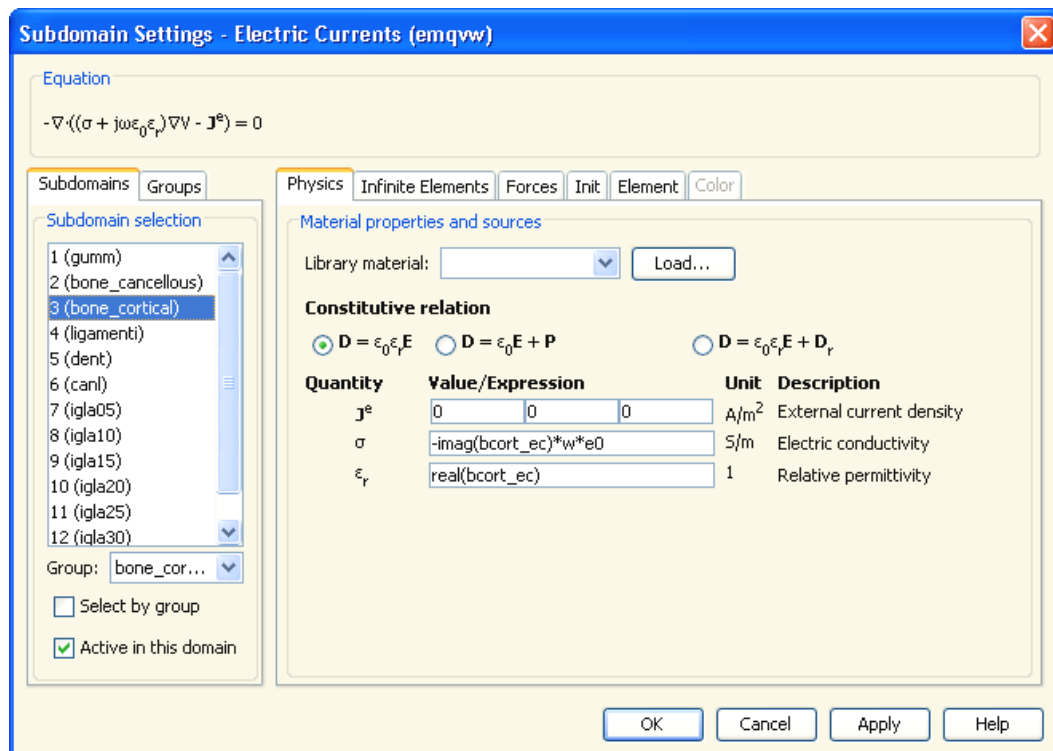
Jednadžbe modela za izračun kompleksnih relativnih permitivnosti se u *Comsol Multiphysics* upisuju kao izrazi (izbornik *Options* → *Expressions* → *Scalar Expressions*) za svako pojedino tkivo. Ovdje se definiraju kompleksne skalarne vrijednosti koje se mogu koristiti u bilo kojoj domeni modela. Osim definiranih konstanti za izračun ovih vrijednosti potrebno je poznavati i kružnu frekvenciju. Stoga je prvi definirani izraz u modelu zuba izraz za kružnu frekvenciju  $\omega$ :

$$\omega = 2 * \pi * \nu_{emqvw}, \quad (4.43)$$

gdje  $\nu_{emqvw}$  u programskom paketu *Comsol Multiphysics* obilježava trenutno korištenu frekvenciju bilo da se radi o simulaciji na jednoj frekvenciji ili parametarskoj analizi s frekvencijom kao parametrom (izbornik *Physics* → *Scalar Variables*, za detalje vidjeti poglavlje 4.4.1.1). Za izračun kompleksne relativne permitivnosti (npr. tvrdog koštanog tkiva) potrebno je u izborniku *Scalar Expressions* u polje *Name* unijeti naziv varijable (npr.  $\text{bcort}_{ec}$ ) te pod *Expression* unijeti izraz za njegov izračun, koji za tvrdo koštano tkivo glasi (unos se samo izraz nakon znaka jednakosti):

$$\begin{aligned} \text{bcort}_{ec} = & \text{bcort}_{ef} + \quad (4.44) \\ & \text{bcort}_{del1} / (1 + (j * \omega * \text{bcort}_{tau1})^{(1 - \text{bcort}_{alf1})}) + \\ & \text{bcort}_{del2} / (1 + (j * \omega * \text{bcort}_{tau2})^{(1 - \text{bcort}_{alf2})}) + \\ & \text{bcort}_{del3} / (1 + (j * \omega * \text{bcort}_{tau3})^{(1 - \text{bcort}_{alf3})}) + \\ & \text{bcort}_{del4} / (1 + (j * \omega * \text{bcort}_{tau4})^{(1 - \text{bcort}_{alf4})}) + \\ & \text{bcort}_{sig} / (j * \omega * \epsilon_0). \end{aligned}$$

Pri tome su  $\text{bcort}_{ef}$  do  $\text{bcort}_{sig}$  konstante modela tvrdog koštanog tkiva prema tablici 4.1, a  $\epsilon_0$  korisnički definirana dielektrična konstanta vakuuma. Ekvivalentne relacije vrijede i za ostala tkiva. U model su uneseni izrazi za  $\text{bcort}_{ec}$ ,  $\text{bcanc}_{ec}$ ,  $\text{b}_{marw}_{ec}$ ,  $\text{tongu}_{ec}$ ,  $\text{tendo}_{ec}$ ,  $\text{blood}_{ec}$  i  $\text{bvesl}_{ec}$ . Specifičnu vodljivost i relativnu permitivnosti moguće je izračunati na jednak način uvođenjem po dvije dodatne varijable za svako tkivo, no praksa je pokazala preglednijim umjesto kreiranja dodatnih varijabli ove izraze unijeti izravno u polje za unos dielektričnih svojstava za pojedinu domenu (*Physics* → *Subdomain Settings*) kao što je prikazano na slici 4.35.



Slika 4.35. Primjer unosa dielektričnih svojstava tvrdog koštanog tkiva puten kompleksne relativne permitivnosti.

Ovdje valja spomenuti da je također moguće definirati funkciju za izračun specifične vodljivosti  $\sigma$  i relativne permitivnosti  $\epsilon_r$  korištenjem izbornika (*Options* → *Functions*). Tada je moguće unificirati unos za  $\sigma$  i  $\epsilon_r$  pozivom pripadnih funkcija. Na žalost, kružnu frekvenciju  $\omega$  i konstantu  $e_0$  je potrebno proslijediti u funkciju preko argumenta, što u konačnici rezultira manje preglednim zapisom. Praktična uporaba korisnički definiranih funkcija bit će opisana u idućem poglavlju.

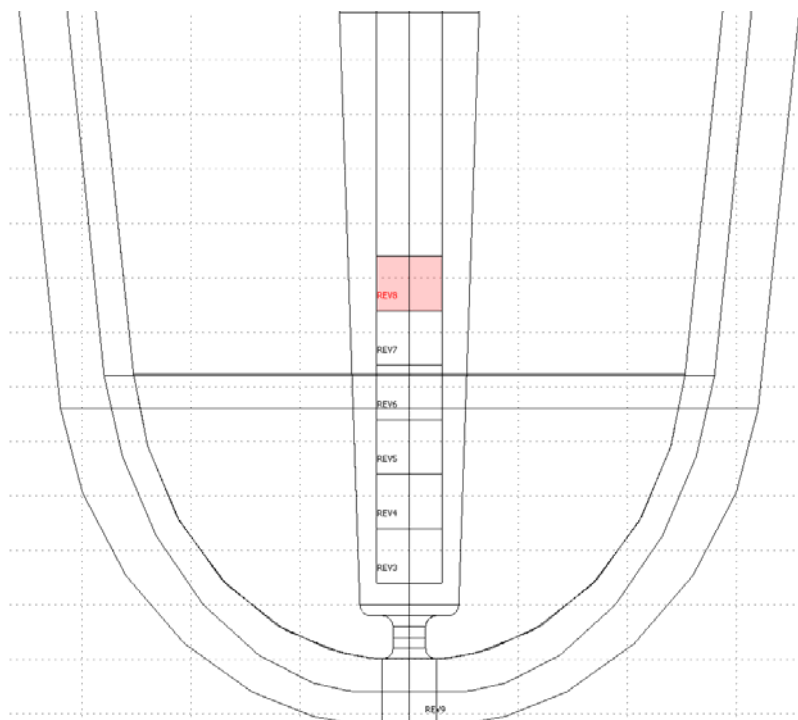
#### 4.4.1.3 Simulacija pomaka igle u kanalu

Objasniti ćemo dva pristupa simulacije pomaka igle u kanalu. Prvi pristup podrazumijeva crtanje nove geometrije za svaki promatrani položaj igle u kanalu. Nakon svake izmjene geometrije modela potrebno je nanovo provesti rasterizaciju te izračun i prikaz rezultata. Ovaj postupak moguće je automatizirati korištenjem skriptnih jezika kao što je npr. *Comsol Script*. Prilikom pomaka igle u korijenskom kanalu bitno je paziti da se prikladno pomakne i domena koja predstavlja sadržaj kanala kako ne bi došlo do preklapanja dvaju materijala u istim točkama prostora, ili nastanka slobodnog prostora, bez definiranog materijala.

Drugi pristup je praktičan za analizu rezultata za samo nekoliko položaja igle u kanalu, ali je zato jednostavniji za implementaciju. Umjesto da se kreira druga geometrija posebno za svaki položaj igle, može se nacrtati geometrija u kojoj je igla podijeljena u više segmenata odnosno domena, svaka na svojoj dubini u korijenskom kanalu. Slika 4.36 prikazuje primjer gdje je vrh igle segmentiran tako da omogućuje simulaciju impedancijskog spektra pri sedam različitih položaja vrha igle. Segmenti su dugački 0.5 mm, što omogućuje simulaciju na položajima -0.5 mm do -3.5 mm s



korakom od 0.5 mm. Na slici je radi preglednosti selektiran segment na udaljenosti -3.0 mm od sredine apikalnog suženja.



Slika 4.36. Princip segmentacije metalne igle za simulaciju dubine igle u kanalu.

Svakom segmentu igle potrebno je pridružiti dielektrična svojstva igle ili korijenskoga kanala, ovisno o dubini do koje se želi simulirati igla (*Physics* → *Subdomain Settings*). Svi segmenti iznad željene dubine moraju imati pridružena svojstva igle, a svi segmenti ispod te dubine moraju imati svojstva kanala. Promjena dubine u ovom je radu realizirana uvođenjem šest dodatnih varijabli (*igla05\_ec* do *igla35\_ec*) od kojih svaka sadrži dielektrična svojstva (kompleksnu permitivnost) pojedinog segmenta igle. Vrijednosti tih varijabli modificiraju se u izborniku *Physics* → *Scalar Variables*.

Ovaj pristup omogućuje zajedničku diskretizaciju čitave geometrije, što je korisno jer tijekom simulacije ovisnosti impedancije o dubini igle neće nastati pogreške uslijed razlika u prostornoj diskretizaciji modela. Stoga je za potrebe simulacije utjecaja pomaka igle u ovom radu odabran ovaj pristup.

Bitno je uočiti da uz ovako segmentiranu domenu igle nije poželjno realizirati zaobljenje na vrhu igle. Zaobljenjem vrha igle su se u prvom pristupu nastojali smanjiti oštri bridovi koji uzrokuju nepoželjne invertirane elemente rasteriziranog modela, kao i nepravilnosti prilikom simulacije pojava na sučelju između igle i elektrolita. Ako bismo zaoblili vrh igle u jednoj domeni, segment igle koji se nastavlja na zaobljeni segment poprimio bi izuzetno oštre bridove, što može uzrokovati numeričke pogreške te je bolje rubove pojedinih domena igle ostaviti pod pravim kutom.

#### 4.4.1.4 Implementacija modela dvosloja na međugranicama

Iz poglavlja 4.3.2 je poznato da se dvosloj električki opisuje pomoću impedancije koja se javlja između dvaju materijala. Ta impedancija obrnuto je proporcionalna površini dvosloja, odnosno dodirnoj površini tih materijala. Debljina dvosloja ovisna je o vrsti pojedinih materijala (Debyeova duljina, poglavlje 4.3.1) te je reda veličine nekoliko nanometara.

Da bismo u modelu opisali električno ponašanje dvosloja potrebno je oko domene koja predstavlja iglu ucrtati domenu kojoj s odgovarajući električnim svojstvima. Budući da se električni parametri domene u programu *Comsol Multiphysics* zadaju putem dielektrični svojstava materijala, njih je potrebno izračunati iz poznate impedancije željenog dvosloja. Promotrimo stoga izraz koji povezuje kompleksnu dielektričnu permitivnost  $\hat{\epsilon}_r$  s vektorima gustoće struje  $\mathbf{J}$  i električnog polja  $\mathbf{E}$ :

$$\mathbf{J} = j\omega\epsilon_0\hat{\epsilon}_r\mathbf{E}. \quad (4.45)$$

Vektor električnog polja u smjeru okomitom na dvosloj jednak je padu napona na tom dvosloju  $U$  podijeljenim s debljinom samoga dvosloja  $d$  te slijedi:

$$\mathbf{J} = j\omega\epsilon_0\hat{\epsilon}_r\mathbf{E} = j\omega\epsilon_0\hat{\epsilon}_r \frac{U \cdot \mathbf{n}}{d}, \quad (4.46)$$

pri čemu je  $\mathbf{n}$  jedinični vektor okomit na površinu dvosloja. Koristeći Ohmov zakon za gustoću struje slijedi da je:

$$\mathbf{J} = \frac{I \cdot \mathbf{n}}{S} = \frac{U \cdot \mathbf{n}}{S \cdot Z} = j\omega\epsilon_0\hat{\epsilon}_r \frac{U \cdot \mathbf{n}}{d}, \quad (4.47)$$

pri čemu je  $I$  struja koja okomito prolazi promatrani dvosloj,  $S$  površina promatranog dvosloja i  $d$  njegova debljina. Iz prethodne jednadžbe slijedi izraz za kompleksnu relativnu permitivnost:

$$\hat{\epsilon}_r = \frac{1}{j\omega\epsilon_0} \cdot \frac{d}{S \cdot Z} = \frac{d}{j\omega\epsilon_0 \cdot Z_S}, \quad (4.48)$$

pri čemu je  $Z_S$  impedancija normirana na jediničnu površinu dvosloja.

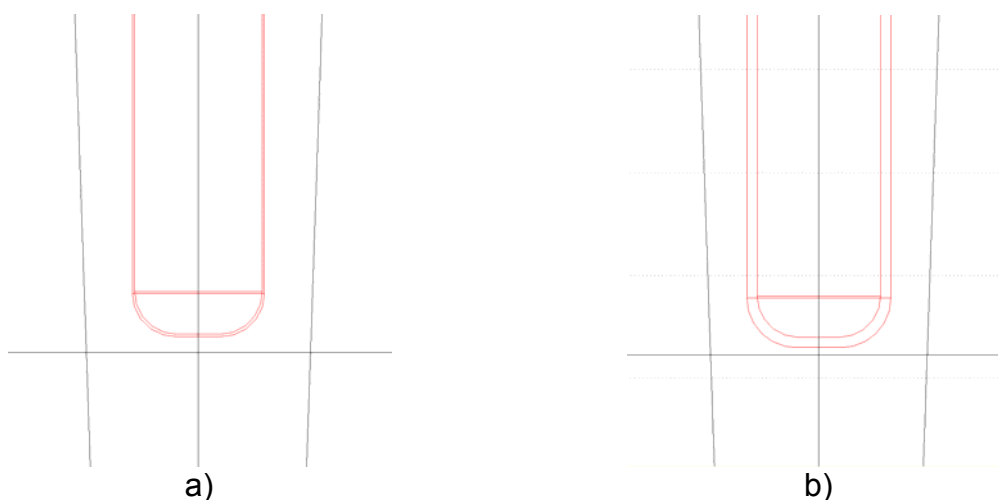
Dakle, željenu impedanciju dvosloja moguće je realizirati ucrtavanjem domene debljine  $d$  kojoj se pridružuju dielektrična svojstva prema relaciji 4.48. Budući da dvosloj nastaje isključivo u fluidu, potreban volumen koji predstavlja dvosloj oduzima se od volumena fiziološke otopine.

Na žalost simulacija stvarne geometrije dvosloja u modelu zuba na ovaj način nije izvediva. Zbog velike razlike u debljini dvosloja u odnosu na debljinu ostalih domena u modelu zuba (nanometri u odnosu na milimetre) u postupku generiranja mreže modela nastaje izuzetno velik broj diskretnih točaka rastera. Fini detalji u domeni dvosloja trebaju biti diskretizirani u sitne elemente koji se postupno povećavaju udaljavanjem od dvosloja. Što je veća razlika u dimenzijama dvosloja i okolnih domena veći je broj diskretiziranih točaka modela. Kako bi simulaciju bilo moguće provesti nužno je znatno povećati debljinu domene dvosloja.

Na sreću, povećanje njegove debljine neće značajno utjecati na konačan ishod simulacije. Promotrimo što se u modelu zuba mijenja s povećanjem debljine dvosloja.

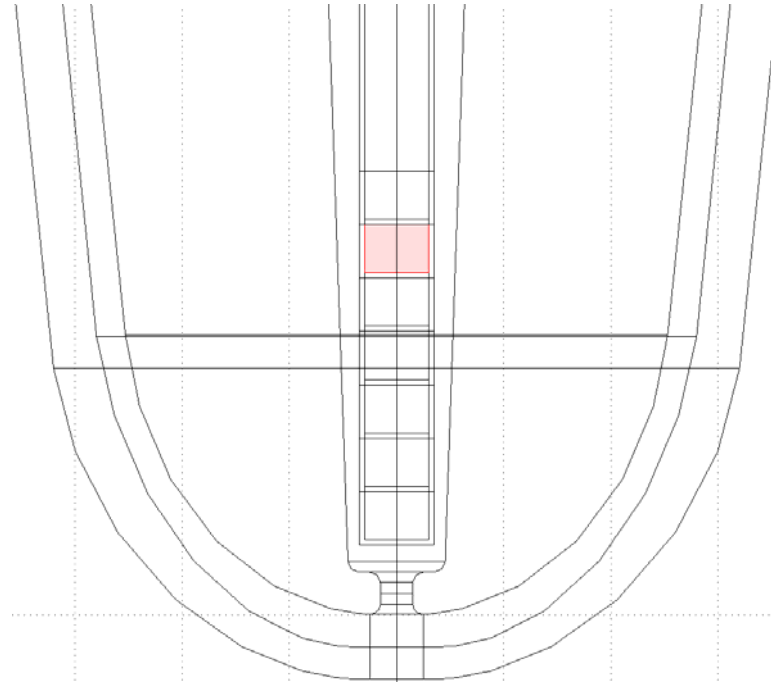
Ako bismo povećali njegovu debljinu bez prilagođavanja dielektričnih svojstava u skladu s izrazom 4.48 povećali bismo ukupnu ciljanu impedanciju  $Z_S$  proporcionalno proširenju i time unijeli pogrešku. Korekcijom dielektričnih svojstava korištenjem ucertane debljine dvosloja nakon proširenja  $d$  u izrazu 4.48 uz zadržavanje stalne vrijednosti ciljane impedancije  $Z_S$  u konačnici će rezultirati nepromijenjenom ukupnom impedancijom dvosloja u modelu. Promijenit će se samo debljina domene koja predstavlja zubni kanal (elektrolit). Dok je relativna promjena debljine kanala zanemariva, neće biti značajnog utjecaja na konačan ishod simulacije. Preostaju samo pogreške do kojih nastaje uslijed različitog smjera tokova struje na oštrim rubovima domene dvosloja (početak i dno igle).

Eksperimentalno je ustanovljena potrebna širina domene dvosloja na jednostavnoj geometriji (slika 4.37 a). Najuži polumjer zubnoga kanala (pri dnu kanala) iznosi  $5 \cdot 10^{-4}$  m. Uz širinu dvosloja od  $0.1 \cdot 10^{-4}$  m simulacija je bila moguća, ali neprihvatljivo dugotrajna (višesatna simulacija za svaku frekvencijsku točku). Potom je provedena simulacija uz debljinu dvosloja povećanu na  $0.5 \cdot 10^{-4}$  m (prihvatljivo trajanje simulacije), slika 4.37 b). Uspoređeni su moduli dobivenih impedancija na svim frekvencijama te je ustanovljeno da je razlika manja od 1 %. Stoga je za daljnjih simulacija na kompleksnijem modelu odabrana širina dvosloja u iznosu od  $0.5 \cdot 10^{-4}$  m.



Slika 4.37. Detalj debljine domene dvosloja u odnosu na zubni kanal:  
a) širina dvosloja  $0.1 \cdot 10^{-4}$  mm, b) širina dvosloja  $0.5 \cdot 10^{-4}$  mm.

Dodatne poteškoće sa simulacijom dvosloja nastaju prilikom modeliranju pomaka igle u kanalu. Problem je u tome što se za svaki položaj igle dodatno mijenja i dubina dvosloja. Stoga je osim segmentacije igle potrebno segmentirati i domenu dvosloja kao je prikazano na slici 4.38.



**Slika 4.38. Detalj modela dvosloja oko igle pri modeliranju pomaka igle s konačnim brojem položaja. Na slici je radi preglednosti selektiran segment igle na položaju -3.0 mm.**

Osim segmenta koji predstavlja dvosloj oko nepomičnog dijela igle, za svaki potencijalni dublji segment igle potrebno je kreirati dva nova segmenta – jedan za dvosloj oko igle i jedan za dvosloj ispod nje. Ovisno o ciljanoj dubini igle, segmenti koji okružuju iglu mogu poprimiti dielektrična svojstva dvosloja ili zubnog kanala, dok segmenti koji sijeku iglu mogu poprimiti svojstva dvosloja, igle ili kanala. Uz definiranu dubinu igle, svi okolni dvosloji od tog položaja prema gore trebaju imati svojstva dvosloja, a svi ostali svojstva kanala. Segment koji se nalazi neposredno ispod odabrane dubine do koje seže igla treba imati svojstva dvosloja. Svi segmenti iznad (koji spajaju segmente igle) trebaju imati svojstva igle, dok svi ispod trebaju predstavljati zubni kanal.

U radu s velikim brojem dodatnih varijabli su moguće poteškoće. Stoga su za potrebe ovog rada definirane dvije funkcije koje određuju koja svojstva treba poprimiti pojedina domena dvosloja. Uočimo da se ista zadaća može obaviti na više načina te da je odabir najpreglednije solucije stvar individualnog odabira. Realiziran je pristup s uvođenjem dviju funkcija uz zadržavanje relativno malog broja korisnički definiranih varijabli. Ovime je postignuta bolja preglednost izbornika za unos varijabli, a zadaću obavljamo direktno u poljima za unos dielektričnih svojstava. Korištenjem izbornika korištenjem izbornika *Options* → *Functions* definirane su sljedeće funkcije (zasebno se unose naziv, argumenti i tijelo funkcije):

$$\text{DBL\_okolo}(\text{segment}, \text{igla}, \text{edl}) = (\text{segment} == \text{igla}) * \text{edl} + (\text{segment} \neq \text{igla}) * \text{segment} \quad (4.49)$$

$$\text{DBL\_spoj}(\text{ispod}, \text{iznad}, \text{edl}) = (\text{ispod} \neq \text{iznad}) * \text{edl} + (\text{ispod} == \text{iznad}) * \text{iznad} \quad (4.50)$$

Funkcija `DBL_okolo` vraća kompleksnu relativnu permitivnost za dvosloj oko segmenta igle, a određuje ga iz dielektričnih svojstava pridruženih pripadnom

segmentu igle te nepromjenjivih dielektričnih vrijednosti igle i dvosloja (argumenti funkcije). Funkcija `DBL_spoj` vraća kompleksnu relativnu permitivnost za dvosloj ispod segmenta igle, a određuje ga iz dielektričnih svojstava domena ispod i iznad ciljanog dvosloja te iz nepromjenjivih dielektričnih svojstava dvosloja.

Budući da je za svaku domenu potrebno unijeti funkciju triju varijabli, potreban je velik oprez pri unosu parametara u model.

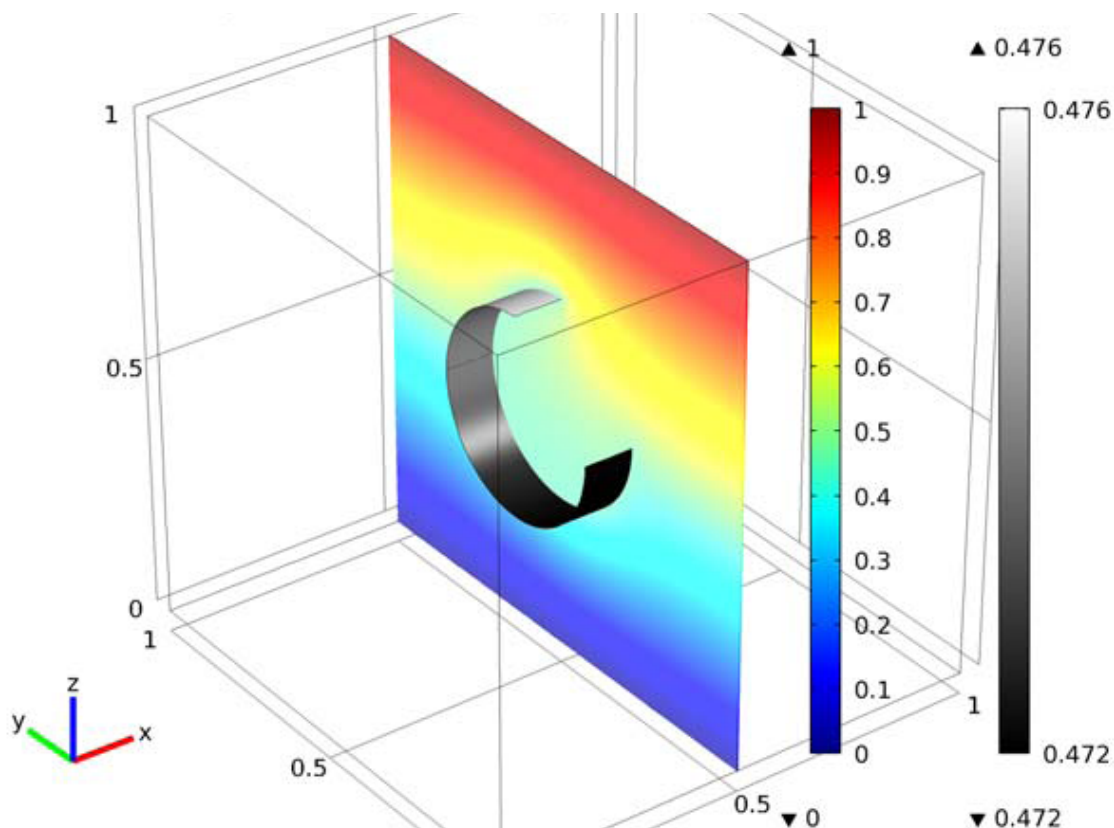
#### 4.4.1.5 Aproksimacija tankog sloja

U prethodnom je poglavlju opisan postupak modeliranja dvosloja postupkom ucrtavanja dodatne domene oko vanjskog ruba metalne igle. Debljina takve domene morala je biti značajno povećana u odnosu na stvarnu debljinu dvosloja kako bi diskretizacija geometrije i simulacija modela bila moguća. Time je napravljen kompromis između točnosti reprezentacije dvosloja i kompleksnosti izračuna modela.

Umjesto ucrtavanja domene dvosloja postoji i mogućnost zanemarenja njegove debljine, čime se dvosloj modelira u beskonačno tankom sloju korištenjem prikladnih rubnih uvjeta na dodirnoj površini između igle i zubnog kanala [31,112,114]. U ovom slučaju nije potrebno diskretizirati domenu dvosloja jer takva domena niti ne postoji. Na rubnim točkama između igle i kanala je potrebno realizirati skok potencijala proporcionalan gustoći struje kroz dvosloj i impedanciji dvosloja. Ovakav pristup naziva se aproksimacijom tankog sloja (engl. *thin film approximation*).

Tanki sloj je u programskom paketu *Comsol Multiphysics* moguće realizirati korištenjem dva različita rubna uvjeta: *Electric shielding* i *Distributed impedance*. Oba uvjeta se zadaju pomoću parametra specifične vodljivosti, relativne permitivnosti i stvarne debljine simuliranog sloja. Stoga će ovdje biti pojašnjene njihove sličnosti i njihove razlike.

Rubni uvjet *Electric shielding* primarno je namijenjen simulaciji električnog polja u prostoru koji je djelomično zaslonjen slojem vodljivog materijala, kao što prikazuje primjer na slici 4.39. Ovaj rubni uvjet se za slučaj kada je ploha značajno veće vodljivosti od okolnog prostora ponaša slično uvjetu *Floating potential* (poglavljje 4.4.1.1) bez ulazne struje. *Floating potential* pretpostavlja da je čitava na istom potencijalu, a potencijal plohe je određen okolnim poljem. Za razliku od njega, *Electric shielding* računa impedanciju sloja što omogućuje pad napona na njegovoj površini. Korištenje ovog uvjeta pretpostavlja zanemariv utjecaj tangencijalne komponente struje kroz sloj odnosno konstantan potencijal kroz dubinu sloja. Stoga se ovaj uvjet ne može koristiti za simulaciju električnog dvosloja.



Slika 4.39. Primjer uporabe rubnog uvjeta *Electric shielding*. Bojama su označeni potencijali metalnog plašta i okolnog prostora. [32]

Rubni uvjet *Distributed impedance* se bazira na pretpostavci da struja koja teče kroz sloj ima samo komponentu okomitu na taj sloj (odnosno da ne postoji tangencijalna komponenta struje duž sloja) i da degeneracija njegovog volumena u ravninu ima zanemariv utjecaj na volumen domene na čijoj se granici taj sloj nalazi. Ove pretpostavke su ispunjene za slučaj dvosloja na površini igle u modelu zuba. Stoga je u ovom radu za aproksimaciju tankog sloja korišten rubni uvjet distribuirane impedancije (engl. *Distributed impedance*).

Budući da pri korištenju ovog rubnog uvjeta nastaje skok potencijala na granici između igle i kanala, za izračun potencijala nije moguće koristiti jednu jednadžbu kontinuiteta, već je potrebno model podijeliti na dva odvojena problema – jedan za domenu igle i jedan za domenu zuba. Model dakle dijelimo na dvije jednake tzv. "fizike". U jednoj se "fizici" rješava jednadžba kontinuiteta za potencijal  $V$ , a u drugoj za potencijal  $V_2$ . Ovi potencijali se na dodirnoj površini između igle i kanala povezuju rubnim uvjetom distribuirane impedancije koji govori da je normalna komponenta struje koja izlazi iz rubne točke na granici jedne "fizike" jednaka normalnoj komponenti struje koja ulazi u istu tu točku u drugoj "fizici". Razlika potencijala između tih dviju "fizika" za svaku zajedničku točku na geometriji ovisna je o gustoći struje u toj točki i impedanciji dvosloja. Uočimo da su ovim postupkom realizirane dvije različite vrijednosti potencijala za istu točku geometrije – jedna vrijednost se odnosi na potencijal  $V$  (potencijal zubnog kanala), a druga na potencijal  $V_2$  (potencijal igle).

Jednadžba koja povezuje te potencijale potencijal zubnog kanala  $V$  s potencijalom igle  $V_2$  za domenu zubnog kanala glasi:

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = \frac{\sigma + j\omega\varepsilon_0\varepsilon_r}{d}(V - V_2), \quad (4.51)$$

dok je za domenu igle suprotnog predznaka (budući da struja koja ulazi u jednu domenu odgovara struji koja izlazi iz druge). Vrijednost kompleksne relativne permitivnosti  $\hat{\varepsilon}_r$  računa se prema relaciji 4.48 opisanoj u poglavlju 4.4.1.4 te vrijedi:

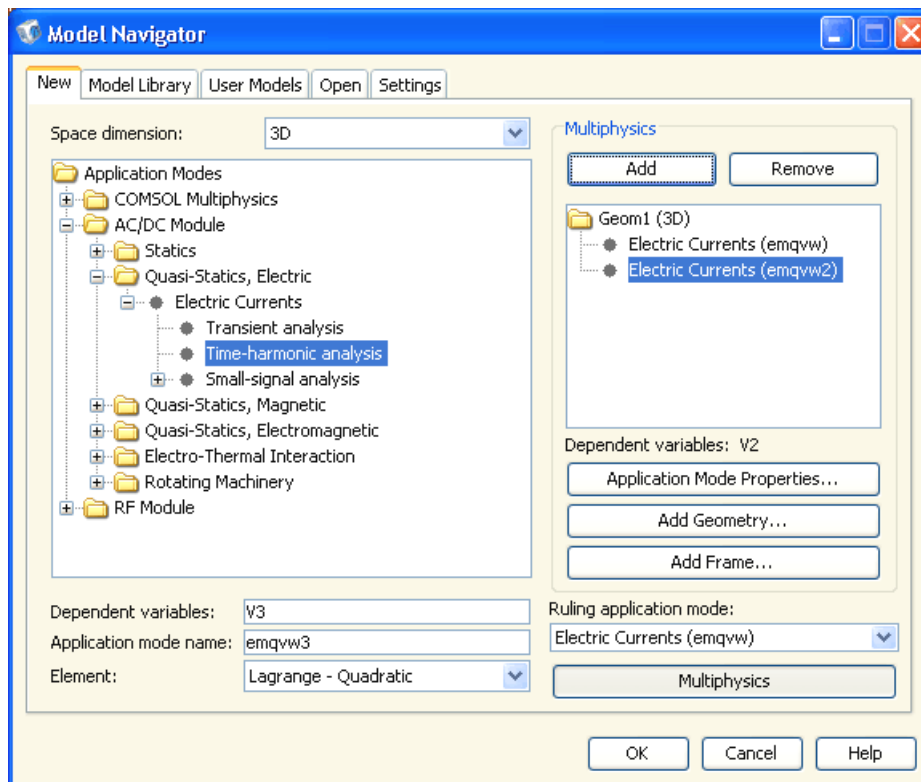
$$\hat{\varepsilon}_r = d/(j\omega\varepsilon_0 Z_S), \quad (4.52)$$

$$\sigma = -\text{imag}\left(\frac{d}{j\omega\varepsilon_0 Z_S}\right) \cdot \omega\varepsilon_0 = \text{real}(d/Z_S), \quad (4.53)$$

$$\varepsilon_r = \text{real}\left(\frac{d}{j\omega\varepsilon_0 Z_S}\right) = \text{imag}(d/Z_S)/(\omega\varepsilon_0), \quad (4.54)$$

pri čemu je  $d$  stvarna debljina dvosloja, a  $Z_S$  impedancija njegove jedinične površine. Uočimo da rubni uvjet i u ovom slučaju postaje neovisan o debljini sloja  $d$  te ga je moguće zadati samo specifičnom površinskom impedancijom dvosloja  $Z_S$ .

Na modelu zuba s jednostavnom geometrijom bez dodatnih domena za realizaciju pomaka igle u kanalu se postavljanje opisanog rubnog uvjeta distribuirane impedancije provodi na sljedeći način. Najprije je potrebno definirati dodatnu "fiziku" koristeći izbornik *Multiphysics* → *Model Navigator*, u kojemu je potrebno za trodimenzionalni prostor (3D) selektirati *Application Modes* → *AC/DC modul* → *Quasi-Static, Electric* → *Electric Currents* → *Time Harmonic analysis*, slika 4.40. Za naziv ovisne varijable (za koju će se rješavati jednadžba kontinuiteta) potrebno je upisati  $V_2$  (odnosno za naziv aplikacijskog moda *emqvw2*) te korištenjem funkcije *Add* dodati selektirani aplikacijski mod u geometriju *Geom1 (3D)* u kojoj je ucrtan model zuba. Vladajući aplikacijski mod (engl. *Ruling application mode*) pritom treba biti *emqvw2* budući da je u njega dovedena pobuda.

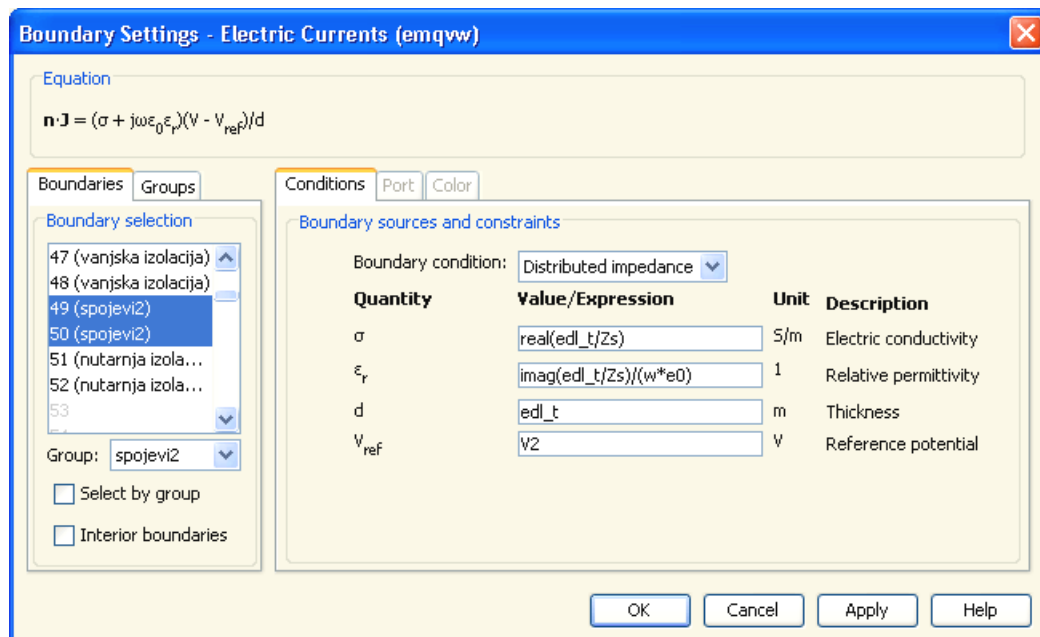


**Slika 4.40.** Kreiranje dodatne "fizike" (*emqvw2*) u geometriji *Geom1 (3D)* za izračun ovisne varijable potencijala *V2*.

Potom je potrebno odabrati aktivnu prvu "fiziku" koristeći izbornik *Multiphysics* → *Geom 1 Electric Currents (emqvw)* te za nju deaktivirati domenu igle. To se postiže tako da u postavkama *Physics* → *Subdomain Settings* odabere domena igle i deselektira opcija *Active in this domain*. Ekvivalentan postupak treba provesti za drugu "fiziku" (*emqvw2*), za koju treba deaktivirati sve domene u geometriji, osim domene koja predstavlja iglu.

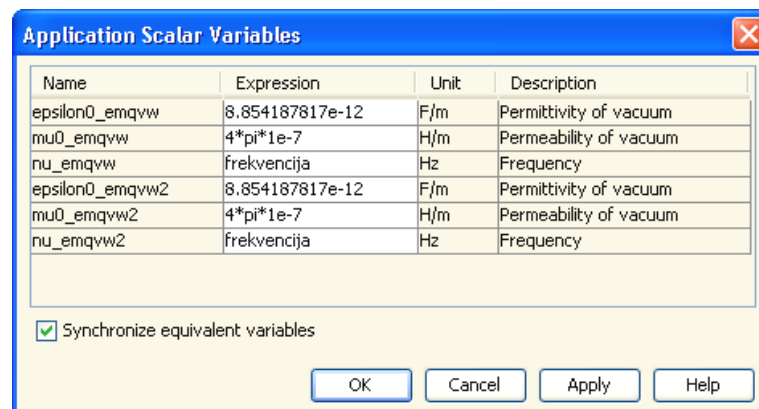
Ovim postupkom je model razbijen na dvije "fizike", odnosno na dva manja modela tako da su prijašnje međugranice između igle i kanala sada za svaku "fiziku" posebno postale vanjske granice. Te granice potrebno je međusobno povezati rubnim uvjetom distribuirane impedancije na način da se za svaku "fiziku" na toj plohi postavi rubni uvjet distribuirane impedancije s jednakim parametrima (*Physics* → *Boundary Settings*). Pritom je važno obratiti posebnu pažnju na unos referentnog potencijala za koji treba unijeti naziv varijable električnog potencijala u drugoj "fizici", slika 4.41.





Slika 4.41. Unos parametara rubnog uvjeta distribuirane impedancije za varijablu  $V$ .

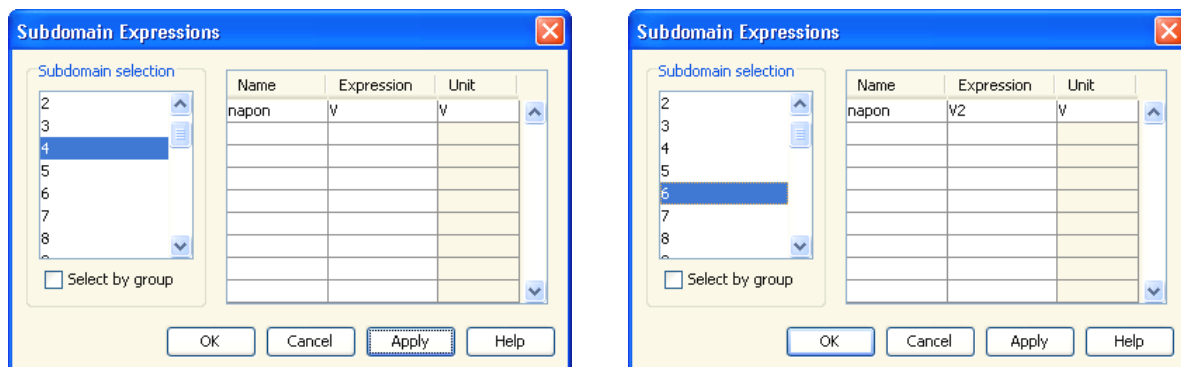
Izuzetno je važno podesiti, odnosno uskladiti frekvencije na kojima se izračunavaju rješenja. Naime svaka "fizika" ima svoju varijablu za frekvenciju (varijable  $nu\_emqvw$  i  $nu\_emqvw2$  predstavljaju frekvenciju [Hz] za aplikacijske modove  $emqvw$  i  $emqvw2$ ). Na rubnom uvjetu će se razlika fazora potencijala (podijeljena sa specifičnom površinskom impedancijom dvosloja) prilagoditi zajedničkom fazoru struje, bez obzira što fazori nemaju jednaku frekvenciju. Prilikom provođenja simulacije na jednoj frekvenciji može se dogoditi da su te frekvencije slučajno postavljene na istu vrijednost (npr. koriste se nepromijenjene *defaultne* vrijednosti frekvencije za obje "fizike") i rezultati mogu biti ispravni, ali nakon što se provede parametarska analiza s frekvencijom kao parametrom dolazi do razilaženja frekvencija i neželjenih rezultata simulacije ukoliko frekvencije nisu usklađene. Kako bi se izbjeglo razvođenje potrebno je frekvencije svih "fizika" postaviti na isti iznos u izborniku *Physics* → *Scalar variables*, na primjer na vrijednost nove varijable *frekvencija* koju je praktično definirati u izborniku za parametarsku analizu, slika 4.42.



Slika 4.42. Usklađivanje frekvencija u svim "fizikama" na vrijednost nove varijable *frekvencija*.

Budući da se tijekom simulacije za pojedine dijelove geometrije računa vrijednost potencijala  $V$ , dok se za druge dijelove računa potencijal  $V_2$  za potrebe prikaza i analize konačnog rješenja je korisno uvesti dodatnu varijablu koja će biti definirana

na svim dijelovima geometrije modela te u svakoj točki poprimati vrijednost napona, koja god "fizika" bila aktualna odnosno kako god se zvao napon u toj točki. U tu svrhu je potrebno definirati varijablu čija se vrijednost može postaviti za svaku domenu posebno (*Options* → *Expressions* → *Subdomain Expressions*) koja istovremeno vrijedi za sve "fizike" (*emqvw*). Istu varijablu (istog naziva), a s različitim vrijednostima potrebno je definirati na svakoj domeni modela, slika 4.43.



(a) domena "fizike" *emqvw*

(b) domena "fizike" *emqvw2*

Slika 4.43. Unos varijable s prostorno ovisnim izrazom u svrhu objedinjenja potencijala iz svih "fizika" u zajedničku varijablu.

Postupak generiranja diskretne mreže i simulacije provodi se jednako kao i u slučaju kada postoji samo jedna "fizika" u modelu. Kako bi se izbjegle numeričke pogreške bitno je profiniti rasterizaciju modela na plohi dvosloja. Eksperimentalno je ustanovljena zadovoljavajuća gustoća u iznosu od  $0.3 \cdot 10^{-4}$  [m].

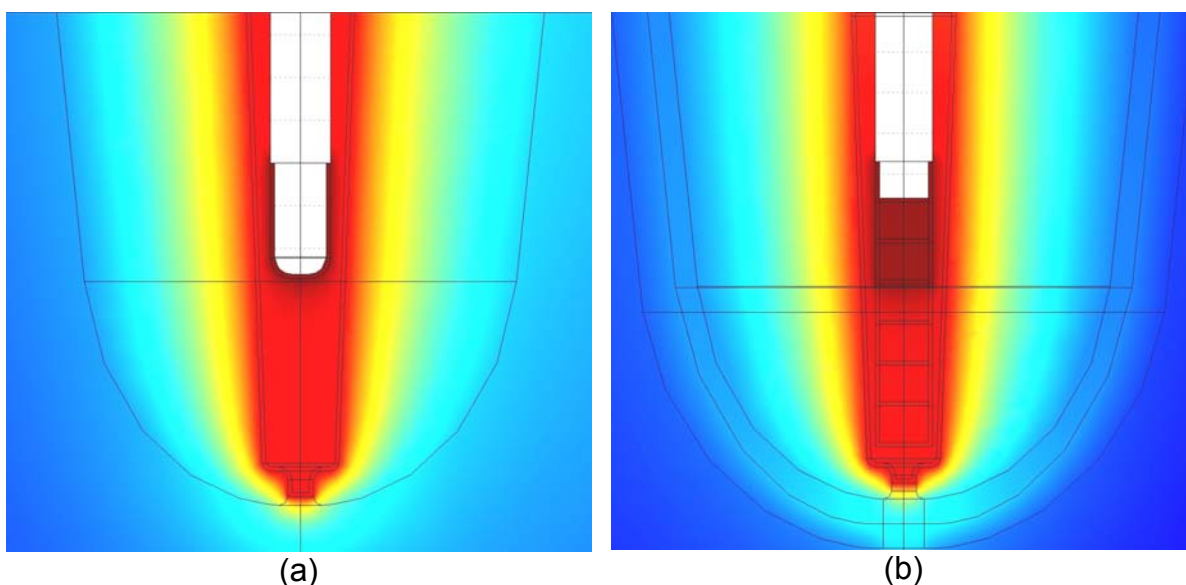
Pri izradi modela koji omogućuje simulaciju pomaka igle kako je opisano u poglavlju 4.4.1.3 potrebno je za svaki segment igle kreirati dodatnu "fiziku", odnosno varijablu koja opisuje potencijal tog segmenta igle te za sve te "fizike" ponoviti postupak opisan u ovom poglavlju. Svaki je segment igle omeđen s dvije inačice dvosloja, ekvivalentno kao što je bilo opisano u poglavlju 4.4.1.4. Stoga je praktično za odabir vrijednosti dielektričnih parametara za dvosloj oko segmenta igle i za dvosloj ispod segmenta igle koristiti isti pristup odabira vrijednosti kao što je opisano za slučaj modeliranja dvosloja dodatnom subdomenom ucrtanom oko svakog segmenta igle. Rubni uvjeti se postavljaju tako da model dvosloja uvijek postoji, a dielektričnim parametrima dvosloja mijenja se njegova uloga u modelu. Dvosloji oko segmenta igle mogu poprimiti svojstva dvosloja ili korijenskoga kanala, a dvosloji među segmentima svojstva igle, dvosloja ili kanala (vidi funkcije *DBL\_oko1o* i *DBL\_spoj*).

Za razliku od modela zuba u kojem je dvosloj bio implementiran kao subdomena, u slučaju aproksimacije tankoga sloja nije moguće postići dodatno ubrzanje simulacije izbacivanjem subdomene igle iz modela te umjesto nje koristiti rubni uvjet *Floating potential* na dodirnoj površini igle (kao što je bilo opisano u poglavlju 4.4.1.1). Razlog tome leži u činjenici da je rubni uvjet osnovnog segmenta igle (segmenta koji izlazi iz korijenskoga kanala) već iskorišten kako bi se aproksimirao. Bilo bi potrebno istovremeno definirati dva rubna uvjeta na istoj granici – jedan za injekciju struje i jedan za aproksimaciju dvosloja i povezivanje na susjednu "fiziku", što nije izvedivo u programskom paketu *Comsol Multiphysics*.

#### 4.4.1.6 Ograničenje dodirne površine igle u zubnom kanalu

U prethodnim je poglavljima opisan model zuba s idealiziranom geometrijom prema Križaj i sur. (2004) [2]. Bilo da je endodontska igla modelirana s fiksnom duljinom ili da je modeliran pomak igle s konačnim brojem položaja, igla je uvijek bila kontaktirana čitavom svojom dubinom u korijenskom kanalu. Ovakav model odgovara situaciji u kojoj je zubni kanal do vrha ispunjen fiziološkom otopinom ili zubnom pulpom. U stvarnoj situaciji se korijenski kanal čisti i posušuje prije mjerenja duljine kanala. Stoga se može pretpostaviti da umetnuta igla neće biti kontaktirana čitavom svojom površinom, već samo donjim dijelom te bočno u pojedinim točkama, ovisno o zakrivljenosti i širine kanala.

Kako bismo model približili stvarnom stanju te ispitali utjecaj dodirne površine između igle i stijenki korijenskoga kanala na ukupnu impedanciju, u ovom će poglavlju biti modelirana endodontska igla kontaktirana samo pri dnu korijenskoga kanala, kao što je prikazano na slici 4.44. Ovaj primjer prikazuje slučaj u kojem je dodirna površina igle ograničena do maksimalne dubine od 4 mm u odnosu na apikalno suženje korijenskoga kanala zuba. Budući da je dubina igle na ovom primjeru 2.5 mm u odnosu na apikalno suženje, dodirna površina igle je ograničena na donjih 1.5 mm igle.

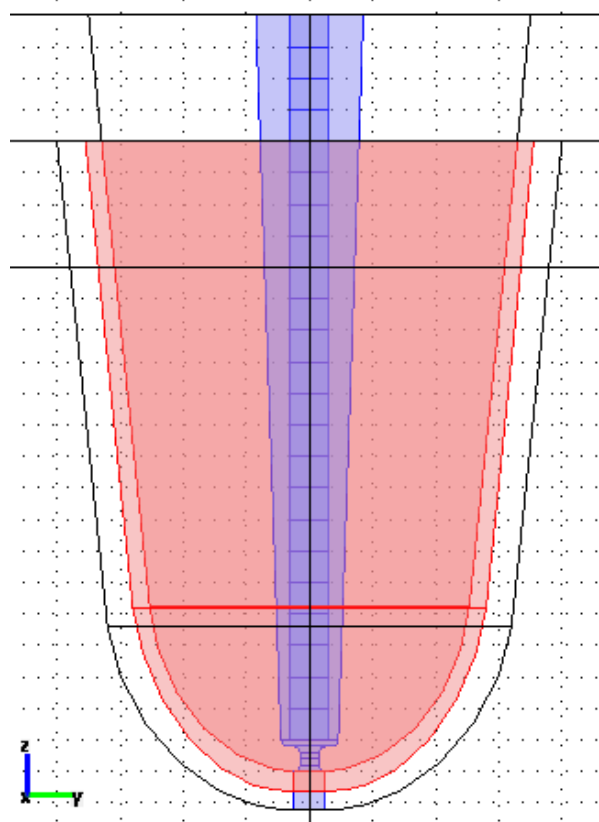


**Slika 4.44. Presjek geometrije modela zuba s ograničenom dodirnom površinom igle do dubine od 4 mm u odnosu na apikalno suženje kanala: (a) za geometriju s fiksnom dubinom igle, (b) za geometriju s mogućnošću promjene dubine igle.**

Za modeliranje ograničenja površine igle koja je u dodiru s tkivom u zubnom kanalu potrebno je modificirati geometriju modela tako da se skрати domena koja predstavlja dvosloj, slika 4.44. (a). U slučaju geometrije u kojoj su domene igle i dvosloja unaprijed segmentirane kako bi se omogućila simulacija pomaka položaja igle dovoljno je izbaciti gornje segmente igle prilikom analize (bilo promjenom geometrije modela ili prilagodbom svojstava tih segmenata), slika 4.44. (b). Sličan postupak može se provesti i u slučaju kada je dvosloj modeliran korištenjem aproksimacije tankog sloja (poglavlje 4.4.1.5), samo je u tom slučaju potrebno modificirati parametre rubnih uvjeta na površini igle umjesto električnih svojstava domene dvosloja.

#### 4.4.1.7 Geometrija kompletnog modela

Osim modela dvosloja realiziranog aproksimacijom tankog sloja uz mogućnost odabira položaja igle u kanalu te maksimalne duljine kontaktiranog dijela igle, konačna geometrija uključuje i tkiva koja okružuju zub - periodontalna vlakna, čeljusnu kost obloženu tvrdim koštanim tkivom (*lamina dura*) i desni. Geometrija je realizirana kao nadopuna na opisanu geometriju tako da su iz radiografske snimke presjeka geometrijom najbližijeg zuba očitane dimenzije okolnih tkiva. Pripadne domene su potom idealizirane te ucrtane u model koristeći postupke opisane u poglavlju 4.4.1.1. Konačna geometrija modela prikazana je na slici 4.45.



**Slika 4.45. Geometrija ukupnog modela zuba. Plavo označena domena predstavlja zubni kanal unutar kojega su segmenti igle duljine 0.5 mm i promjera 0.6 mm. Crveno označena domena predstavlja periodontalna vlakna debljine 0.3 mm, nakon čega slijedi tvrdog koštanog tkiva debljine 0.5 mm, oko kojega je meko koštano tkivo obavijeno s desnama koji kontaktiraju gornjih 2 mm dentina.**

Ucrtana domena koja predstavlja periodontalna vlakna ima debljinu 0.3 mm. Površinski tvrdi sloj čeljusne kosti (engl. *lamina dura*) koji je smješten neposredno uz periodontalna vlakna ima debljinu 0.5 mm. Čeljusna kost u modelu ima debljinu 1 cm, a njen gornji i okolni dio obavija sloj desni debljine 2 mm. Zubni cement nije modeliran kao posebna domena, a gornjih 2 mm dentina je spojeno izravno na desni. Ne očekuje se značajan doprinos ove aproksimacije zbog relativno male debljine cementa u odnosu na periodontalna vlakna te male dodirne površine između dentina i desni u odnosu na ukupnu vanjsku površinu dentina i velike udaljenosti od zubnog kanala.

U ovom modelu se parametri svih korištenih tkiva, kao i dubina instrumenta odabiru dinamički korištenjem skalarnih varijabli. Dubina igle se može zadati u cjelobrojnim višekratnicima 0.5 mm (minimalno 0.5 mm i maksimalno 12 mm), a odnosi se na razmak od apeksa korijena zuba (domene dentina) do najdubljeg segmenta igle.

Geometrija dentina je ostala nepromijenjena u odnosu na već opisan model. Ukupna duljina kanala (visina domene dentina) je 12 mm. Donjih 0.4 mm kanala je apikalno suženje zaobljenih rubova čiji je promjer u najužem dijelu 0.3 mm. Simulacija igle kroz apikalno suženje i dublje u periapeksno tkivo nije provedena u ovom radu. Promjer kanala pri vrhu iznosi 1.7 mm, a pri dnu uz apikalno suženje 0.9 mm, dok je promjer igle fiksiran i iznosi 0.6 mm.

#### 4.4.2 Rezultati i rasprava

Najprije je provjereno koliko se novi trodimenzionalni model (poglavlje 4.4.1.1) slaže s podacima dobivenim na dvodimenzionalnom modelu preuzetom iz Križaj i sur. (2004) [2]. Uspoređeni su moduli dobivenih impedancija na položajima -2.5 mm i -1.5 mm te na frekvencijama 1 kHz i 10 kHz. Također je provjeren utjecaj zaobljenja vrha igle u modelu u odnosu na slučaj s ravno odrezanom iglom, tablica 4.9. Dvodimenzionalni presjek simulirane trodimenzijske geometrija kao i dielektrična svojstva materijala preuzeta su iz [2].

**Tablica 4.9. Usporedba 2D i 3D modela zuba sa zaobljenom i ravno odrezanom iglom.**

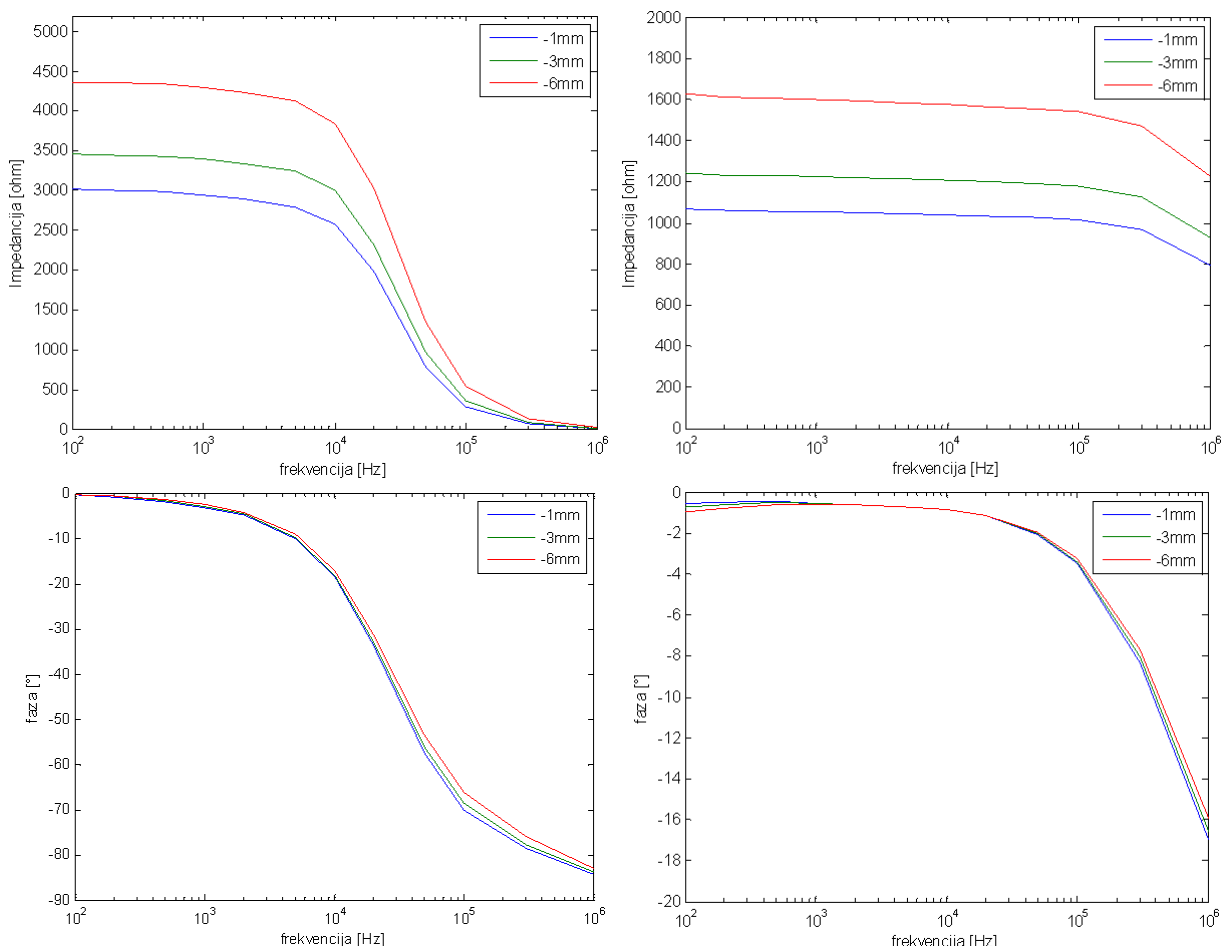
položaj	frekvencija	Z  [Ω]		
		2D model iz [2]	3D model zaobljeni vrh	3D model ravni vrh
-2.5 mm	1 kHz	1670	3863.958	3854.936
-2.5 mm	10 kHz	1350	3086.641	3032.416
-1.5 mm	1 kHz	1370	3673.123	3586.013
-1.5 mm	10 kHz	1070	2766.758	2772.467

Rezultati simulacije pokazuju da se koristeći 3D model dobiva oko 2.5 puta veća impedancija u odnosu na 2D model odgovarajućih dielektričnih svojstava. Korištenjem geometrije s ravno odrezanim vrhom dobiva se oko 2% razlike modula impedancije u odnosu na geometriju sa zaobljenim rubovima. Simulacija također pokazuje da izbacivanje domene igle radi smanjenja kompleksnosti modela i ubrzanja simulacije rezultira s dodatnom promjenom modula impedancije u iznosu ispod 0.05%. Stoga zaključujemo da je korištenje ovih aproksimacija opravdano.

##### 4.4.2.1 Utjecaj frekvencijske ovisnosti dielektričnih svojstava tkiva

Dielektrična svojstva tkiva su u Križaj i sur. (2004) [2] dana na dvije frekvencije: 1 kHz i 10 kHz. Stoga ovaj model ne može služiti za određivanje frekvencijskog spektra impedancije. Korištenjem frekvencijski neovisnih svojstava za specifičnu vodljivost i relativnu permitivnost uz zadržanu geometriju iz [2] dobiva se frekvencijski spektar impedancije prikazan na položajima igle -1, -2 i -3 mm na slici 4.46 (a). Pritom su korištene vrijednosti za specifičnu vodljivost i relativnu permitivnost prema podacima

iz [2], na frekvenciji 10 kHz. Korištenjem frekvencijski ovisnih dielektričnih svojstava za pojedina tkiva prema Gabriel i sur. (1997) [83] uz nepromijenjenu geometriju modela dobiva se frekvencijski spektar impedancije prikazan za položaje igle -1, -2 i -3 mm na slici 4.46 (b). Pritom valja uočiti da se pod frekvencijski neovisnim dielektričnim svojstvima podrazumijeva neovisnost specifične vodljivosti i relativne permitivnosti, pri čemu je kompleksna relativna permitivnost frekvencijski ovisna.



(a) frekvencijski neovisna dielektrična svojstva

(b) dielektrična svojstva prema [83]

**Slika 4.46. Usporedba frekvencijskog spektra impedancije na položajima -1, -3 i -6 mm uz frekvencijski neovisna dielektrična svojstva te korištenjem dielektričnih svojstava pojedinih tkiva prema Gabriel i sur. (1997) [83]. Pritom je za dentin korišteno tvrdo koštano tkivo, za kanal krvne žile, a za okolno tkivo desni.**

Iz rezultata simulacije je vidljivo da se frekvencijska ovisnost dielektričnih svojstava zubnih tkiva u frekvencijskom području 100 Hz – 1 MHz ne može zanemariti, a rezultati simulacije ovakvog modela ne odgovaraju stvarnom ponašanju impedancije. Također možemo zaključiti da se korištenjem modela razvijenog prema Križaj i sur. (2004) [2] dodavanjem pravih dielektričnih svojstava za pojedina tkiva također ne dobiva ispravan model za opis frekvencijske ovisnosti impedancije korijenskoga kanala zuba. Impedancija dobivena ovakvim modelom ne pokazuje potrebnu frekvencijsku ovisnost na srednjim i niskim frekvencijama, već je ispod 100 kHz gotovo isključivo rezistivnog karaktera.

Rezultati su pokazali da se postupnim dodavanjem frekvencijski ovisnih svojstava prema Gabriel i sur. (1997) [83] u model s početnim frekvencijski neovisnim

svojstvima postiže sve manja frekvencijska ovisnost impedancije, odnosno sve izraženiji rezistivan karakter impedancije. Najveći kapacitivni utjecaj na početni impedancijski spektar dolazi od utjecaja dentina, čija su svojstva inicijalno odabrana prema [2] sa značajno smanjenom specifičnom vodljivošću i povećanom permitivnošću u odnosu na tvrdo koštano tkivo prema [83].

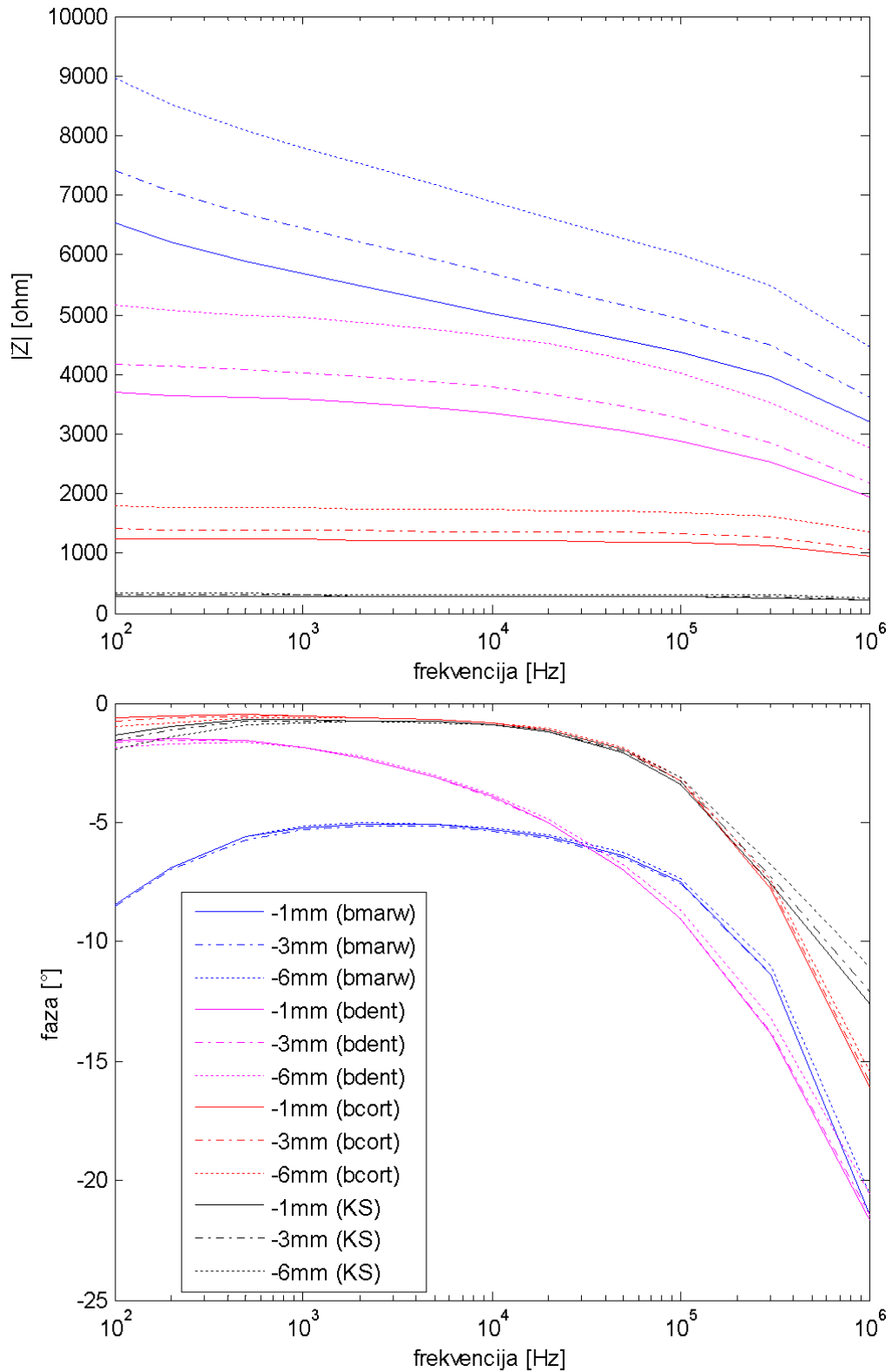
Stoga je u nastavku razmotren utjecaj dielektričnih svojstava dentina na frekvencijski spektar impedancije.

#### **4.4.2.2 Utjecaj svojstava dentina**

Osim korištenja svojstava tvrdog koštanog tkiva, simulacija je provedena i korištenjem izmjerenih dielektričnih svojstava dentina (poglavlje 4.2.4) te svojstava koštane srži. Koštana srž je odabrana iz razloga što posjeduje nisku specifičnu vodljivost i visoku relativne permitivnosti u odnosu na druga korištena tkiva (9 puta manju specifičnu vodljivost i 2 puta veću permitivnost u odnosu na tvrdo koštano tkivo, odnosno 2 puta manju vodljivost te 2 puta veću permitivnost na nižim frekvencijama i manju na nižim frekvencijama u odnosu na izmjerena svojstva dentina). Na slici 4.47 je dana usporedba impedancijskog spektra uz različito odabrana svojstva dentina.

Korištenjem tvrdog koštanog tkiva za reprezentaciju dentina se postiže frekvencijsko neovisni spektar. Koriste li se izmjerena dielektrična svojstva postižu se frekvencijska ovisnost impedancije koja bolje odgovara stvarnim mjerenjima. Slika 4.47 također pokazuje da je odabirom dielektričnih svojstava koštane srži (manja vodljivost i veća permitivnost) moguće postići veću frekvencijsku ovisnost u širem frekvencijskom području te time dodatno približiti impedancijski spektar željenim karakteristikama, ali na žalost fizikalna interpretacija modela u tom slučaju postaje diskutabilna.

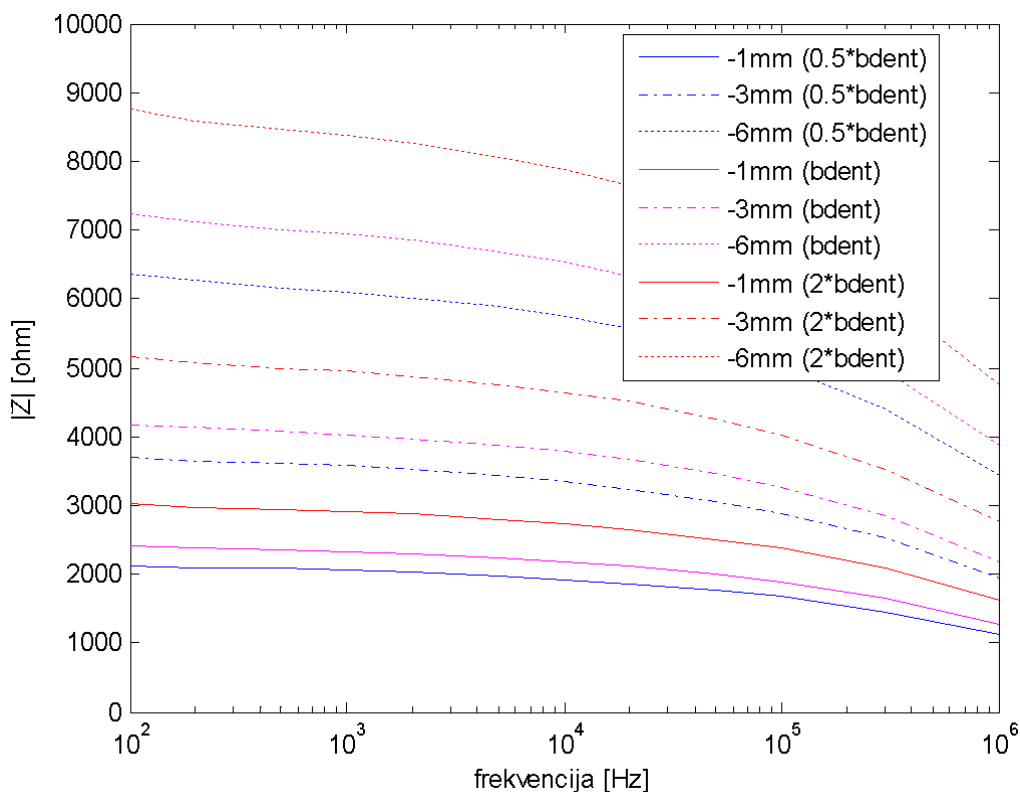
Slika 4.48 usporedno prikazuje spektar impedancije u slučaju dielektričnih svojstava dentina prema mjerenjima te uz dvostruko veću i dvostruko manju vrijednost kompleksne permitivnosti. Fazne karakteristike nisu prikazane na slici budući da se ne razlikuju u odnosu na sliku 4.47.



**Slika 4.47. Utjecaj različitih svojstava dentina na impedancijski spektar na -1, -3 i -6 mm. Kanal je modeliran svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

- bmarw – tvrdo koštano tkivo
- bdent – eksperimentalno izmjerena svojstva dentina
- bcort – svojstva tvrdog koštanog tkiva
- KS – dentin je modeliran svojstvima metala





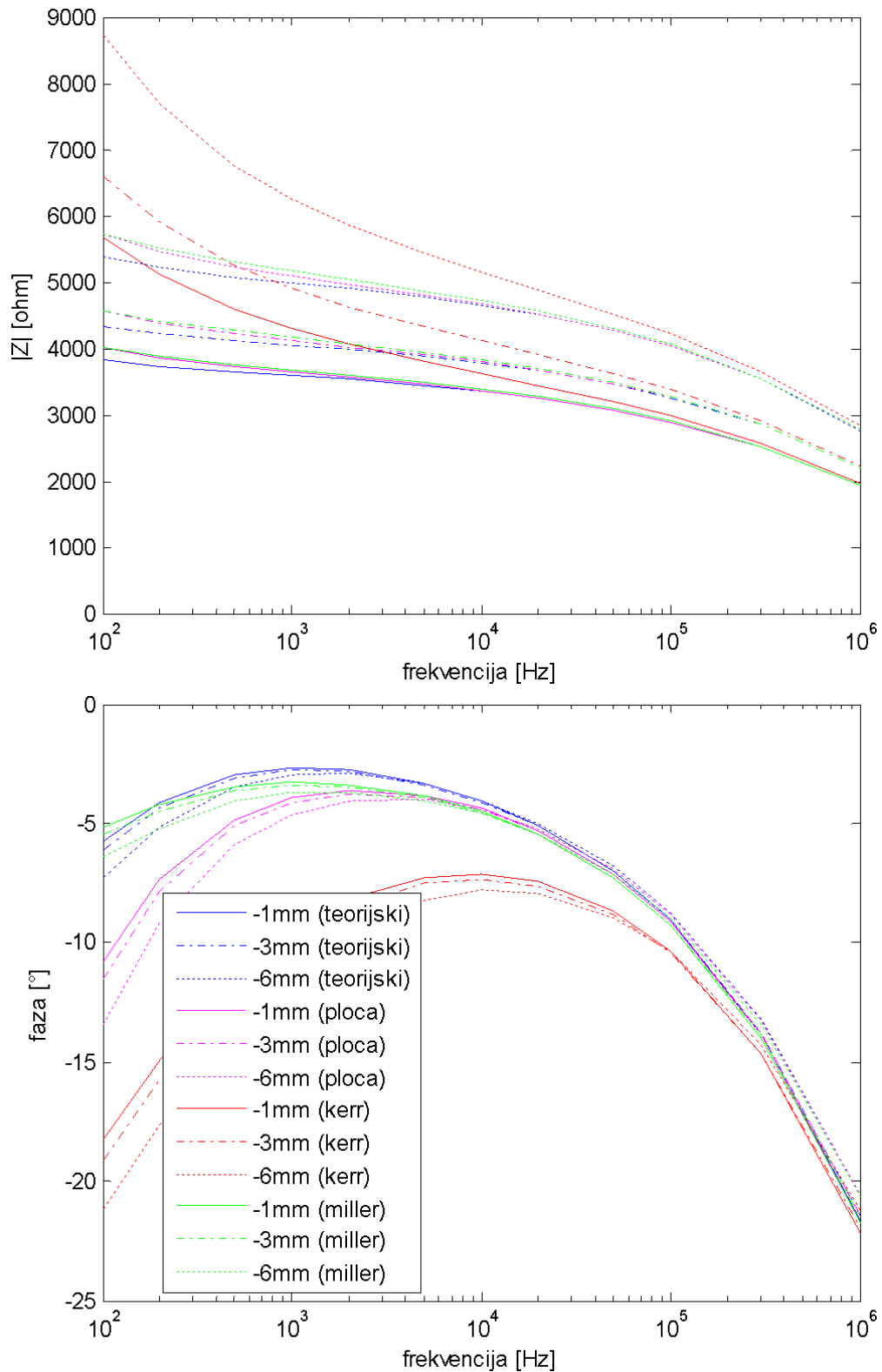
**Slika 4.48. Usporedba spektra modula impedancije uz izmjerena dielektrična svojstva dentina te uz dvostruko veću i dvostruko manju vrijednost tih svojstava na 1, 3 i 6 mm. Kanal je modeliran svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

Skaliranjem izmjerenih dielektričnih svojstava dentina u modelu se ne postiže promjena karaktera impedancijskog spektra, već samo promjena njegovog apsolutnog iznosa, bez značajnog utjecaja na faznu karakteristiku. Utjecaj pomaka igla na relativnu promjenu impedancije također ostaje nepromijenjen. Npr, za pomak igle od 0.5 na 1 mm prema gore se impedancija na frekvenciji 1 kHz poveća 1.7 puta, bez obzira na faktor skaliranja svojstava dentina.

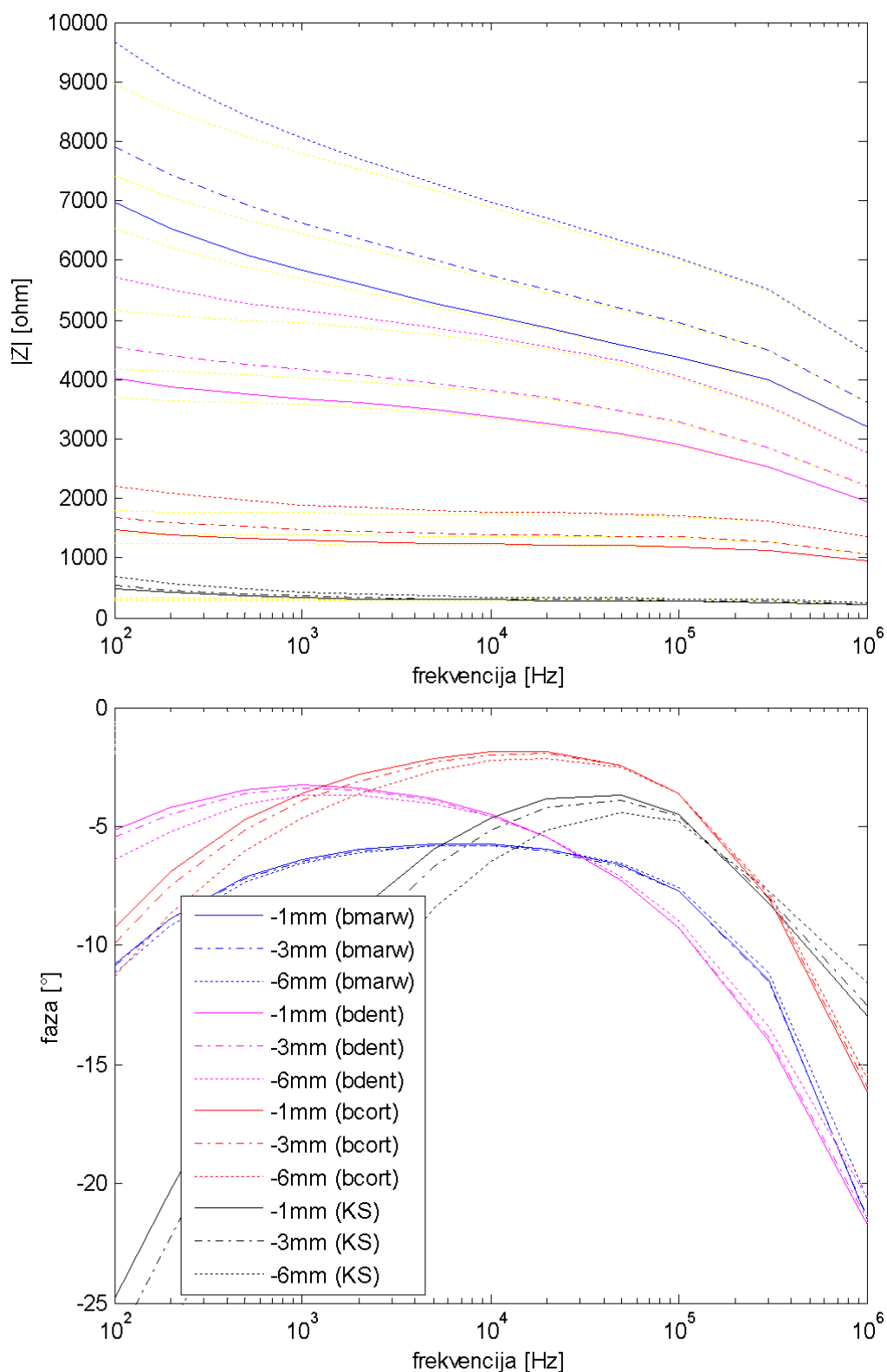
#### 4.4.2.3 Utjecaj dvosloja

Na slici 4.49 je prikazan utjecaj impedancije dvosloja na ukupnu impedanciju uz korištenje različitih svojstava dvosloja. Uspoređene su impedancije dobivene za parametre dvosloja dobivene teorijski (poglavlje 4.3.2) te dobivene eksperimentalno mjerenjem na ravnoj ploči inoksa, na Kerrovom endodontskom instrumentu te Miller-Donaldsovoj igli (poglavlje 4.3.3).

Korištenjem svojstava dvosloja dobivenih mjerenjem na Kerrovom endodontskom instrumentu se uz korištenje izmjerenih svojstava dentina postižu rezultati najbliži stvarnoj situaciji. Za slučaj svojstava Miller-Donaldsove elektrode i ploče inoksa dobivaju se međusobno jednaki rezultati, još uvijek nešto bolji nego u slučaju teorijskih vrijednosti.

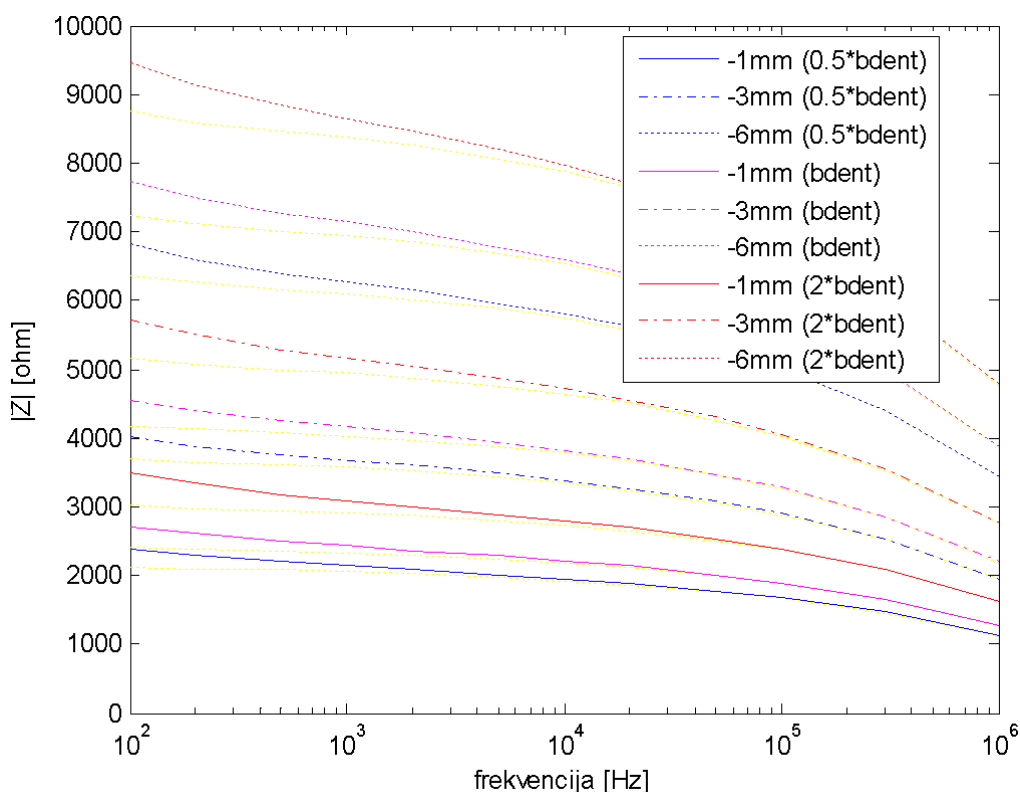


**Slika 4.49. Usporedba impedancijskih spektara za različita svojstva dvosloja na -1, -3 i -6 mm.. Dentin je modeliran izmjerenim svojstvima, kanal svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo svojstvima jezika.**



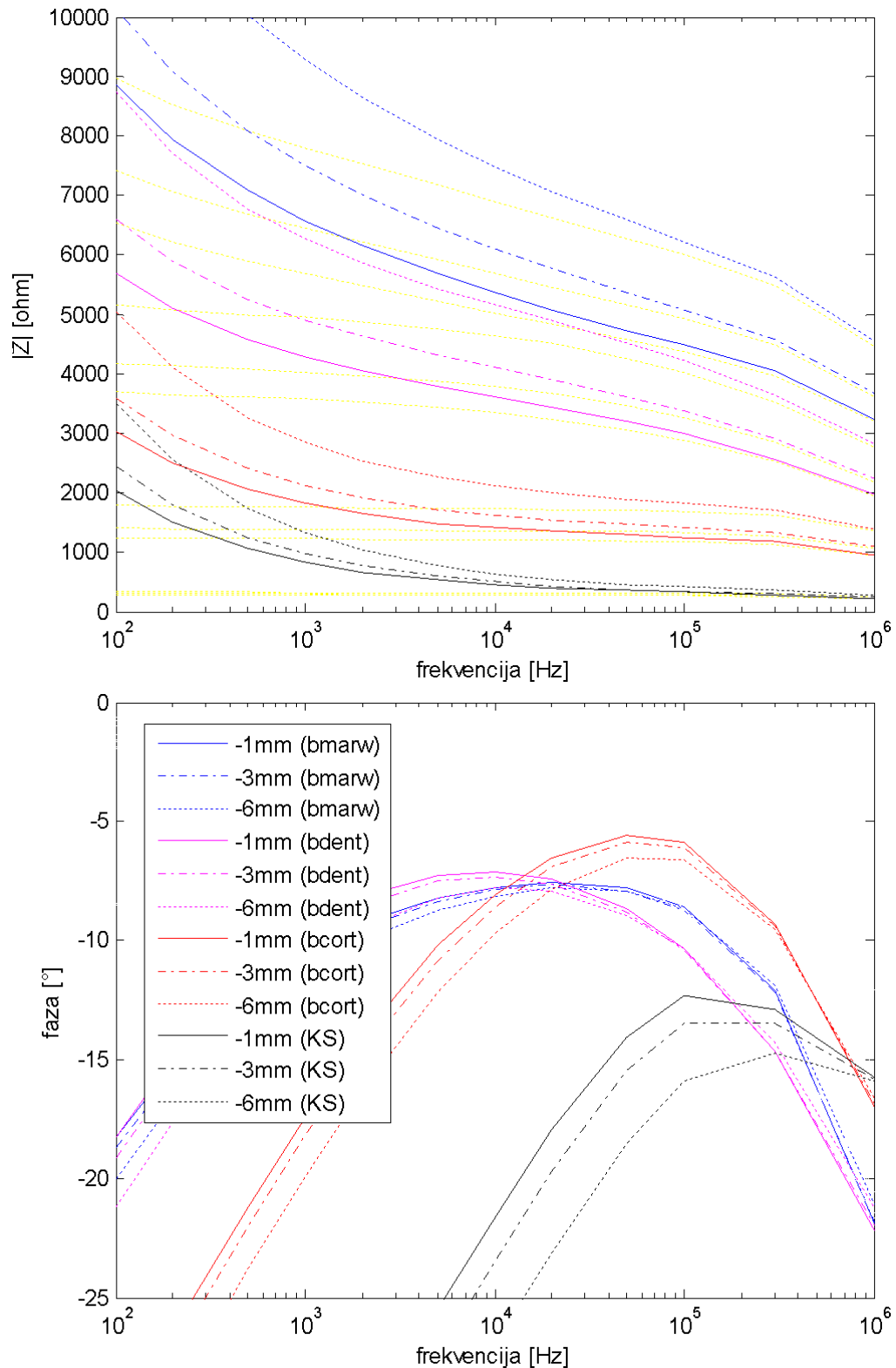
**Slika 4.50. Utjecaj svojstava dvosloja (dobivenih mjerenjem s Miller-Donaldsovom iglom) na impedancijski spektar za -1, -3 i -6 mm uz različita svojstva dentina. Kanal je modeliran svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

- bmarw – tvrdo koštano tkivo
- bdent – eksperimentalno izmjerena svojstva dentina
- bcort – svojstva tvrdog koštanog tkiva
- KS – dentin je modeliran svojstvima metala



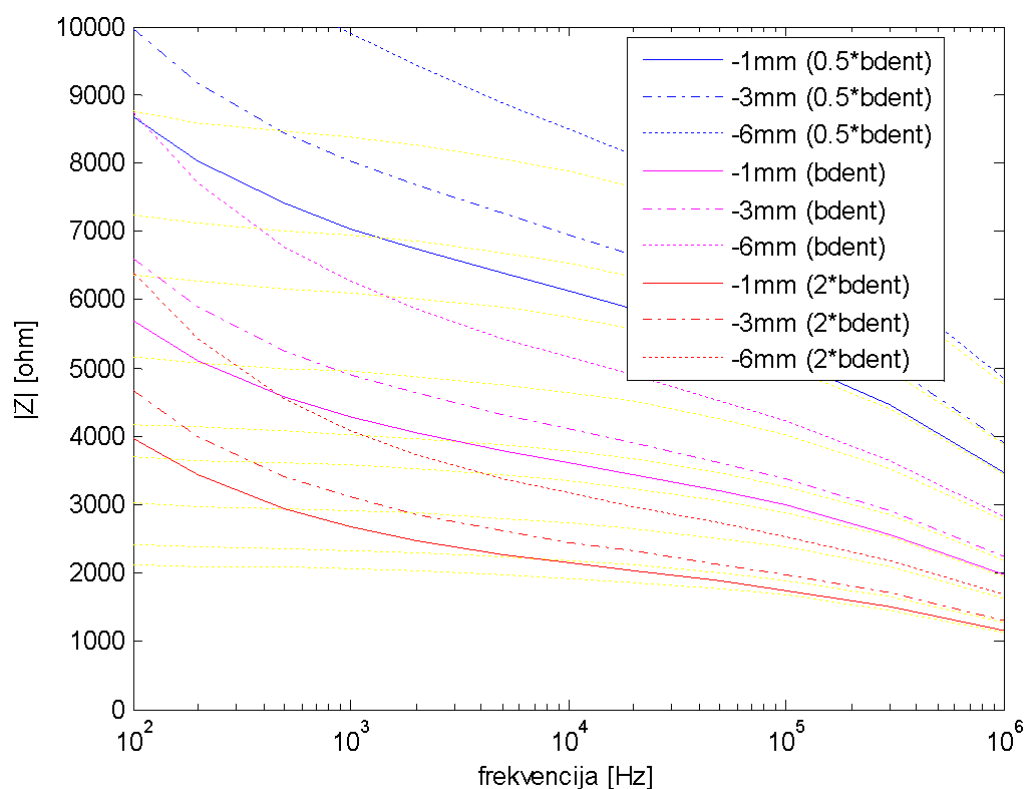
**Slika 4.51. Utjecaj svojstava dvosloja (dobivenih mjerenjem s Miller-Donaldsovom iglom) na modul impedancijskog spektra za -1, -3 i -6 mm uz dielektrična svojstva dentina (dobivena mjerenjem) te uz dvostruko veću i dvostruko manju vrijednost tih svojstava. Kanal je modeliran svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

Potom je razmotren doprinos dvosloja na ukupnu impedanciju uz različito odabrana svojstva dentina. Međusobno su uspoređene impedancije bez dvosloja i s njime uz svojstva dentina kakva su bila prikazana na slikama 4.47 i 4.48. Na slikama 4.50 i 4.51 su prikazani spektri dobiveni korištenjem dvosloja sa svojstvima za Miller-Donaldsovu iglu, a na slikama 4.52 i 4.53 sa svojstvima za Kerrov endodontski instrument. Radi usporedbe s prethodnih vrijednostima modula impedancije je iza svake krivulje na slikama 4.50 do 4.53 ucrtana i stara vrijednost impedancije (pozadinske žute točkaste krivulje koje nisu sastavni dio legende).



**Slika 4.52. Utjecaj svojstava dvosloja (dobivenih mjerenjem s Kerrovim instrumentom) na impedancijski spektar za -1, -3 i -6 mm uz različita svojstva dentina. Kanal je modeliran svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

- bmarw – tvrdo koštano tkivo
- bdent – eksperimentalno izmjerena svojstva dentina
- bcort – svojstva tvrdog koštanog tkiva
- KS – dentin je modeliran svojstvima metala



**Slika 4.53. Utjecaj svojstava dvosloja (dobivenih mjerenjem s Kerrovim instrumentom) na modul impedancijskog spektra uz za -1, -3 i -6 mm uz dielektrična svojstva dentina (dobivena mjerenjem) te uz dvostruko veću i dvostruko manju vrijednost tih svojstava. Kanal je modeliran svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

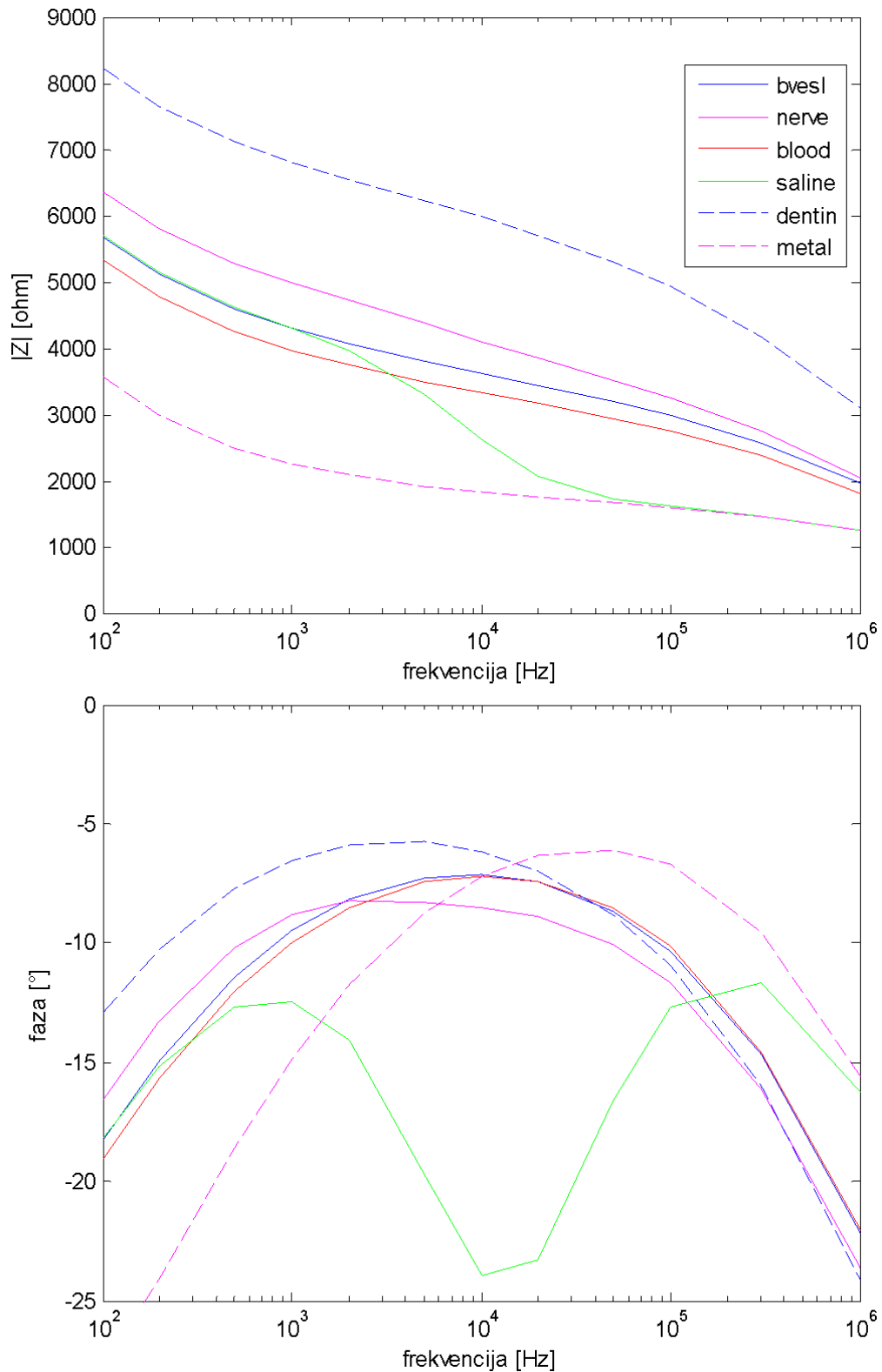
U slučaju dvosloja na Miller-Donaldsovoj igli na frekvencijama iznad desetak kiloherca se impedancijski spektar modela s dvoslojem preklapa s modelom bez dvosloja. Na frekvencijama ispod nekoliko kiloherca dvosloj značajno utječe na karakter impedancijskog spektra, podižući mu iznos i nagib tim više što je niža frekvencija. U slučaju dvosloja na Kerrovom endodontskom instrumentu je djelovanje dvosloja na ukupni impedancijski spektar znatno izraženije, a njegov utjecaj je značajan u gotovo čitavom frekvencijskom spektru. Uslijed djelovanja dvosloja dio spektra na nižim frekvencijama postiže kapacitivan karakter, što nije moglo biti modelirano bez električnog dvosloja, a što odgovara stvarnim mjerenjima. Također se može primijetiti da je apsolutni utjecaj dvosloja na modul impedancije manji što je igla dublje u kanalu. Relativni utjecaj dvosloja na modul impedancije ostaje približno jednak. Ova se pojava može objasniti povećanjem ukupne površine dvosloja, odnosno proporcionalnom smanjenju njegove impedancije. Što je igla dublje u kanalu, relativno je manja promjena njene dodirne površine, dok se impedancija ostatka modela podjednako mijenja s pomakom igle.

Korištenjem svojstava dvosloja za Kerrov instrument zajedno s izmjerenim dielektričnim svojstvima dentina postiže se impedancijski spektar koji najviše odgovara stvarnom mjerenju. U ovom slučaju dominantni utjecaj na kapacitivni karakter impedancije na nižim frekvencijama, kao i povećan nagib frekvencijske karakteristike ispod nekoliko kiloherca dolazi od dvosloja na sučelju metalne elektrode i kanala.

Ovdje je važno napomenuti da je provedena simulacija utjecaja dvosloja na sučelju između zubne pulpe u kanalu i dentina. Budući da točni parametri ovog dvosloja nisu poznati, simulacija je provedena korištenjem teorijski određenih vrijednosti prema poglavlju 4.3.2.2, a rezultati ove simulacije su pokazali da dvosloj na dentinu ima beznačajan utjecaj na ukupnu impedanciju primarno zbog svoje relativno velike površine u odnosu na površinu kontaktiranog dijela igle. Budući da je koronarna strana dentina u stvarnosti prekrivena slojem odontoblasta, čija točna dielektrična svojstva nisu dostupna, ovaj dvosloj preostaje kao mogućnost buduće nadopune razvijenog modela.

#### **4.4.2.4 Utjecaj svojstava kanala**

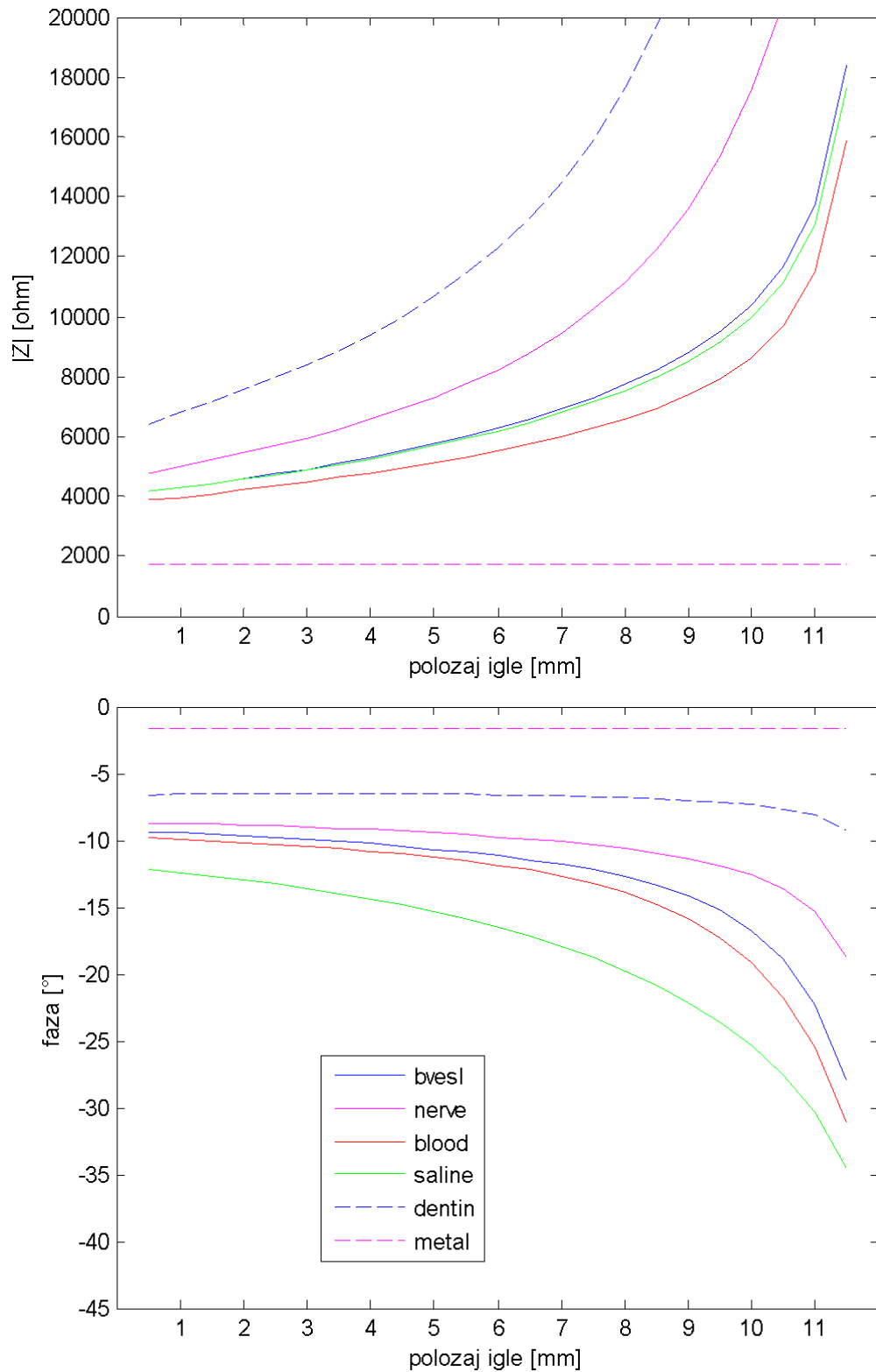
U nastavku je promotren utjecaj dielektričnih svojstava kanala na ukupnu impedanciju. Na slici 4.54 su prikazane frekvencijske ovisnosti impedancije na fiksnoj položaju igle -1 mm za slučajeve kada je kanal ispunjen krvnim žilama, živčanim vlaknima, krvlju, fiziološkom otopinom, dentinom i metalom. Slika 4.55 prikazuje ovisnost impedancije o položaju igle na fiksnoj frekvenciji od 1 kHz. Za potrebe simulacije se pretpostavlja da vodljivost kanala ne utječe na karakteristike dvosloja. Svojstva dvosloja i dentina, čiji utjecaj dominira u impedancijskom spektru u nastavku se smatra nepromjenjivim, a koriste se izmjerena dielektrična svojstva dentina i dvosloja za slučaj Kerrovog instrumenta. Budući da dielektrični parametri zubne pulpe nisu poznati, krvnim žilama ili živčanim vlaknima se nastoje aproksimirati njena dielektrična svojstva. Utjecaj prisustva krvi i fiziološke otopine u kanalu je interesantno ispitati zbog mogućnosti njihove prisutnosti u kanalu tijekom stvarnog mjerenja duljine korijenskoga kanala. Simulaciju s odabranim svojstvima dentina za zubni kanal je interesantno provesti u svrhu provjere utjecaja suženja kanala. Ovako dobivene impedancije predstavljaju krajnji slučaj kada je zubni kanal uzak koliko i igla, odnosno kada je dentin maksimalno proširen na račun prostora zubnog kanala. Simulacija uz zubni kanal sa svojstvima metala pak pokazuje koliki je ukupni mogući utjecaj vodljivosti zubnog kanala na ukupnu impedanciju.



**Slika 4.54. Utjecaj svojstava kanala na modul impedancijskog spektra na 1 mm. Dentin je modeliran izmjerenim svojstvima, dvosloj podacima za Kerrov instrument, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

- bvesl – svojstvo krvnih žila
- nerve – svojstvo živčanih vlakana
- blood – svojstvo krvi
- saline – frekvencijski neovisna fiziološka otopina prema Križaj i sur. (2004) [2]
- dentin – umjesto kanala je dentin
- metal – kanal visoke vodljivosti





**Slika 4.55. Utjecaj svojstava kanala na ovisnost impedancije o položaju igle na frekvenciji 1 kHz. Dentin je modeliran izmjeranim svojstvima, dvosloj podacima za Kerrov instrument, a okolno tkivo svojstvima jezika.**

#### 4.4.2.5 Utjecaj svojstava okolnog tkiva

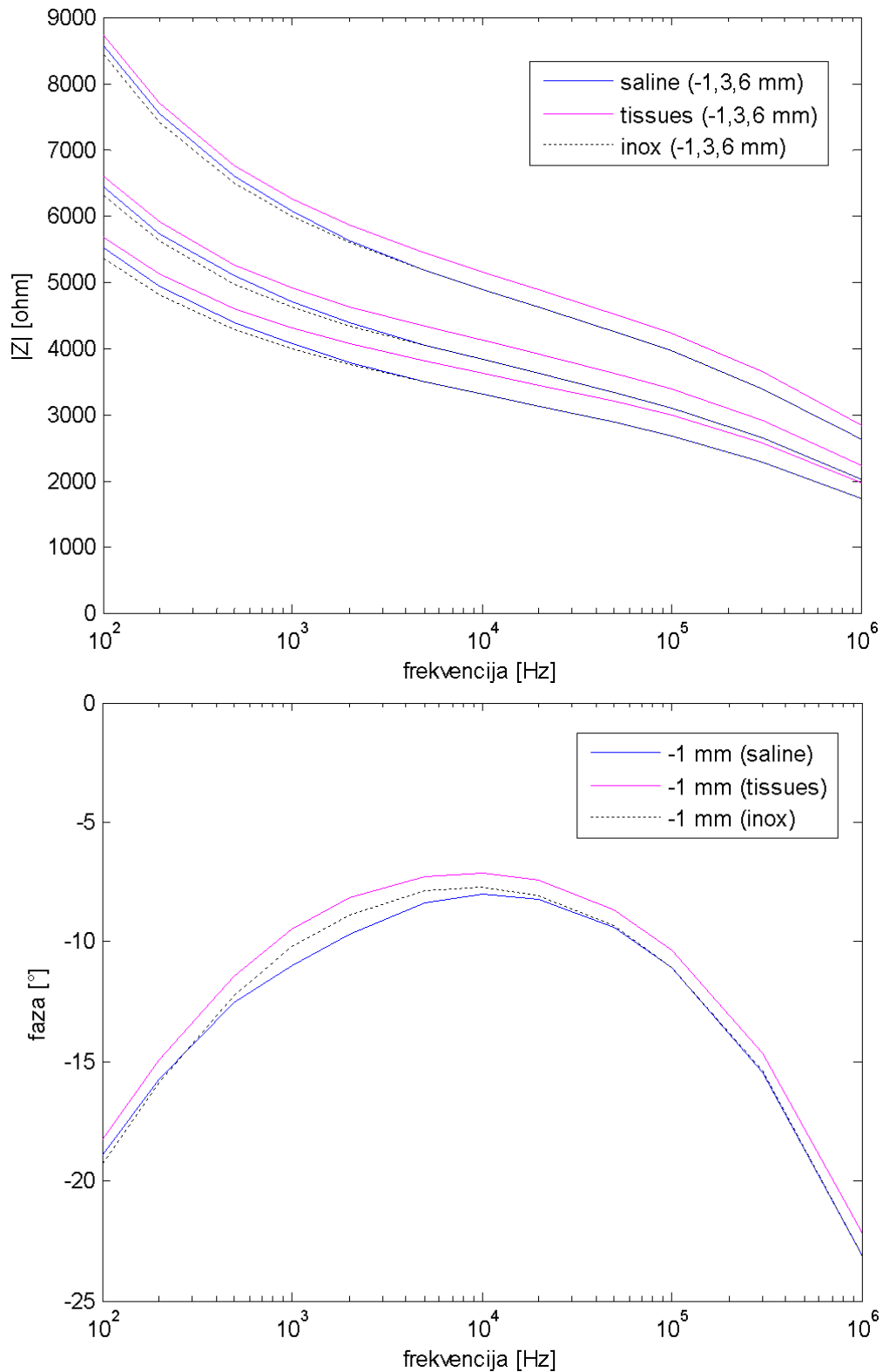
U nastavku je promotren utjecaj dielektričnih svojstava okolnog tkiva na ukupnu impedanciju modela. U ovu svrhu je korištena kompletna geometrija modela opisana u poglavlju 4.4.1.7, sa svojstvima pojedinih okolnih tkiva odabranih iz baze [83] prema tablici 4.10.

**Tablica 4.10. Odabrana dielektrična svojstava okolnih tkiva prema Gabriel i sur. (1997) [83].**

uloga u modelu	korištena svojstva	naziv tkiva u bazi
domena periodontalnih vlakana	ligamenti	Tendon
površinski sloj zubne čašice (engl. <i>lamina dura</i> )	tvrdi koštano tkivo	Bone Cortical
čeljusna kost	meko koštano tkivo	Bone Cancellous
desni	jezik	Tongue

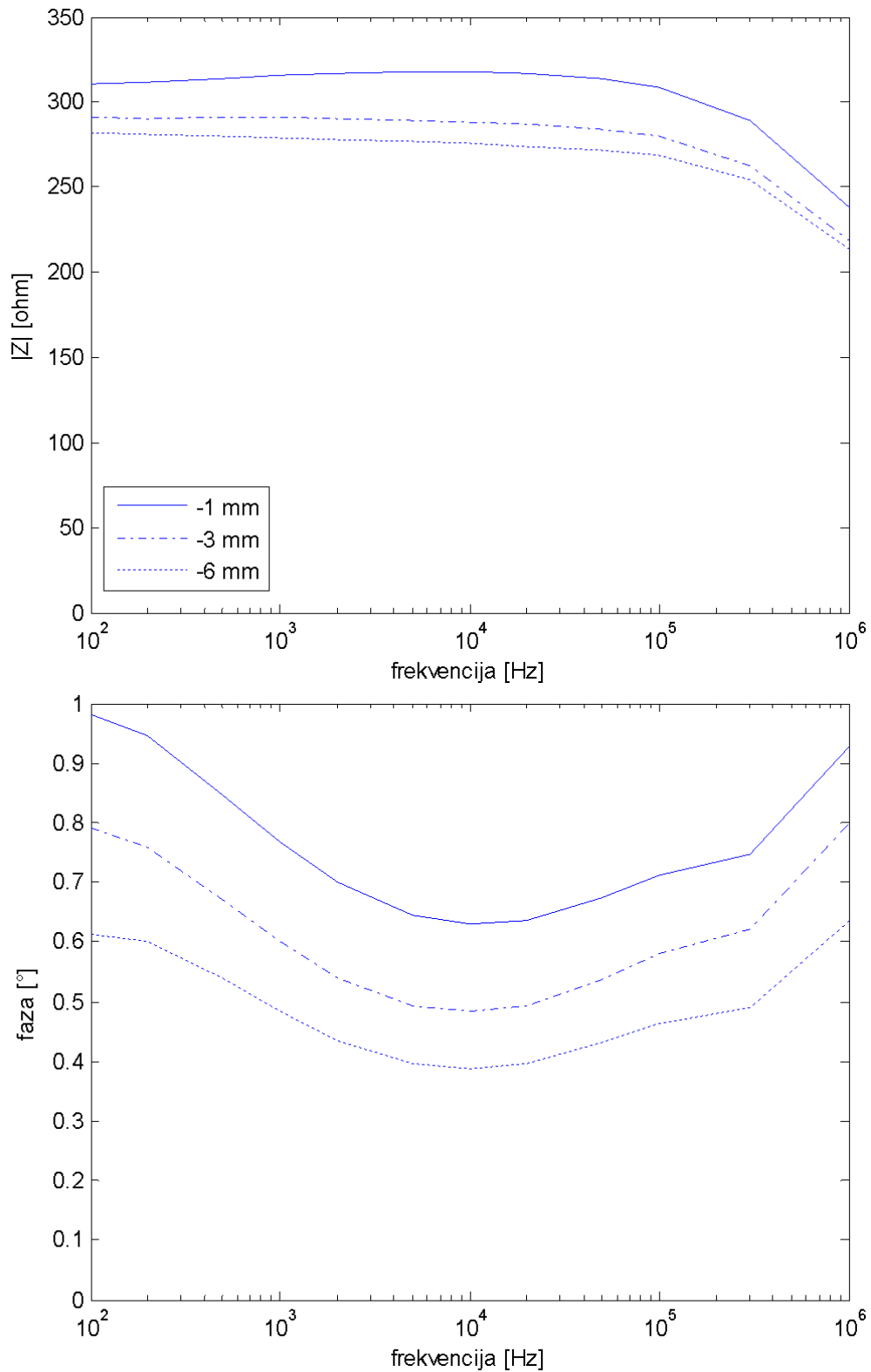
Rezultati dobiveni korištenjem ovako odabranih svojstava okolnih tkiva su na slici 4.56 uspoređeni sa slučajem kada se za okolno tkivo odaberu svojstva fiziološke otopine (iz Križaj i sur. (2004) [2]) te svojstva visoke vodljivosti tj. metala. Impedanciju uz korištenje svojstava metala na mjestu okolnih tkiva je interesantno ispitati jer ona otkriva ukupni aditivni doprinos svih okolnih tkiva na iznos ukupne impedancije modela.

Okolna tkiva relativno malo utječu na ukupni frekvencijski spektar impedancije. U slučaju kada je umjesto okolnih tkiva prisutna fiziološka otopina, nagib frekvencijskog spektra impedancije se povećava u području između nekoliko stotina herca i nekoliko kiloherca. Na frekvencijama iznad nekoliko kiloherca impedancija fiziološke otopine postaje zanemariva u odnosu na impedanciju ostatka modela. U slučaju dielektričnih svojstava tkiva odabranih prema tablici 4.10, modul impedancije se jednoliko povećava u čitavom spektru za iznos od približno 300  $\Omega$  ne mijenjajući znatno fazu, što je prikazano na slici 4.57.



**Slika 4.56. Utjecaj svojstava okolnih tkiva na impedancijski spektar na položajima igle 1, 3 i 6 mm. Dentin je modeliran izmjerenim svojstvima, dvosloj podacima za Kerrov instrument, a zubni kanal svojstvima krvnih žila. Fazni kut je prikazan samo na položaju -1 mm zbog preglednosti.**

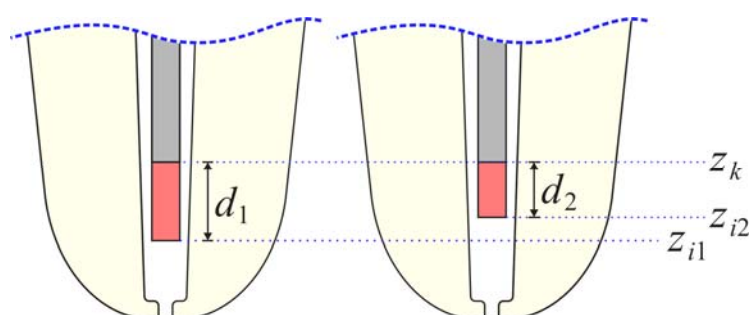
- saline – svim okolnim tkivima su pridružena svojstva fiziološke otopine prema [2]
- tissues – okolna tkiva zadana su svojstvima prema tablici 4.10
- inox – okolna tkiva modelirana su svojstvima izrazito visoke vodljivosti



**Slika 4.57. Razlika modula i faznog kuta impedancije za slučaj okolnih tkiva odabranih prema tablici 4.10 i okolnih tkiva u kratkom spoju za položaje igle 1, 3 i 6 mm. Dentin je modeliran izmjerenim svojstvima, dvosloj podacima za Kerrov instrument, a zubni kanal svojstvima krvnih žila.**

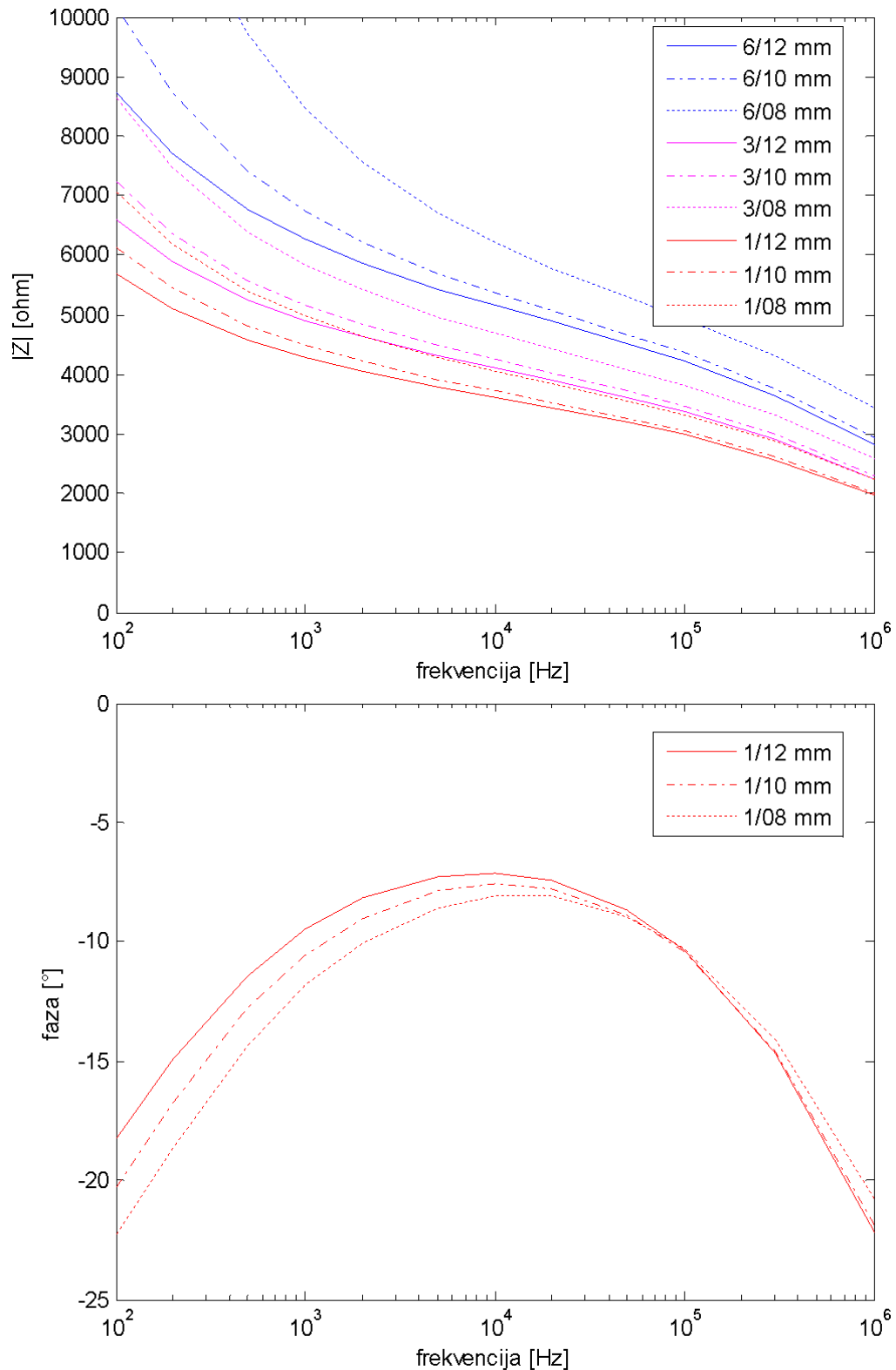
#### 4.4.2.6 Utjecaj ograničenja spoja igle do stalne dubine u kanalu

U nastavku je promotren utjecaj ograničenja dodirne površine između igle i kanala. U stvarnoj se situaciji može očekivati da igla nije spojena na tkivo korijenskoga kanala čitavom svojom duljinom, već samo pri dnu, gdje je kanal uži te na pojedinim točkama duž kanala, posebno u slučaju kada je kanal svinut. Na slici 4.58 je ilustrirana površina igle koja je kontaktirana na tkivo kanala za dva slučaja dubine igle u kanalu:  $z_{i1}$  i  $z_{i2}$ . U oba slučaja je igla kontaktirana na kanal do dubine  $z_k$ , pri čemu se duljine aktivne površine igle  $d_1$  i  $d_2$  razlikuju. Iznad položaja  $z_k$  su igla i kanal međusobno električki izolirani.

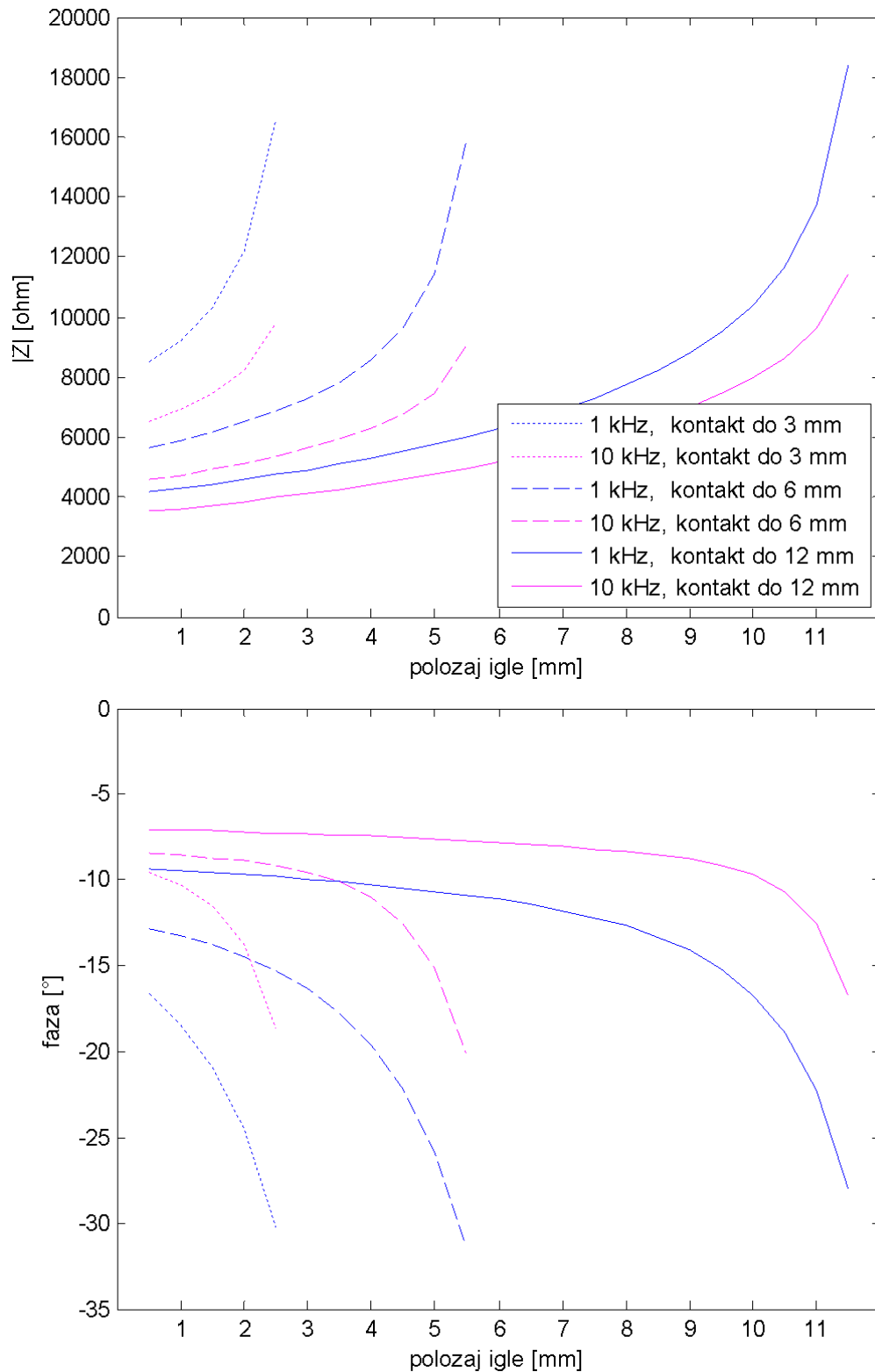


Slika 4.58. Ilustracija ograničenja spoja igle do stalne dubine u korijenskom kanalu.

Na slici 4.59 su uspoređeni spektri impedancije za slučajeve kada je aktivna dubina korijenskoga kanala ograničena na donjih 12 mm kanala (puna duljina u geometriji modela), odnosno na donjih 10 i 8 mm. Uz svako ograničenje aktivne dubine korijenskoga kanala su promotrene impedancije na položajima igle 1, 3 i 6 mm.



**Slika 4.59. Utjecaj ograničenja spoja igle do određene dubine u kanalu na impedancijski spektar za položaje igle 1, 3 i 6 mm i dubine spoja ograničene na 12, 10 i 8 mm. Dentin je modeliran izmjerenim svojstvima, dvosloj podacima za Kerrov instrument, kanal svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo prema tablici 4.10. Fazni kut je prikazan samo na položaju 1 mm zbog preglednosti. U legendi je označen položaj vrha igle / položaj do kojega je igla kontaktirana, a mjere su dane relativno od apeksa.**



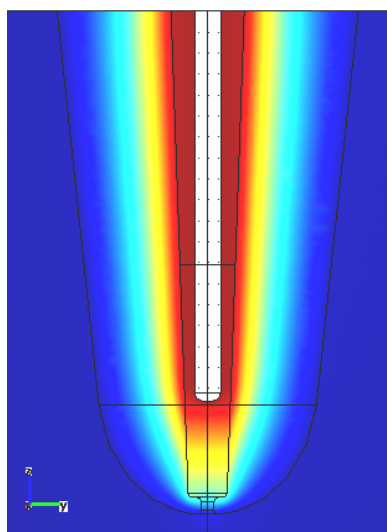
**Slika 4.60. Utjecaj ograničenja spoja igle do određene dubine u kanalu na ovisnost impedancije o položaju igle na frekvencijama 1 kHz i 10 kHz uz ograničenje dubine spoja na 3, 6 i 12 mm. Dentin je modeliran izmjerenim svojstvima, dvosloj podacima za Kerrov instrument, kanal svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo prema tablici 4.10.**

Na slici 4.60 je prikazan utjecaj ograničenja duljine kontaktiranog dijela kanala na položajnu ovisnost impedancije na frekvencijama 1 kHz i 10 kHz te za ograničenje kanala na duljinu 12 mm (puna duljina u geometriji modela), 6 mm (polovica duljine) i 3 mm (četvrtina duljine).

Skraćivanje duljine kontaktiranog dijela kanala u vidu ograničenja maksimalne dubine kontakta djeluje na spektar impedancije na način da povećava njezin kapacitivni karakter na nižim frekvencijama. Ovime se podiže iznos impedancije na nižim frekvencijama te smanjuje fazni kut. Utjecaj skraćivanja na impedanciju je izraženiji što je igla dalje od apeksa jer je time veća relativna promjena aktivne površine igle.

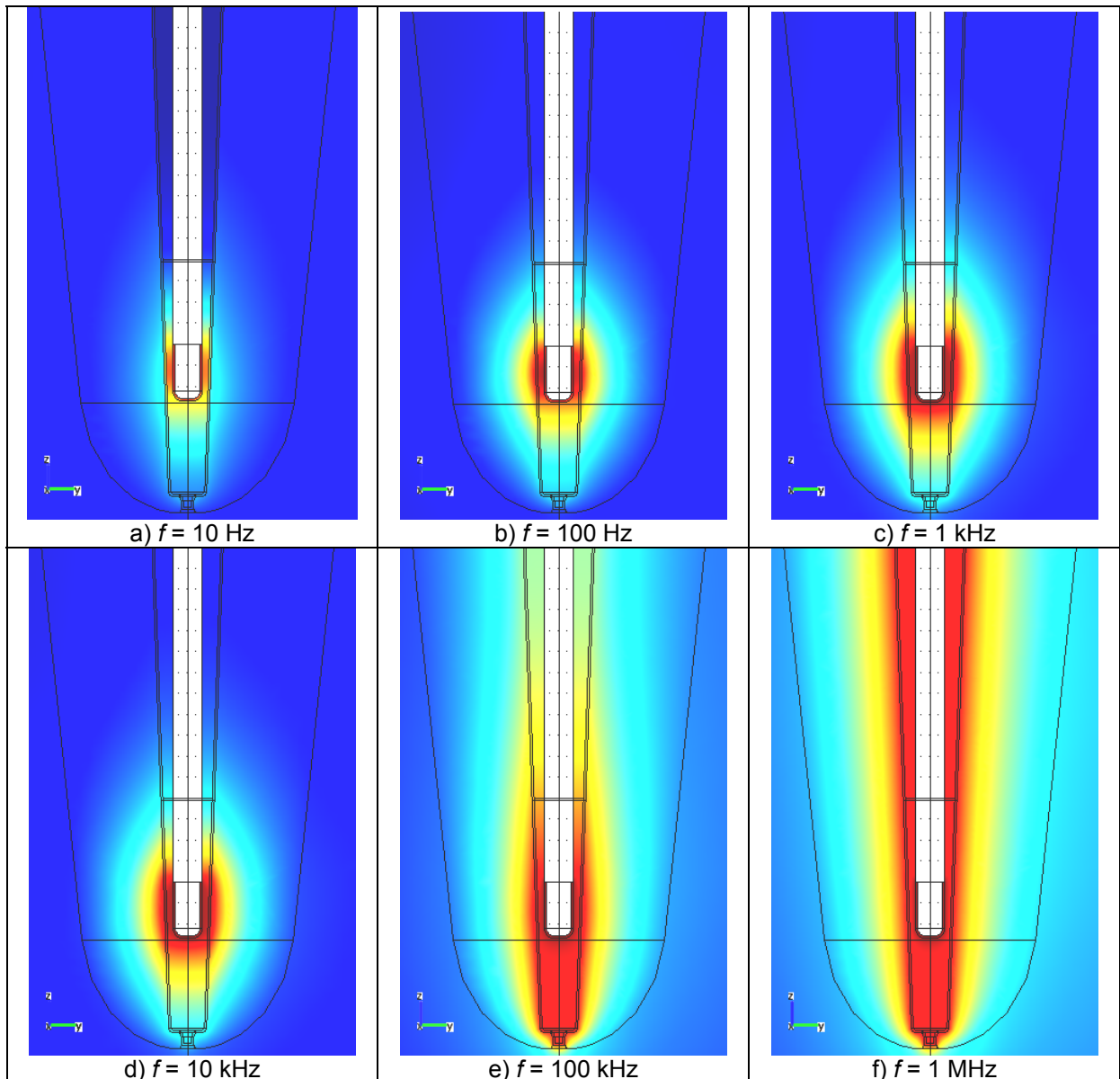
U odnosu na utjecaj svojstava dvosloja na impedanciju koji rezultira sličnim promjenama na spektru, skraćivanjem duljine kontaktiranog dijela kanala više se utječe na impedanciju na nižim frekvencijama (ispod kiloherca), a manje na srednjim (nekoliko kiloherca do nekoliko desetaka kiloherca) i visokim frekvencijama.

Razlog ovakvom ponašanja uslijed ograničenja kontaktirane duljine kanala može se objasniti razlikom u vodljivosti između kanala i dentina pri različitim frekvencijama. Za razliku od slučaja sa slike 4.61 gdje je zubni kanal kontaktiran svojom čitavom duljinom (neovisno o frekvenciji), slika 4.62 prikazuje slučaj kanala kontaktiranog samo na donjih 2 mm igle.



**Slika 4.61. Raspodjela potencijala u presjeku modela na frekvenciji 10 Hz bez ograničenja dodirne površine igle.**



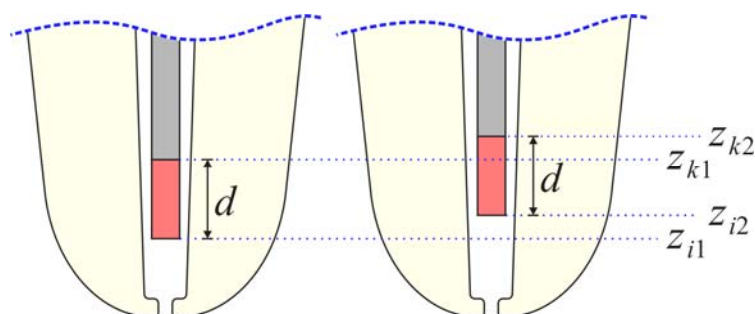


**Slika 4.62. Ovisnost raspodjele potencijala u presjeku modela uz ograničenu dodirnu površinu na donjih 2 mm igle.**

Na nižim frekvencijama postoji manja razlika u vodljivosti između kanala i dentina te ukupnoj impedanciji pridonosi samo kontaktirani segment korijenskoga kanala. Na višim frekvencijama kanal postaje značajno vodljiviji od dentina te se postiže efekt sličan kao u slučaju kada je kanal spojen čitavom svojom duljinom. Na najvišoj frekvenciji razlika u impedancijama skraćenog spoja na kanal i kanala kontaktiranog punom duljinom prvenstveno ovisi o ukupnoj površini kontaktiranog dijela dvosloja na sučelju između igle i kanala. Ova pojava na najvišoj frekvenciji rezultira podizanjem impedancije za iznos impedancije električnog dvosloja, a na nižim frekvencijama uzrokuje i dodatni nagib spektra impedancije. Dakle, skraćivanje kontaktiranog dijela kanala dvojako djeluje na impedanciju – smanjuje površinu dvosloja povećavajući time njegov utjecaj te uzrokuje dodatna frekvencijska ovisnost uslijed različitih vodljivosti dentina i kanala (slika 4.62).

#### 4.4.2.7 Utjecaj pomaka igle uz zadržavanje stalne dodirne površine

Za razliku od prethodnog slučaja, gdje je maksimalna visina kontakta igle u kanalu držana konstantnom, u ovom se slučaju simulira utjecaj promjene dubine igle uz stalnu dodirnu površinu kako je ilustrirano na slici 4.63. Za oba položaja igle u kanalu  $z_{i1}$  i  $z_{i2}$  je jednaka duljina aktivne površine igle  $d$ , dok se dubine kanala do koje je ostvaren spoj između igle i kanala  $z_{k1}$  i  $z_{k2}$  razlikuju.

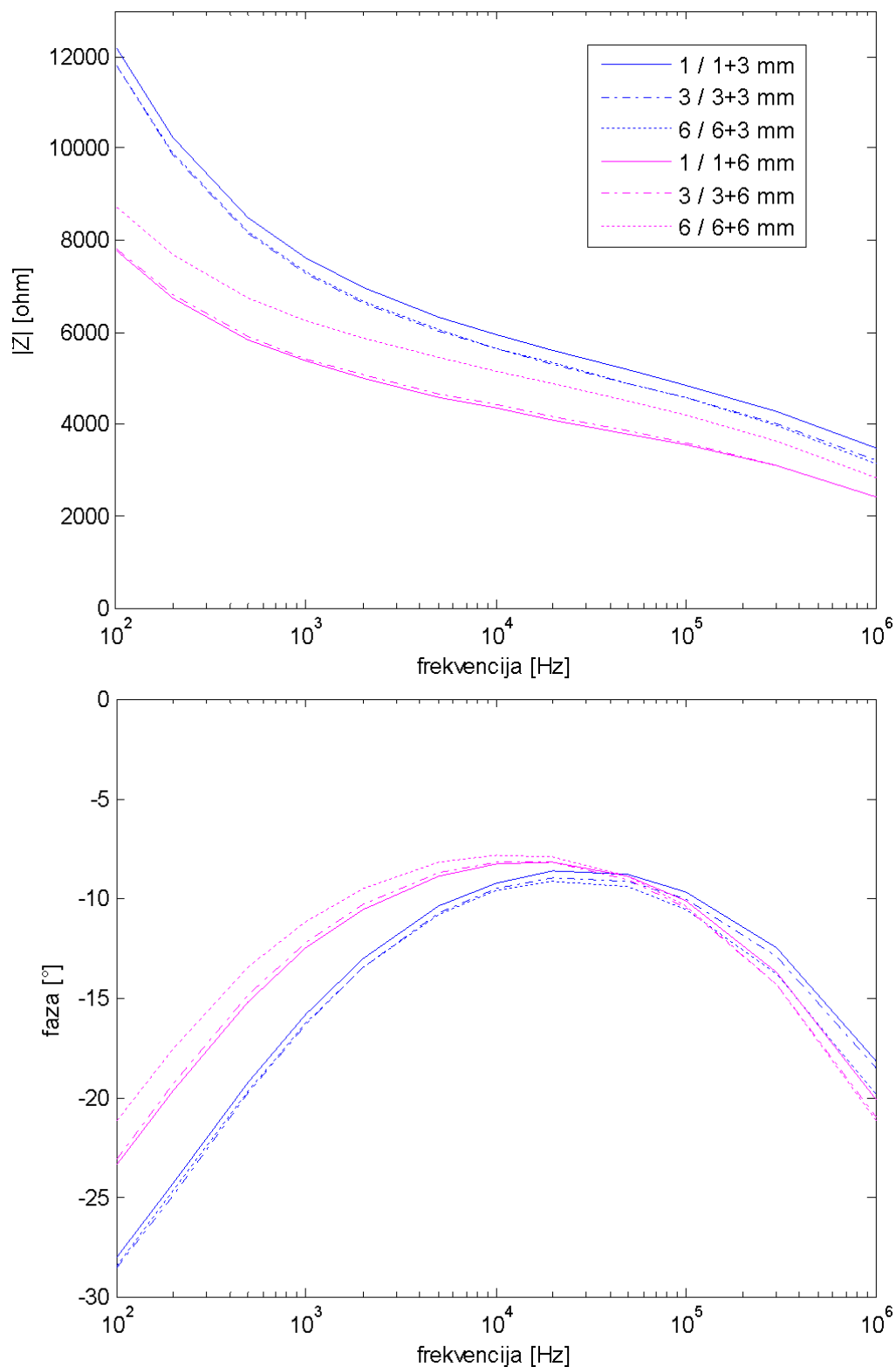


Slika 4.63. Ilustracija pomaka igle uz stalnu dodirnu površinu između igle i kanala.

Na slici 4.64 su prikazani frekvencijski spektri impedancije dobiveni simulacijom modela za položaje igle 1, 3 i 6 mm pri čemu je dodirna površina između igle i kanala držana konstantnom. Razmotrene su dvije veličine dodirne površine – najdubljih 3 mm i najdubljih 6 mm igle u kanalu.

U slučaju simulacije utjecaja položaja igle na impedanciju, uz konstantnu površinu kontaktiranog dijela vrha igle frekvencijski spektar impedancije značajno gubi svoju ovisnost o položaju na simuliranim dubinama igle 1 do 6 mm u kanalu. U slučaju izuzetno kratkog kontaktiranog dijela vrha igle (3 mm) pomak igle u smjeru van kanala može imati čak negativan utjecaj na iznos impedancije. Ova se pojava može obrazložiti proširenjem kanala u kontaktiranom području.

Za potrebe daljnje analize odabran je kanal s ograničenom dubinom kontakta igle na 3 mm od apeksa. Odabir je napravljen prvenstveno zbog prilagođenja osjetljivosti s obzirom na pomak igle u kanalu stvarnom mjerenju. U stvarnosti se ne može očekivati niti ovako oštro definirana granica kontakta igle, niti nepromjenjiva duljina kontaktiranog dijela igle prilikom njezinog izvlačenja iz kanala, već se oba parametra mijenjaju ovisno o obliku samog korijenskoga kanala i endodontske igle.



**Slika 4.64. Utjecaj smanjenja dodirne površine igle na impedancijski spektar na položajima igle 1, 3 i 6 mm te za duljine dodirne površine igle 3 i 6 mm. Dentin je modeliran izmjerenim svojstvima, dvosloj podacima za Kerrov instrument, kanal svojstvima krvnih žila, a okolno tkivo prema tablici 4.10. Fazni kut je prikazan samo na položaju 1 mm zbog preglednosti. U legendi je označen položaj vrha igle / položaj do kojega je igla kontaktirana, a mjere su dane relativno od apeksa.**

#### 4.4.2.8 Usporedba simulirane impedancije sa stvarnim mjerenjima

Parametri konačnog modela su odabrani nakon provedenih ispitivanja utjecaja svojstava pojedinih tkiva na konačnu frekvencijsku ovisnost impedancije i usporedbe dobivenih vrijednosti s mjerenjima provedenim u poglavlju 3. Konačno odabrani parametri modela s geometrijom opisanom u poglavlju 4.4.1.7 prikazani su u tablici 4.11. Simulacijom modela uz ove postavke za svaki položaj igle dobiveni su impedancijski spektri prikazani na slici 4.65.

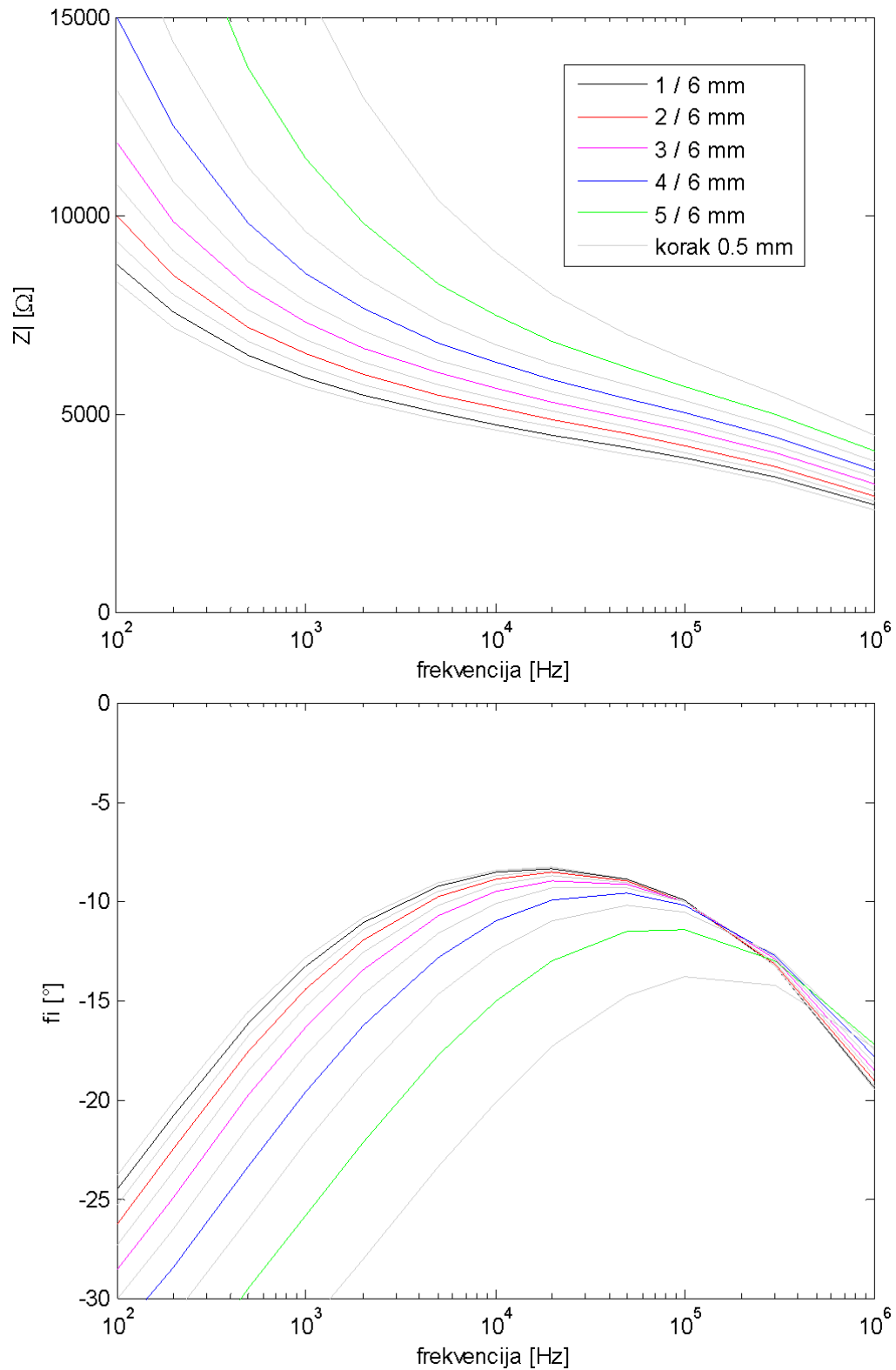
Tablica 4.11. Odabrani parametri 3D FE modela zuba.

parametar modela	iznos / svojstvo	naziv tkiva u bazi
simulirane dubine igle [mm]	0.5 do 2.5 s korakom od 0.5	
maksimalna dubina kontakta igle [mm]	6	
simulirane frekvencije [Hz]	100 200 500 1k 2k 5k 10k 20k 50k 100k 300k 1M	
svojstva endodontske igle	nehrđajući čelik	
svojstva dvosloja	izmjerena u sklopu ovog rada	
svojstva dentina	izmjerena u sklopu ovog rada	
svojstva kanala	krvne žile	Blood Vessels
svojstva periapexnog segmenta kanala	krvne žile	Blood Vessels
svojstva periodontalnih vlakana	ligamenti	Tendon
svojstva površinskog sloja zubne čašice	tvrdno koštano tkivo	Bone Cortical
svojstva čeljusne kosti	meko koštano tkivo	Bone Cancellous
svojstva desni	jezik	Tongue

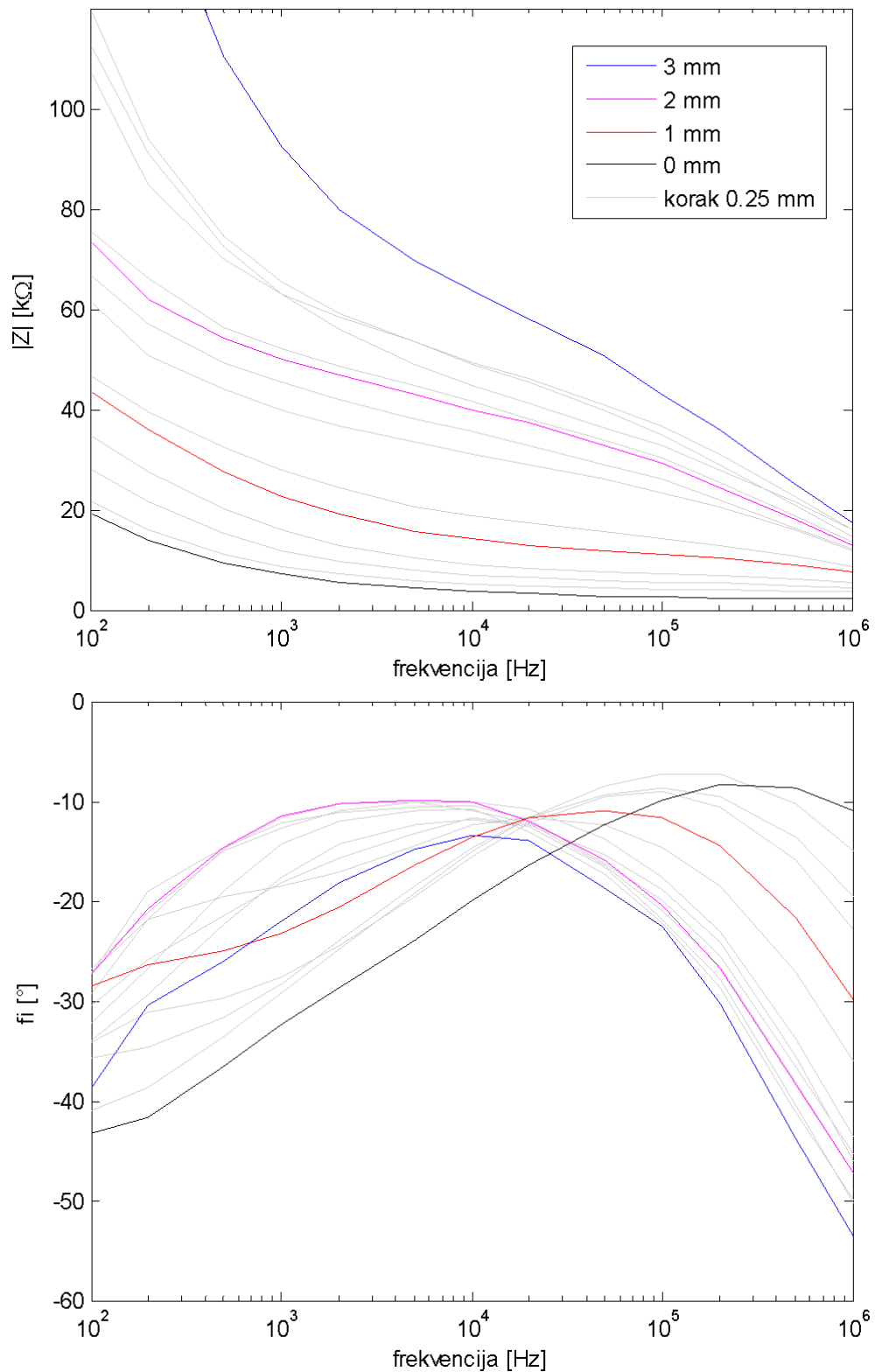
Radi usporedbe rezultata simulacije s mjerenjima na fizičkom modelu zuba u alginatu je u nastavku dan primjer izmjerenog spektra (poglavlje 3) za slučaj zuba koji je svojom morfologijom najbliži geometriji FE modela (poglavlje 4.4.1.7). Na slici 4.66 su prikazane frekvencijske ovisnosti impedancija suhog korijenskoga kanala za položaje igle od 0 do 3 mm unutar kanala u odnosu na apeks. Na slici 4.67 su prikazane impedancije dobivene mjerenjem istog korijenskoga kanala, ali uz prisustvo kalcinaze u kanalu.

Uspoređujući oblik simuliranog i mjerenog impedancijskog spektra dolazimo do zaključka da razvijeni FE model zuba može poslužiti za opis impedancije suhog korijenskoga kanala na fizičkom modelu zuba u alginatu. Slučaj posušenog korijenskoga kanala upravo je onaj koji se najčešće koristi u praksi tijekom mjerenja duljine korijenskoga kanala.

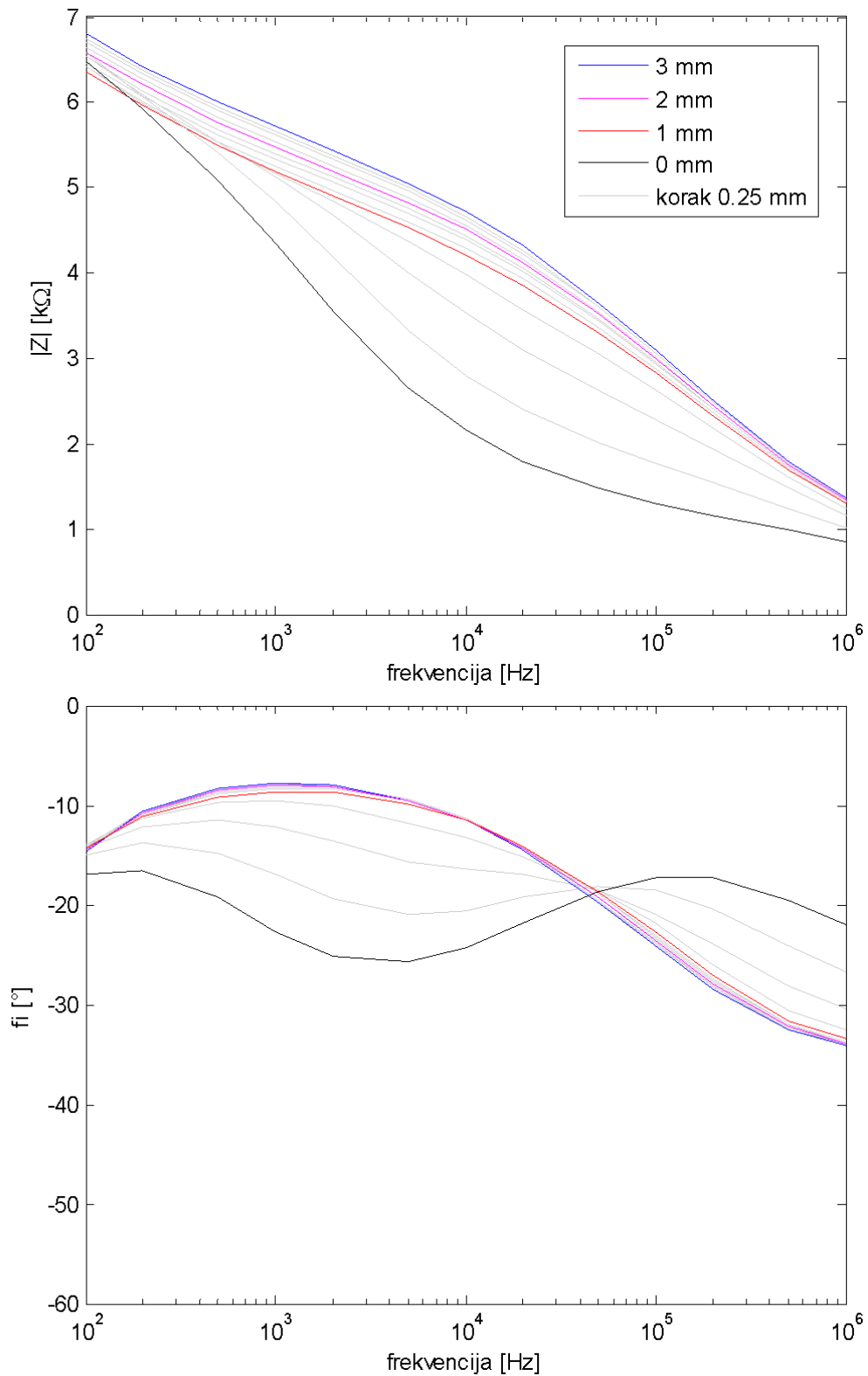
Za slučaj kanala ispunjenog kalcinazom (ili nekim drugim visoko-vodljivim elektrolitom) se više ne može koristiti razvijeni FE model zuba. U ovom je slučaju ukupna impedancija fizičkog modela značajno niža (posebice za položaje igle dalje od apeksa). Dio spektra na nižim frekvencijama manje je naglašen, odnosno rezistivnijeg je karaktera. Ovo upućuje na značajno reduciranu impedanciju električnog dvosloja na položajima udaljenijim od apeksa u odnosu na prethodni slučaj. U ovom slučaju ukupna impedancija počinje dominantno ovisiti o impedanciji dentina koji sada dolazi do izražaja, što se vidi iz oblika dobivenog frekvencijskog spektra impedancije. Osjetljivost impedancije na pomak igle također se smanjuje. Za modeliranje ovakvog slučaja pomoću FE modela bilo bi potrebno prilagoditi dielektrična svojstva dvosloja i kanala.



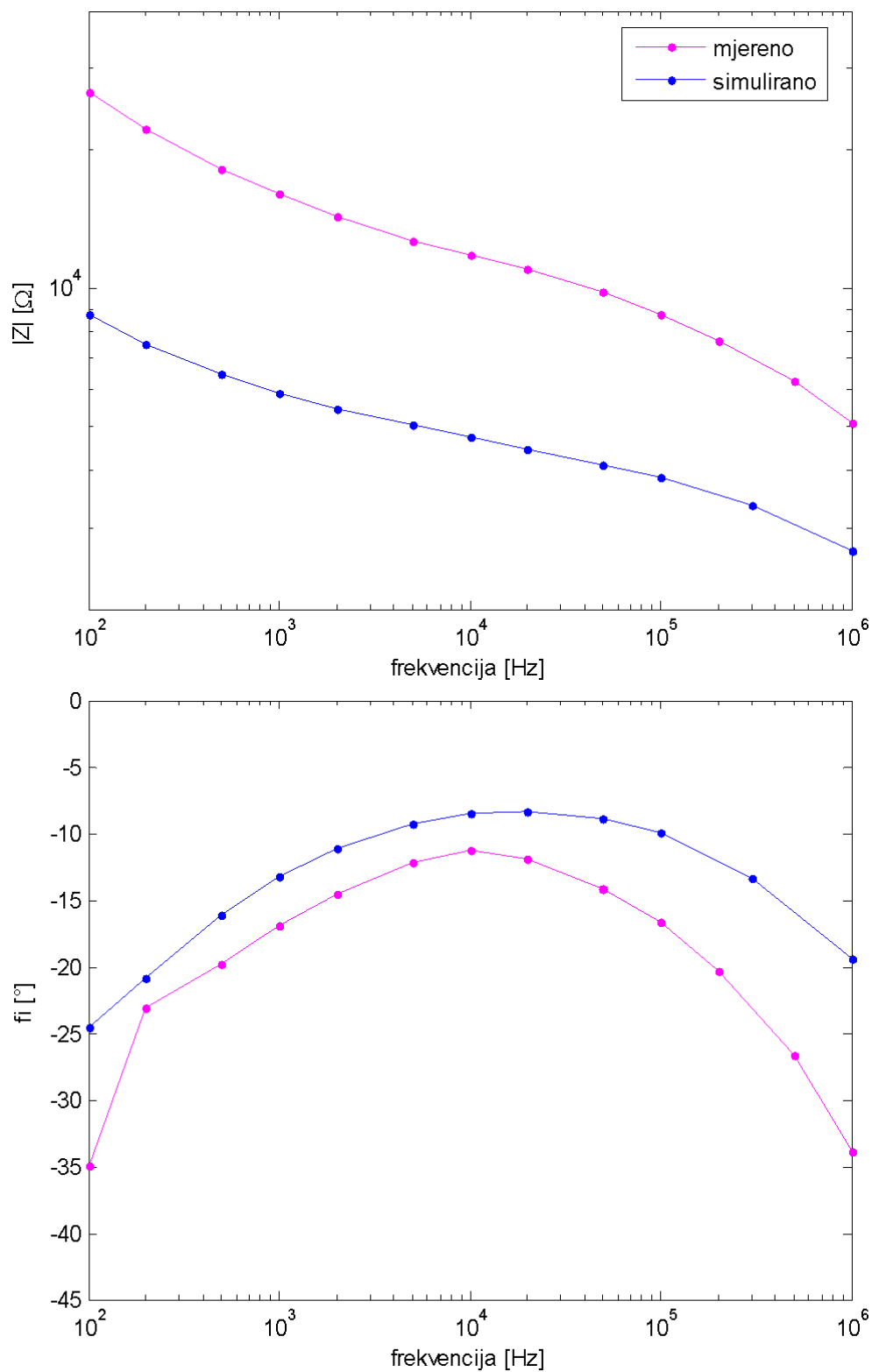
**Slika 4.65. Impedancijski spektar konačnog FE modela u ovisnosti o položaju igle. Korišteni su parametri modela prema tablici 4.11. U legendi je označen položaj vrha igle / dubina do koje je ograničen njen kontakt. Radi preglednosti su sivim linijama prikazane impedancije za ne-cjelobrojne položaje igle u kanalu.**



**Slika 4.66. Impedancijski spektar suhog korijenskoga kanala mjereno na fizičkom modelu zuba u alginatu uz položaje igle između 0 i 3 mm unutar kanala. Radi preglednosti su sivim linijama prikazane impedancije za ne-cjelobrojne položaje igle u kanalu.**



**Slika 4.67. Impedancijski spektar korijenskoga kanala uz prisustvo kalcinaze, mjereno na fizičkom modelu zuba u alginatu uz položaje igle između 0 i 3 mm unutar kanala. Radi preglednosti su sivim linijama prikazane impedancije za ne-cjelobrojne položaje igle u kanalu.**



**Slika 4.68. Usporedba simulirane i izmjerene impedancije za slučaj suhog korijenskoga kanala fizičkog modela zuba u alginatu, na položaju igle u kanalu 1 mm od apeksa.**



Na slici 4.68 je usporedno prikazana simulirana i izmjerena impedancija na položaju igle 1 mm od apeksa. Izmjerena impedancija odnosi se na slučaj ispranog i posušenog kanala fizičkog modela zuba na alginatu. Na ovoj su slici moduli impedancije prikazani u logaritamskom mjerilu radi lakše usporedbe.

Simulirana impedancija je oko 2.5 puta niža od izmjerene. Ovo može biti uzrokovano razlikama u dielektričnim svojstvima dentina, dvosloja i kanala, kao i razlikom morfologije simuliranog i mjenog zuba. Unatoč tome očite su sličnosti u ponašanju frekvencijske ovisnosti impedancije. Također je vidljivo slično ponašanje fazne karakteristike, uz razliku što izmjerena impedancija ima više kapacitivan karakter, koji je više izražen na najnižoj, kao i na najvišim frekvencijama. Može se zaključiti da opisani FE model sadrži sve potrebne elemente za opis impedancije izmjerene u ovom slučaju (suhi kanal, 1 mm od apeksa) te da valja poraditi na optimizaciji vrijednosti pojedinih dielektričnih svojstava, kao i geometrije modela.

## 5 Električna nadomjesna shema zuba s koncentriranim elementima

---

### 5.1 Motivacija

Suprotno od postupka izračuna impedancijskog spektra iz poznatih geometrijskih i dielektričnih svojstava zuba, modeliranjem električnih svojstava korijenskoga kanala pomoću električne nadomjesne sheme nastoje se parametrizirati njegove nepoznate geometrijske karakteristike.

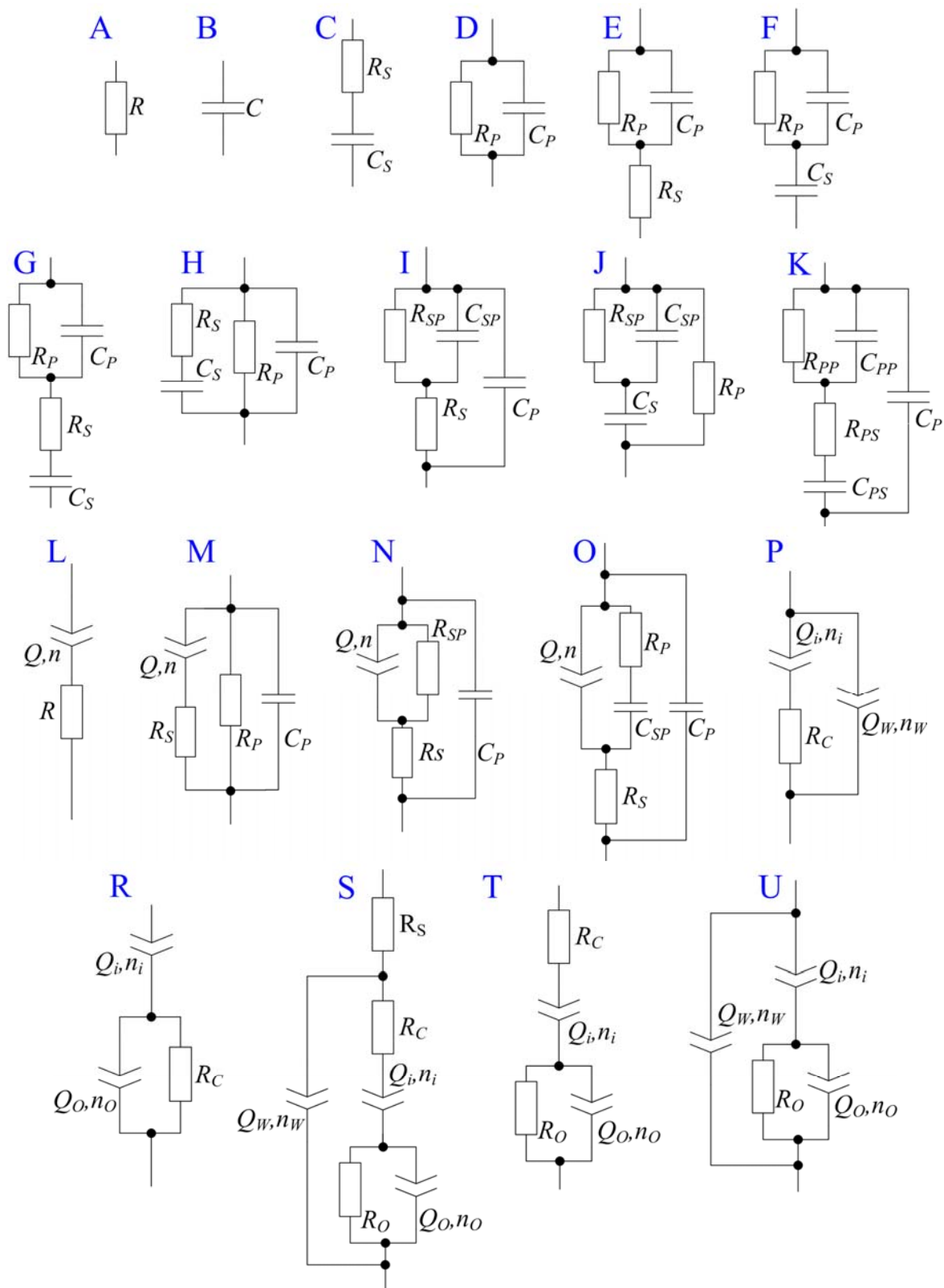
Parametrizacija se postiže računanjem vrijednosti elemenata nadomjesne sheme na trenutnom položaju endodontskog instrumenta u kanalu.

Glavni cilj parametrizacije je čim jasnije razdijeliti parametre koji ovise o strukturi zuba od onih koji ovise o položaju igle u korijenskom kanalu. Na taj način bi se na temelju izmjerenog impedancijskog spektra mogla izolirati informacija o položaju igle i time realizirati točnije mjerenje duljine kanala. Ova zadaća nije nimalo jednostavna zbog kompleksne anatomije zuba, različitih i nehomogenih električnih svojstava zubnih tkiva te kontaktnih impedancija na površini metalne elektrode, kao i među različitim tkivima.

U prijašnjim je radovima razmotrena mogućnost korištenja dvoelementne i troelementne nadomjesne sheme sačinjene od otpornika i kondenzatora s frekvencijski neovisnim vrijednostima (*RC* elementi). Također je predloženo nekoliko električnih nadomjesnih shema koje uz *RC* elemente sadrže element s konstantnom fazom (engl. *Constant Phase Element, CPE*). Korištenjem ovog elementa postignuti su obećavajući rezultati po pitanju modeliranja pojava na dvosloju i aproksimacije impedancije nadomjesne sheme na impedancijski spektar raznovrsnih modela zuba. U ovom će poglavlju postojeći, kao i novo predloženi nadomjesni krugovi biti vrednovani po pitanju mogućnosti aproksimacije eksperimentalno dobivenog impedancijskog spektra, kompleksnosti i mogućnosti korištenja u svrhe mjerenja duljine korijenskoga kanala.

### 5.2 Vrednovane električne nadomjesne sheme

U ovom poglavlju su sustavno vrednovane električne nadomjesne sheme koje sadrže do pet *RC* elemenata, kao i iscrpan broj električnih nadomjesnih shema koje sadrže do tri elementa s konstantnom fazom, što je prikazano na slici 5.1.



Slika 5.1. Popis vrednovanih električnih nadomjesnih shema korijenskoga kanala zuba.

Uporabe nadomjesnih shema A do F za parametrizaciju korijenskoga kanala su već ranije bile istraživane, a ovdje su navedene radi sustavnosti pristupa, odnosno usporedbe njihovih performansi s ostalim shemama uz jednake ulazne parametre.

Nadomjesne sheme A do K su sastavljene od  $RC$  elemenata, dok sheme L do U sadrže jedan ili više elemenata s konstantnom fazom.

Nadomjesni krugovi L i M su predloženi u Križaj i sur. (2004) [2]. Nadomjesna shema L korištena je za opis ponašanja impedancije izravnog dodira metalne elektrode i tkiva, bez korijenskoga kanala, dok je nadomjesna shema M korištena za opis kompletnog korijenskoga kanala.

Nadomjesne sheme N, O, P i R su predložene u ovom radu kao nadogradnje na nadomjesnu shemu M. Shema N predložena je kao empirijsko poboljšanje sheme M, bez dodavanja novih komponenata u nadomjesni krug. Shema O sadrži jedan dodatni kondenzator kojim se potpomaže reprezentacija impedancije dvosloja na elektrodi. Nadomjesni krug P umjesto paralelnog spoja otpornika i kondenzatora sadrži jedan dodatni element s konstantnom fazom u cilju boljeg opisa impedancije dentina. Mogućnost korištenja elementa s konstantnom fazom na ovaj način predložena je u [2], ali nije detaljnije elaborirana. Nadomjesni krug R predstavlja modifikaciju ovog pristupa.

Nadomjesni krugovi S i T su predloženi u Huang i sur. (2008) [7] s ciljem reprezentacije impedancije modela akrilne cjevčice, dimenzijama slične korijenskom kanalu ljudskoga zuba. Krug S predložen je u svrhu reprezentacije impedancije za slučaj kada se mjerna elektroda nalazi unutar akrilne cjevčice, a krug T kada mjerna elektroda prolazi kroz cjevčicu i ulazi u supstrat od gela agara.

Nadomjesni krug U je predložen u ovom radu kao empirijska simplifikacija nadomjesnog kruga S, s ciljem poboljšane utemeljenosti parametara i mogućnosti uporabe njegovih elemenata u svrhu određivanja radne duljine.

U nadomjesnim krugovima L do U korišteni su elementi s konstantnom fazom, čija je impedancija  $Z_{CPE}$  (engl. *Constant Phase Element*, *CPE*) frekvencijski ovisna kompleksna veličina definirana s dva parametra:  $Q$  i  $n$  sljedećim izrazom:

$$Z_{CPE}(\omega) = \frac{1}{Q(j\omega)^n}, \quad (5.1)$$

pri čemu je  $\omega$  kružna frekvencija. Parametri  $Q$  i  $n$  određuju ponašanje ove komponente. Za slučaj kada je  $n=0$  se  $CPE$  u frekvencijskom spektru ponaša kao otpornik (amplituda impedancije je konstantna, a faza je nula). Pritom parametar  $Q$  odgovara recipročnoj vrijednosti otpora kojemu teži impedancija  $Z_{CPE}$ , odnosno:

$Z_{CPE} \approx \frac{1}{Q}[\Omega]$ . Za slučaj kada je  $n=1$  impedancijski spektar elementa s konstantnom

fazom poprima ponašanje kondenzatora kapaciteta  $Q$ , odnosno  $Z_{CPE} \approx \frac{1}{j\omega \cdot Q}[\Omega]$ , pri

čemu  $\omega$  ima dimenziju  $[s^{-1}]$  a kapacitet  $Q$  [F]. U stvarnosti parametar  $n$  (koji je bezdimenzijska veličina) može poprimiti vrijednost između 0 i 1, a element s konstantnom fazom se u spektru ponaša kao neka komponenta između otpornika i kondenzatora: faza impedancije je konstantna u čitavom spektru te iznosi između  $0^\circ$  (otpornik) i  $-90^\circ$  (kondenzator), dok je nagib spektra također fiksiran s iznosom između 0 dB/dekadi (otpornik) i -20 dB/dekadi (kondenzator). Parametar  $Q$  često se u

literaturi naziva pseudokapacitetom, a njegova dimenzija ovisi o parametru  $n$  te iznosi  $[\Omega^{-1} s^n]$ .

Vrednovanje nadomjesnih shema će se provesti obzirom na impedancijski spektar dobiven *in vitro* mjerenjem na fizičkom modelu zuba uronjenom u alginat za uzimanje odljevka zuba kako je opisano u poglavlju 3.2. Spektar impedancije je izmjeren na položajima između -3.25 mm (vrh igle unutar korijenskoga kanala) i +0.75 mm (igla je prošla kroz apeks) u koracima od 0.25 mm.

### 5.3 Postupak estimacije parametara nadomjesne sheme

Na temelju poznatog impedancijskog spektra u frekventijskom području između 100 Hz i 1 MHz za svaki položaj endodontske igle u zubnom kanalu, za svaku električnu nadomjesnu shemu su estimirane vrijednosti njenih elemenata.

Parametri su estimirani postupkom prilijeganja (engl. *fitting procedure*) impedancijskog spektra nadomjesne sheme na zadani impedancijski spektar. Time je zadani impedancijski spektar aproksimiran električnom nadomjesnom shemom. Pritom je korištena kompleksna nelinearna metoda najmanjih kvadratnih odstupanja (engl. *Complex Nonlinear Least Squares*, CNLS) implementirane u programskom paketu *LEVM*, [4].

Metoda je kompleksna iz razloga što su se njome priliježu kompleksne vrijednosti impedancija, a nelinearna iz razloga što je funkcija ovisnosti impedancije o parametrima nadomjesne sheme nelinearna funkcija barem u jednoj ulaznoj varijabli (jednom elementu nadomjesne sheme). Nelinearna metoda najmanjih kvadratnih odstupanja karakteristična je po postojanju brojnih lokalnih minimuma u postupku određivanja skupa parametara koji minimiziraju ukupnu pogrešku. Stoga rješenje koje je nužno računati iterativnim postupkom, ovisi o početnim pretpostavkama za pojedine parametre, kao i o postupku odnosno kriterijima u procesu estimacije, što nije slučaj kod linearne metode najmanjih kvadratnih odstupanja neovisno o broju slobodnih varijabli. Osim zaglavlivanja rješenja u lokalnom minimumu, ovisno o metodi estimacije i postavkama vrednovanja minimuma također postoji i mogućnost nastanka sustavne pogreške estimiranog rješenja (engl. *bias*). Iterativni postupak minimizacije pogreške u nekim slučajevima može i divergirati ne vodeći uopće rješenju. Ovi problemi postaju izraženiji s povećanjem kompleksnosti nadomjesne sheme jer se tada javlja velika međuovisnost vrijednosti pojedinih parametara, a posebice je izražena u slučaju kada su parametri impedancije u eksponentu što je slučaj kod elementa s konstantnom fazom.

Metoda kompleksnih nelinearnih najmanjih kvadrata se bazira na iterativnom postupku smanjivanja pogreške amplitude i faznog kuta impedancije (odnosno njenog realnog i imaginarnog dijela) za argumente funkcije linearizirane u svakom koraku iteracije. Pritom se određuje skup parametara promatranog električnog nadomjesnog kruga  $\mathbf{P}$  kojim se minimizira sljedeća suma:

$$S(\mathbf{P}) = \sum_{j=1}^M w_j [Z_j - Z_{\text{model},j}(\mathbf{P})]^2, \quad (5.2)$$

pri čemu su  $Z_j$  ciljane vrijednosti impedancije na  $j$ -toj frekvenciji,  $Z_{\text{model},j}(\mathbf{P})$  pripadna vrijednost impedancije modela izračunata za skup parametara  $\mathbf{P}$ ,  $w_j$  je pripadni težinski faktor pridružen  $j$ -toj frekvencijskoj točki, a  $M$  ukupan broj frekvencijskih točaka. Budući da su impedancije kompleksne veličine, navedena suma može se izraziti kao:

$$S(\mathbf{P}) = \sum_{j=1}^M w_{\text{Re},j} \text{Re}^2 \{Z_j - Z_{\text{model},j}(\mathbf{P})\} + \sum_{j=1}^M w_{\text{Im},j} \text{Im}^2 \{Z_j - Z_{\text{model},j}(\mathbf{P})\}, \quad (5.3)$$

pri čemu su  $w_{\text{Re},j}$  i  $w_{\text{Im},j}$  pripadni težinski faktori realnog i imaginarnog dijela pogreške impedancije modela na  $j$ -toj frekvenciji.

Budući da je dinamika impedancije s kojom raspolažemo relativno visoka (impedancija na frekvencijama oko 100 Hz za red veličine je viša od impedancije na 1 MHz) i da ne preferiramo niti realni niti imaginarni dio impedancije, za potrebe estimacije parametara ekvivalentnih nadomjesnih shema u ovom radu su odabrani frekvencijski ovisni težinski faktori koji se određuju iz ciljanog impedancijskog spektra (engl. *data weighting type*) prema relacijama:

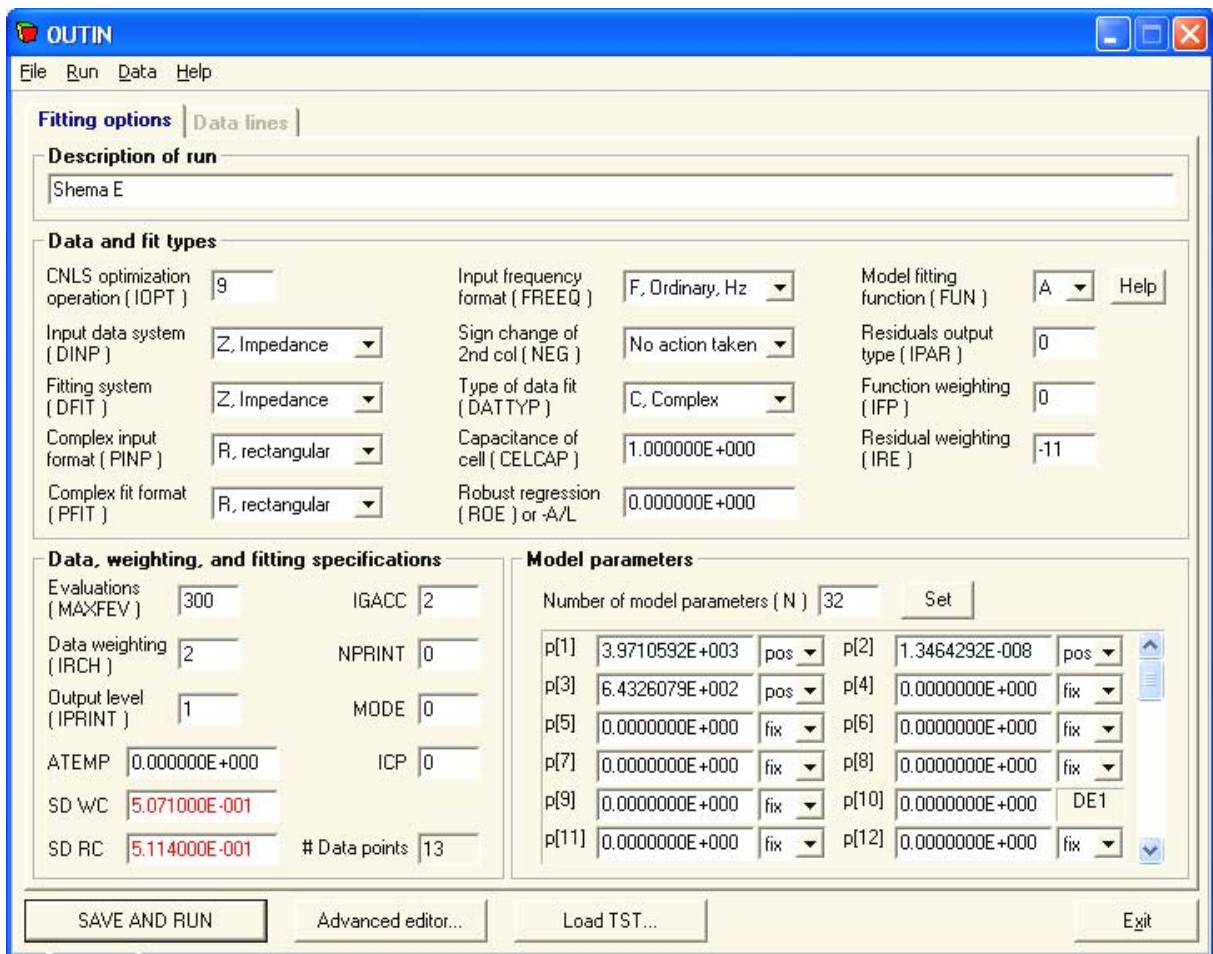
$$w_{\text{Re},j} = \frac{1}{\text{Re}^2 \{Z_j\}}, \quad (5.4)$$

$$w_{\text{Im},j} = \frac{1}{\text{Im}^2 \{Z_j\}}. \quad (5.5)$$

Uz ovakav odabir težinskih faktora suma 5.3 koja se minimizira u postupku estimacije parametara postaje jednaka sumi relativnih kvadratnih odstupanja realnog i imaginarnog dijela impedancije. Drugim riječima, metodom kompleksnih nelinearnih najmanjih kvadrata minimizirali smo standardnu devijaciju relativnih reziduala aproksimacije rezistancije i reaktancije s međusobno jednakim i frekvencijski neovisnim težinama među njima.

Najbolja estimacija se postiže pažljivim odabirom početnih uvjeta uz postupnu izgradnju nadomjesne sheme na način da se najprije estimiraju vrijednosti samo najznačajnijih parametara (s dominantnim utjecajem na impedanciju), a tek potom uvode dodatni slobodni parametri ostatka nadomjesne sheme. Ovaj postupak potrebno je provesti za svaki nadomjesni krug i za svaki položaj endodontske igle u kanalu.

Na slici 5.2 su prikazane korištene postavke estimacije parametara nadomjesne sheme  $E$  u programu  $LEVM$ . U nastavku su nabrojena značenja pojedinih odabira, a detaljni opis uloge pojedinih parametara nalazi se u [4].



Slika 5.2. Postavke programa LEVM u Windows okruženju.

U programu je definirano da se ulazni parametri učitavaju iz tekstualne datoteke (*Data* → *Load data from ASCII*) u vidu impedancije (DINP) u Kartezijevom koordinatnom sustavu (PINP) te da su zadane frekvencije izražene u hercima (FREEQ). Također je odabrana da će se postupak estimacije (engl. *fitting*) provoditi također za impedancije (DFIT) u istom tom sustavu (PFIT). Specificirano je da su sve imaginarni komponente ulazne impedancije negativne te da ih nije potrebno negirati (NEG). Budući da su poznate ulazne vrijednosti i za realnu i imaginarnu komponentu impedancije, potrebno je optimirati točnost obje komponente zadanih kompleksnih impedancija (DATYP).

Težinskih se faktori računaju isključivo iz ulaznih podataka u Kartezijevom obliku, pri čemu je odabrano proporcionalna težina u najmanjim kvadratima (engl. *proportional weighting*) (IRCH, uz fiksirane parametre  $U=P(31)$  i  $X_i=P(32)$  te  $IOPT>0$ ). Funkcijska težina na temelju evaluiranih impedancija je isključena (IFP). U skladu s tipom ulaznih i izlaznih podataka odabrana je prikladna metoda vrednovanja reziduala (IRE).

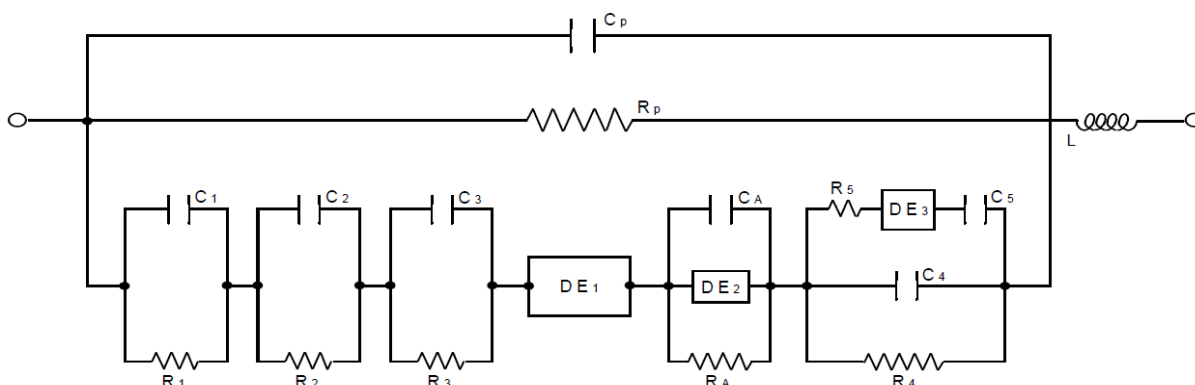
Maksimalni broj evaluacija zadanog modela ograničena je na 300 (MAXFEV), čime je maksimalni broj iteracija ograničen na približno 600. U skladu s očekivanom točnošću ulaznih podataka je odabran stupanj točnosti pripadnih internih varijabli (IGACC). Postavljen je osnovni način odabira parametara distribuiranih elemenata s mogućim različitim značenjima svojih parametara (MODE). Algoritam robusne regresije je deaktiviran (ROE). Kapacitet jedinične ćelije (CELCAP) i apsolutna

temperatura (ATEMP) se ne koriste u modelu. Isključen je automatski zahtjev za ručnim unosom početnih vrijednosti parametara (ICP).

Aktivirano je ispisivanje relativnih reziduala u izlaznu datoteku PNTOUTL (IPRINT), uz tip izlaznih reziduala postavljen na normalizirane vrijednosti (IPAR). Isključeno je periodičko ispisivanje stanja internih varijabli tijekom estimacije (NPRINT).

Ulaznom datotekom zadana je impedancija u 13 frekvencijskih točaka (# Data points, *read-only* polje). Program također ispisuje kolika se odstupanja postižu uz korištenje unesenih početnih pretpostavki, prije provedene estimacije (SD WC i SD RC *read-only* polja).

Napokon, električna nadomjesna shema zadaje se odabirom opće funkcije modela (FUN) te postavljanjem vrijednosti 32 slobodna ili fiksna parametra (N) u obliku tablice P(1) do P(32). Značenje svakog od parametara pridruženo je odabranoj općoj funkciji modela (FUN) tj. korištenoj općoj nadomjesnoj shemi. Opis značenja može se naći u korisničkoj dokumentaciji programa *LEVM*. Na slici 5.3 je dan primjer funkcije odabranog modela "Circuit A", čiji su elementi opisani tablicom 5.1.



Slika 5.3. Opća nadomjesna shema modela "Circuit A" u programu *LEVM*. [4]

Tablica 5.1. Veza među parametrima P(1) do P(32) i odabrane opće nadomjesne sheme "Circuit A" u programu *LEVM*.

R1 = P(1)	RDE2 = P(11)	C3 = P(21)
C1 = P(2)	TDE2 = P(12)	RA = P(22)
R2 = P(3)	UDE2 = P(13)	CA = P(23)
C2 = P(4)	PDE2 = P(14)	R4 = P(24)
R3 = P(5)	NDE2 = P(15)	C4 = P(25)
RDE1 = P(6)	RDE3 = P(16)	R5 = P(26)
TDE1 = P(7)	TDE3 = P(17)	C5 = P(27)
UDE1 = P(8)	UDE3 = P(18)	RP = P(28)
PDE1 = P(9)	PDE3 = P(19)	CP = P(29)
NDE1 = P(10)	NDE3 = P(20)	L = P(30)
U = P(31)	Xi = P(32)	

Unutar opće sheme (slika 5.3) moguće je odabrati podshemu, npr. nadomjesni krug E na slici 5.1 na način da se vrijednosti parametara P(1), P(2) i P(3) postave na pozitivne promjenjive vrijednosti s odgovarajućim početnim iznosima. Parametri P(31) i P(32) se mogu koristiti za dinamičko prilagođavanje težinskih faktora tijekom iterativnog postupka, ali su u ovom su radu bili postavljeni na fiksne vrijednosti U=0, Xi=1, čime se težinski koeficijenti nisu mijenjali tijekom postupka.



Svaki element označen sa  $DE$  (engl. *distributed impedance element*) na općoj nadomjesnoj shemi opisan je s pet parametara:  $RDE$ ,  $TDE$ ,  $UDE$ ,  $PDE$  i  $NDE$ , a može predstavljati otpornik, kondenzator, kombinaciju otpornika i kondenzatora, element s konstantnom fazom, Cole-Cole element, Warburgovu impedanciju itd. Ukupno postoji 38 mogućih tipova svakog  $DE$  elementa. Ova raznovrsnost funkcionalnosti  $DE$  elementa, uz odabir jedne od ukupno 15 općih nadomjesnih shema omogućuje unos gotovo proizvoljne nadomjesne sheme kao specijalni slučaj neke opće sheme.

Element s konstantnom fazom modelira se tako da se u pripadni  $DE$  postavu vrijednosti prema tablici 5.2.

**Tablica 5.2. Iznosi parametara  $DE$  potrebni za modeliranje elementa s konstantnom fazom.**

parametar	vrijednost	značenje
$RDE$	0, fiksna	vrijednost dodatnog otpora $R$
$TDE$	$> 0$ , slobodan (pos)	iznos pseudokapaciteta
$UDE$	0, fiksna	vrijednost dodatnog kapaciteta $1/C$
$PDE$	$\in (0,1)$ , slobodan (pos)	iznos eksponenta
$NDE$	2	odabir tipa $DE$

Pritom je impedancija elementa s konstantnom fazom  $Z_{CPE}$  opisana izrazom:

$$Z_{CPE} = \frac{1}{TDE \cdot (j\omega)^{PDE}}, \quad (5.6)$$

pri čemu  $TDE$  i  $PDE$  odgovaraju pripadnim parametrima elementa  $DE$ .

## 5.4 Metoda vrednovanja nadomjesnih shema

Kako bismo objektivno i kvantitativno vrednovali performanse različitih električnih nadomjesnih shema ovdje su definirani četiri različita faktora kvalitete:  $SF$ ,  $NSF$ ,  $WASF$  i  $NWASF$ . Njihova značenja su opisana u stupcima tablice 5.3.

**Tablica 5.3. Opis parametara za vrednovanje kvalitete pojedinih električnih nadomjesnih shema prema različitim kriterijima.**

oznaka parametra	$SF$	$NSF$	$WASF$	$NWASF$
engl. naziv	<i>sigma fit</i>	<i>normalized SF</i>	<i>weighted average of SF</i>	<i>normalized WASF</i>
značenje	faktor kvalitete aproksimacije impedancije nadomjesne sheme na stvarni impedancijski spektar			
domena	za jedan položaj endodontskog instrumenta u kanalu		težinska srednja vrijednost za sve položaje endodontskog instrumenta u kanalu	
normalizacija	bez normalizacije	s obzirom na kompleksnost nadomjesne sheme	bez normalizacije	obzirom na kompleksnost nadomjesne sheme

Parametar  $SF$  je na jednom položaju endodontskog instrumenta, a za čitav frekvencijski spektar u kojemu je definirana impedancija definiran sljedećim izrazom:

$$SF^2 = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left[ \left( \frac{R_{shema,j} - R_{zub,j}}{R_{zub,j}} \right)^2 + \left( \frac{X_{shema,j} - X_{zub,j}}{X_{zub,j}} \right)^2 \right], \quad (5.7)$$

pri čemu su  $R_{zub,j}$  i  $X_{zub,j}$  rezistancija i reaktancija zadane (izmjerene) impedancije zuba  $Z_{zub,j}$  na  $j$ -toj frekvenciji, a  $R_{shema,j}$  i  $X_{shema,j}$  komponente impedancije koju poprima električna nadomjesna shema  $Z_{shema,j}$  na toj frekvenciji. Manja vrijednost parametra  $SF$  označava bolju nadomjesnu shemu prema ovom kriteriju. Ovaj princip također vrijedi i za parametre  $NSF$ ,  $WASF$  i  $NWASF$ .

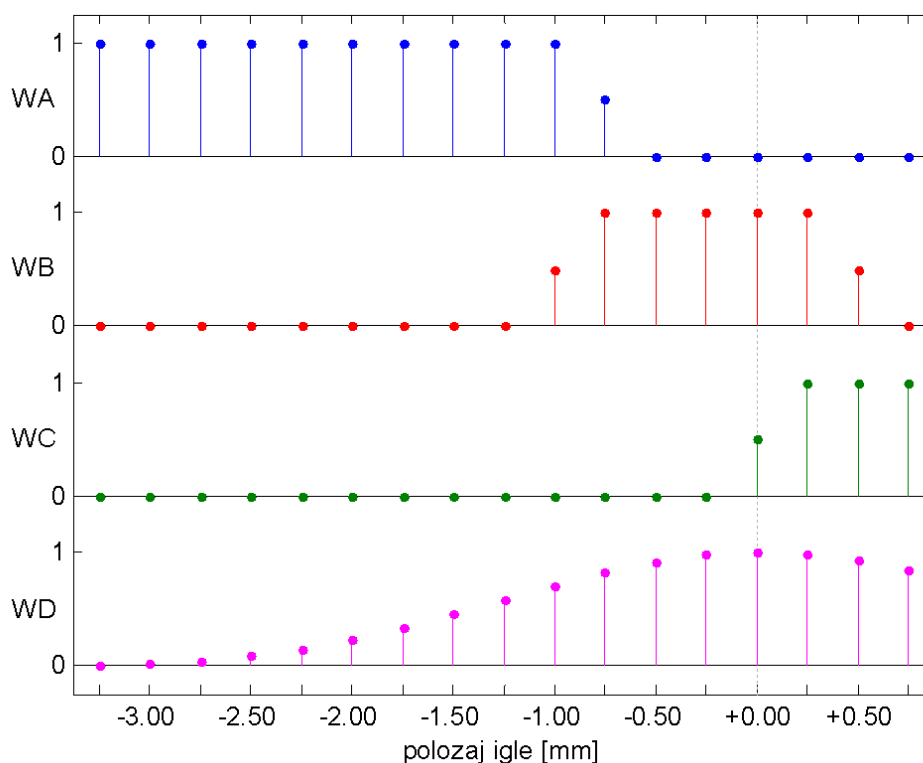
Može se očekivati da kompleksnije nadomjesne sheme općenito moći bolje reprezentirati izmjerenu impedanciju. Stoga je osim kvalitete aproksimacije izmjerenog impedancijskog spektra bitan i parametar koji govori o omjeru kompleksnosti i postignutih performansi kako bismo mogli međusobno usporediti nadomjesne sheme s različitim brojem elemenata. Parametar  $NSF$  predstavlja normaliziranu vrijednost parametra  $SF$ . Normalizacija je provedena množenjem parametra  $SF$  s težinom  $N$  prema tablici 5.4.

**Tablica 5.4. Korištene težine  $N$  za računanje kompleksnosti pojedinih nadomjesnih shema.**

nadomjesna shema	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
$N$	1	1	2	2	3	3	4	4	4	4	5
nadomjesna shema	L	M	N	O	P	R	S	T	U		
$N$	3	5	5	6	5	5	9	6	7		

Ovdje valja uočiti da je za težinu  $N$  odabran broj slobodnih parametara u pripadnoj nadomjesnoj shemi. Ovakav odabir je napravljen radi jednostavnosti i nepristranosti, premda valja imati na umu da je parametre elementa s konstantnom fazom (zbog parametra koji se nalazi u eksponentu) općenito kompleksnije estimirati nego što je to u slučaju dvaju otpornika ili kondenzatora.

Vrijednosti parametara  $SF$  i  $WASF$  odnose se posebno na svaku nadomjesnu shemu i na svaki položaj endodontskog instrumentu u kanalu. Kako bismo odredili koja je nadomjesna shema sveukupno bolja definiran je parametar  $WASF$  (engl. *weighted average of sigma fit*) kao težinska srednja vrijednost parametra  $SF$  po svim položajima instrumenta u kanalu. Definiranjem različitih težinskih koeficijenata za pojedine položaje (takozvanog težinskog prozora) moguće je vrednovati nadomjesne sheme u pojedinim područjima položaja instrumenta, npr. duboko u korijenskom kanalu, oko apikalnog suženja, iza apeksa ili duž čitavog puta. Na slici 5.4 su prikazana takva četiri težinska prozora koja će se koristiti u ovom radu, a koji su označeni redom s  $WA$ ,  $WB$ ,  $WC$  i  $WD$ .



**Slika 5.4.** Korišteni težinski prozori pri izračunu *WASF* vrijednosti električnog nadomjesnog kruga.

Težinski prozori su definirani u intervalu položaja endodontskog instrumenta između -3.25 mm i +0.75 mm iz razloga što se u tom intervalu provodi estimacija parametara nadomjesnih shema na eksperimentalno određene vrijednosti impedancija.

Parametar *WASF* definiran je izrazom:

$$WASF = \frac{\sum_{i=-3.25\text{mm}}^{+0.75\text{mm}} W(i) \cdot SF(i)}{\sum W(i)}, \quad (5.8)$$

pri čemu  $W(i)$  predstavlja težinski faktor odabranog težinskog prozora na položaju endodontskog instrumenta  $i$ ,  $SF(i)$  predstavlja vrijednost parametra  $SF$  na tom položaju, a  $i$  je položaj instrumenta koji poprima vrijednosti između -3.25 mm i +0.75 mm.

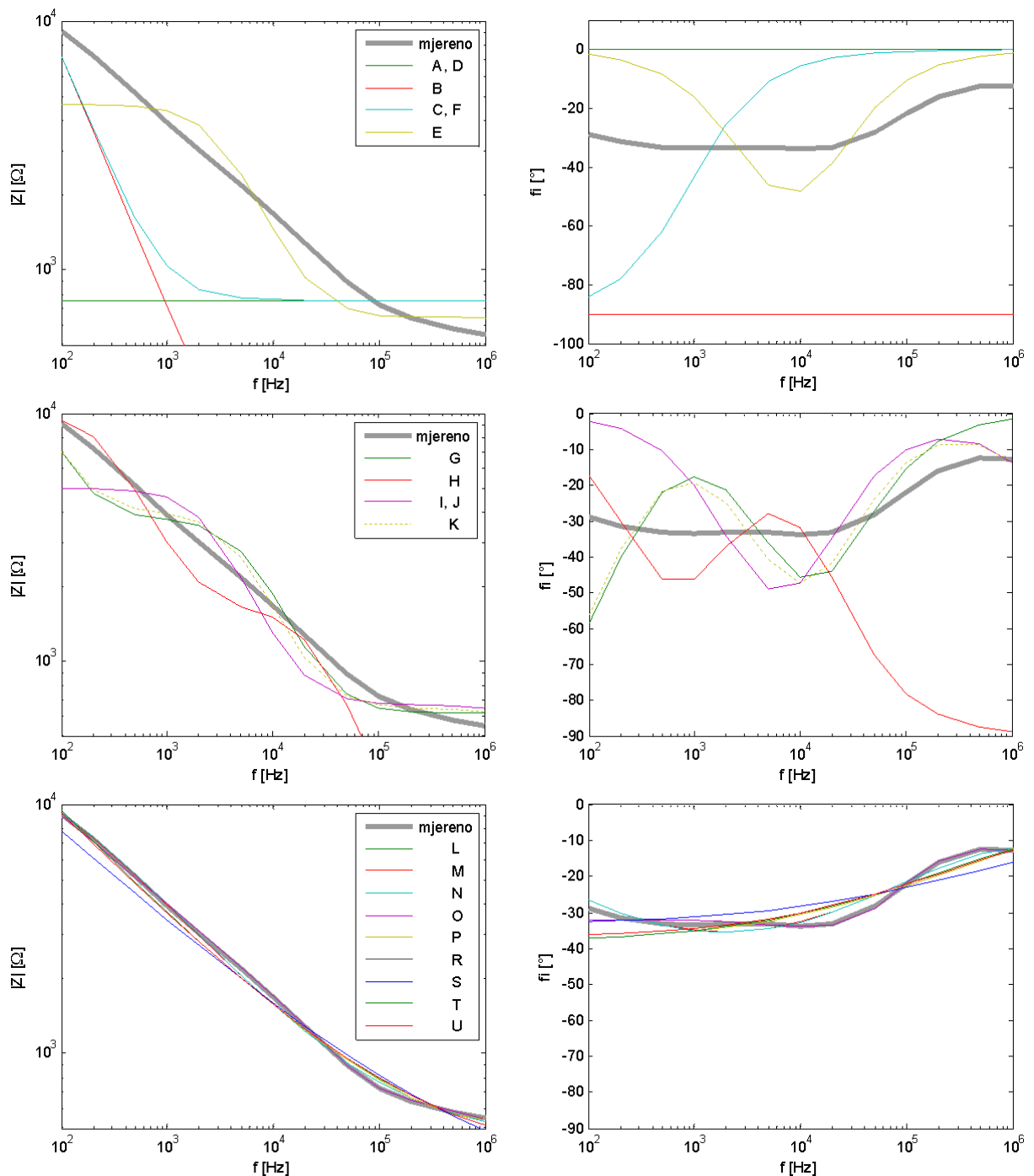
Parametri  $SF$  i  $WASF$ , pa tako i njihove normalizirane vrijednosti  $NSF$  i  $NWASF$  se mogu izraziti kao postotak budući da se radi o srednjem kvadratnom odstupanju relativnih reziduala, no pri njegovom tumačenju valja biti oprezan budući da je u slučaju normaliziranih reziduala taj postotak uvećan za faktor kompleksnosti sheme.

## 5.5 Rezultati i rasprava

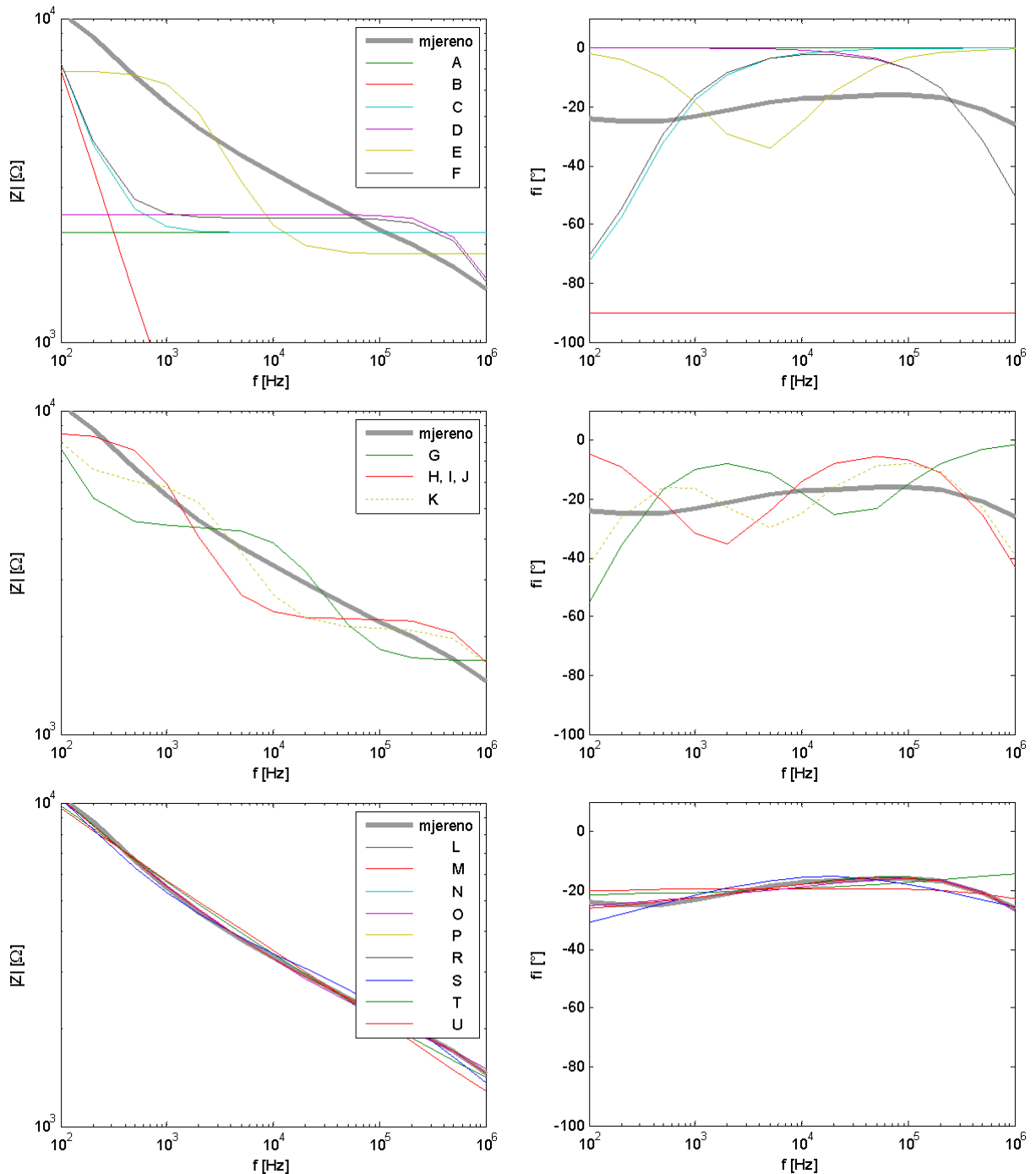
### 5.5.1 Kvaliteta aproksimacije izmjerenih impedancija

Na slikama 5.5 i 5.6 su uspoređene impedancije svih nadomjesnih shema sa izvornom impedancijom mjenom na fizičkom modelu zuba u alginatu, uz prisustvo

fiziološke otopine u kanalu. Slika 5.5 prikazuje impedancije na položaju apeksa, a slika 5.6 na 0.5 mm u zubnom kanalu. Nadomjesne sheme A i D te C i F su na apeksu (slika 5.5) dale gotovo jednaku impedanciju, kao i sheme H, I i J na položaju 0.5 mm u kanalu (slika 5.6).



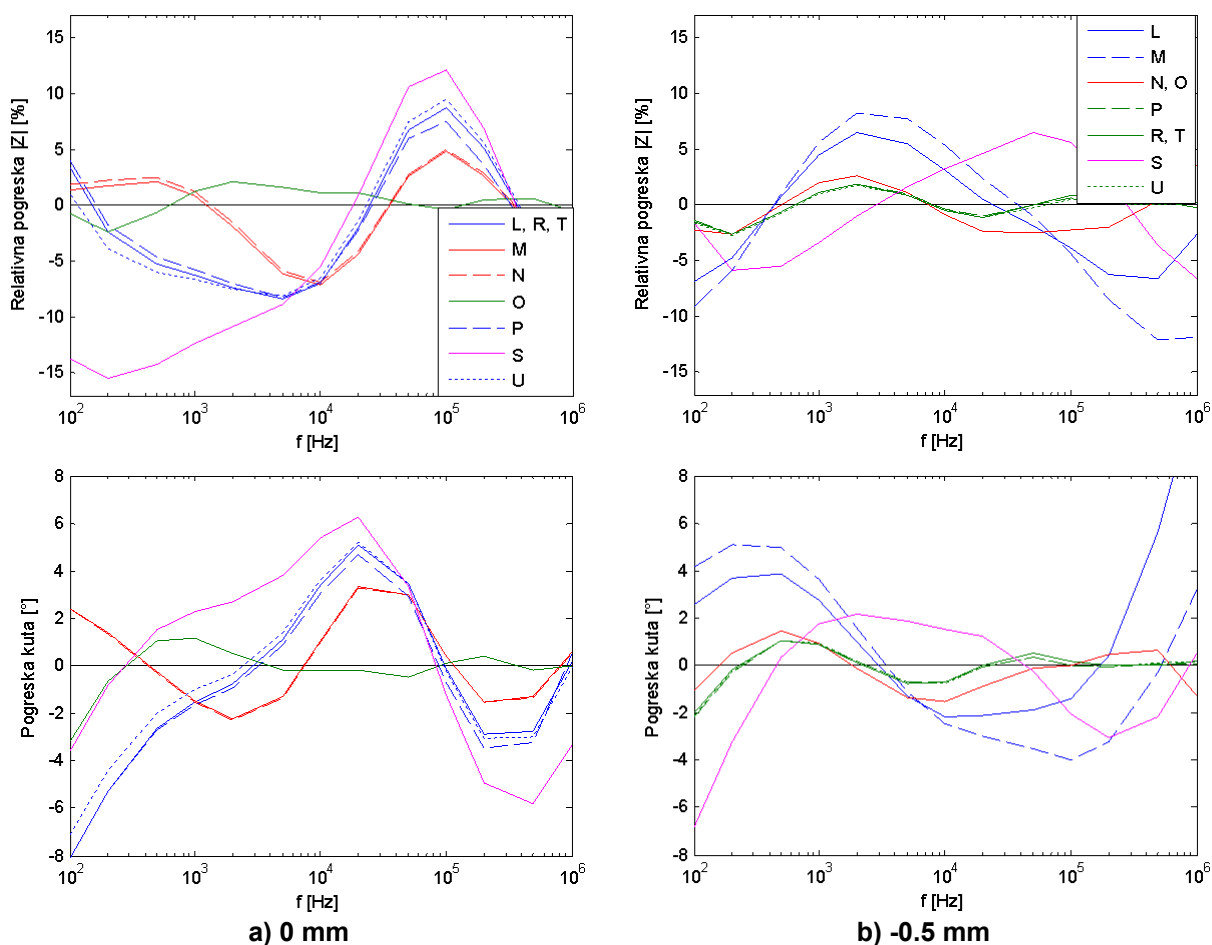
**Slika 5.5. Impedancije svih nadomjesnih shema uspoređene s mjerenom impedancijom na položaju 0 mm.**



**Slika 5.6. Impedancije svih nadomjesnih shema uspoređene s mjerenom impedancijom na položaju -0.5 mm.**

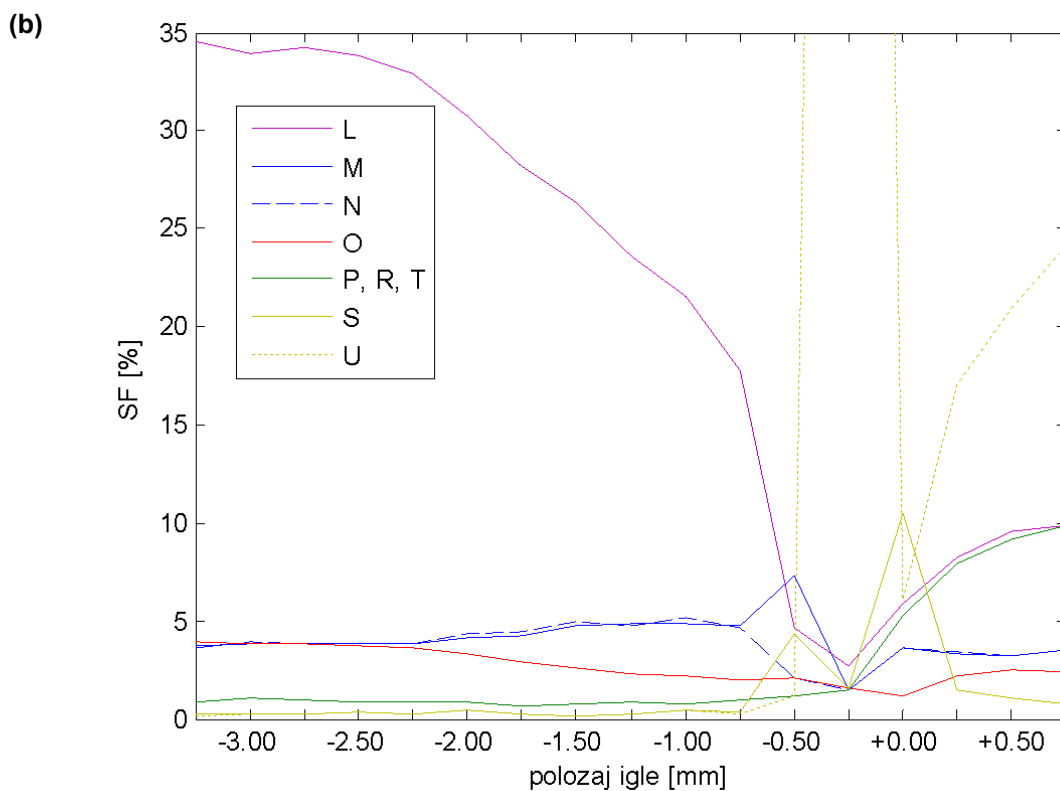
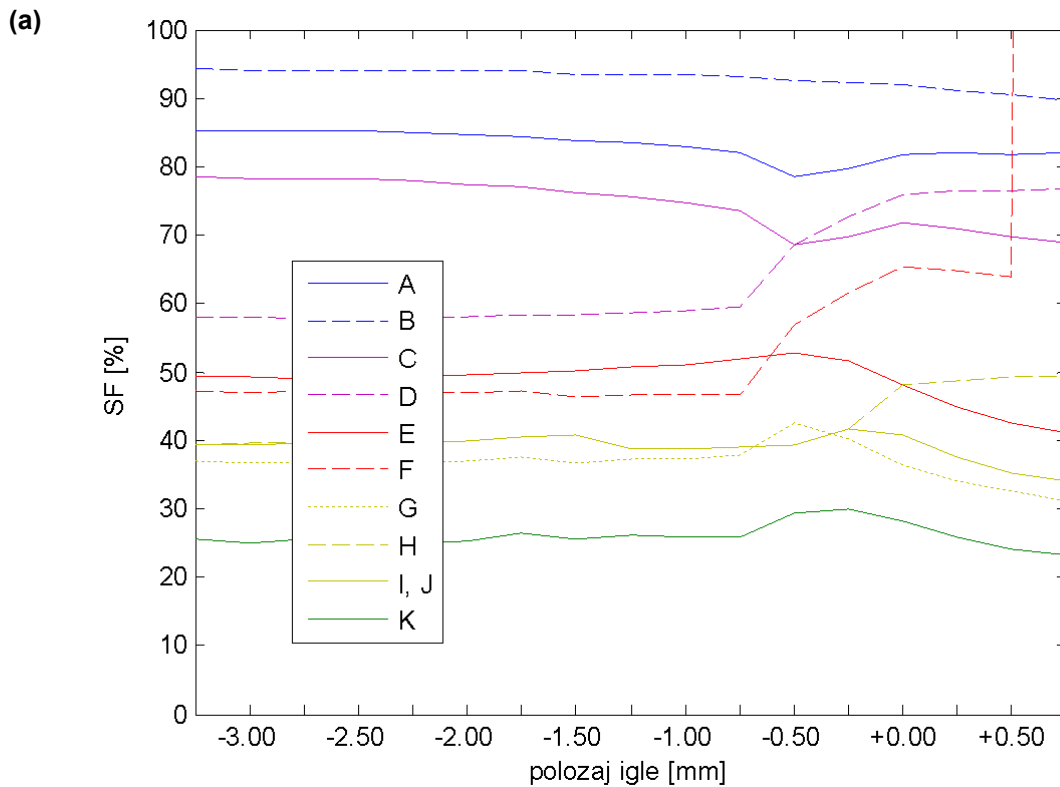
Sve nadomjesne sheme s jednim ili više elemenata s konstantnom fazom (L do U) pokazale su superiorne mogućnosti aproksimacije izmjerene impedancije na oba položaja (0 mm i 0.5 mm) u odnosu na nadomjesne sheme s  $RC$  elementima.

Budući da se na slikama 5.5 i 5.6 krivulje impedancija za nadomjesne krugove L do U značajno preklapaju, na slici 5.7 su prikazane relativne pogreške amplitude i faze impedancije za ove nadomjesne sheme na položajima 0 i 0.5 mm. Na položaju apeksa su impedancije nadomjesnih shema L, R i T gotovo jednake, kao i impedancije N i O te R i T na položaju -0.5 mm te su radi preglednosti na slici 5.7 prikazane jednom krivuljom.



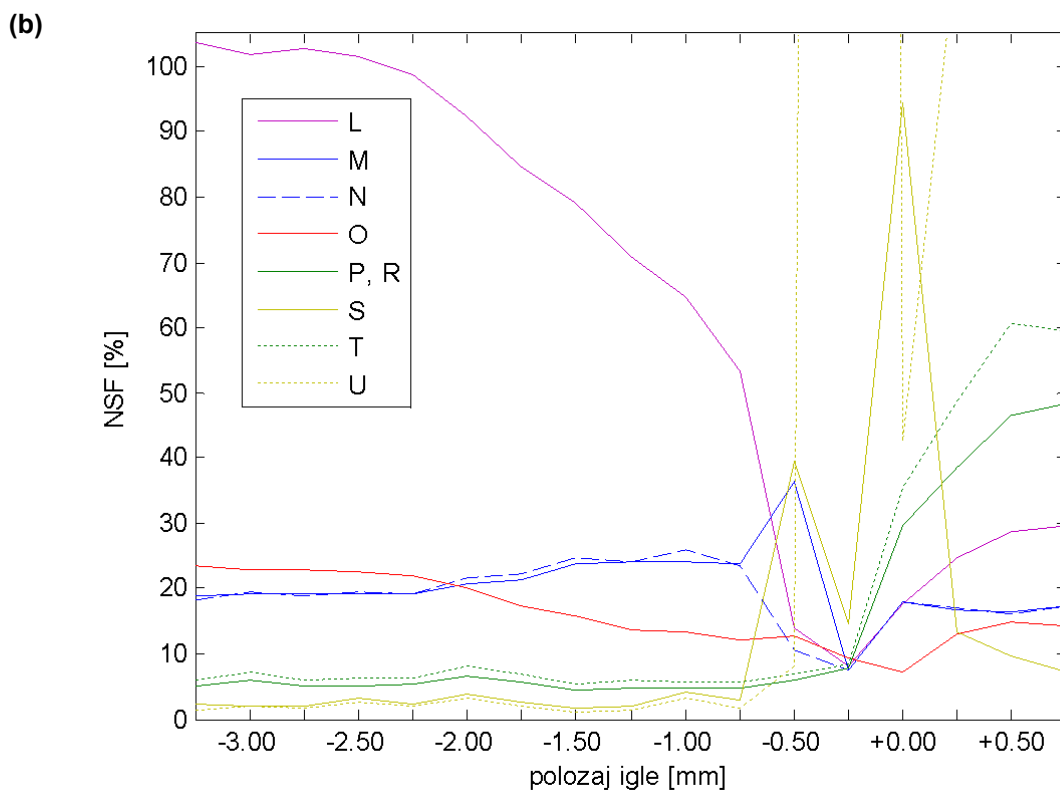
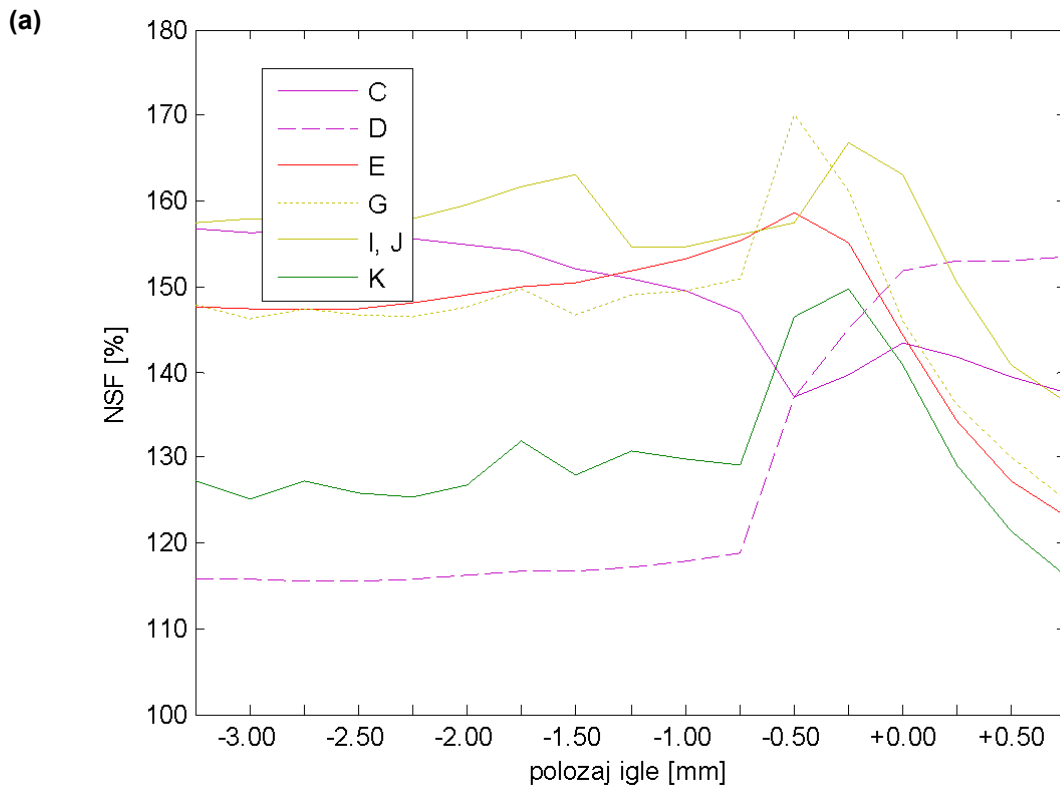
**Slika 5.7. Relativna pogreška modula impedancije i faznog kuta za nadomjesne sheme s CPE elementom (sheme L do U), na položaju igle 0 i -0.5 mm.**

Na slici 5.8 su prikazane izračunate vrijednosti parametara kakvoće  $SF$  svih promatranih nadomjesnih shema. Radi preglednosti su nadomjesne sheme prikazane u dvije grupe: (a) nadomjesne sheme s  $RC$  elementima A do K i (b) nadomjesne sheme s barem jednim  $CPE$  elementom L do U. Na slici 5.9 su prikazane vrijednosti normaliziranog parametra kakvoće  $NSF$  odabranih nadomjesnih krugova u ovisnosti o položaju igle.



**Slika 5.8. Vrijednosti parametra  $SF$  u ovisnosti o položaju igle u kanalu za sve nadomjesne sheme: (a) A do K, (b) L do U.**

Od dvoelementnih shema C i D je C bolja u blizini i preko apeksa, dok je dublje u kanalu shema bolja D. Od troelementnih shema E i F je E značajno bolja u blizini apeksa, dok dublje u kanalu F pokazuje nešto bolje performanse od E. Od



**Slika 5.9. Vrijednost parametra  $NSF$  u ovisnosti o položaju igle za nadomjesne sheme: (a) C do K, bez F i H i (b) L do U.**

četveroelementnih shema I i J pokazuju međusobno slične performanse na svim položajima igle, H je lošija oko i preko apeksa, dok se shema G pokazala najboljom na gotovo svim položajima igle.



Od shema sa *RC* elementima najbolji odnos performansi i kompleksnosti na apeksu i preko njega postiže peteroelementna nadomjesna shema K. Dublje u kanalu dobar odnos postiže dvoelementna D (slika 5.9), koja na žalost ostvaruje lošije performanse aproksimacije (slika 5.8). Troelementna shema E postiže relativno dobar omjer performansi i kompleksnosti uz zadovoljavajuću kvalitetu aproksimacije.

Od nadomjesnih shema sa *CPE* elementima najjednostavnija shema L, premda pokazuje dobre performanse oko apeksa, osjetno je lošija u kanalu. Nadomjesna shema U premda pokazuje najbolja svojstva duboko u kanalu, znatno odudara u blizini apeksa. Slično ponašanje pokazuje najkompleksnija shema S, koja pokazuje jednako dobre performanse kao i shema U unutar kanala (slika 5.8), ali je na apeksu neupotrebljiva.

Nadomjesna shema T, koja je u [7] predložena za opis impedancije na i preko apeksa pokazuje jednake performanse kao i znatno jednostavnije ovdje predložene sheme P i R (slika 5.8), što je čini lošijom po pitanju omjera performansi i kompleksnosti (slika 5.9).

Najbolje performanse na apeksu pokazala je ovdje predložena shema O, dok su dublje u kanalu bolje P i R (te sheme odbačene iz razmatranja U, S i T).

U tablici 5.5 su uspoređene sveukupne mjere kvalitete aproksimacije nadomjesnih shema uz težinske prozore WA do WD (prema slici 5.4 u poglavlju 5.4).

**Tablica 5.5. Vrijednosti sveukupne i normirane sveukupne kvalitete aproksimacije svih nadomjesnih shema *WASF* i *NWASF* izražene u postotcima uz težinske prozore WA-WD.**

shema	WA		WB		WC		WD	
	<i>WASF</i>	<i>NWASF</i>	<i>WASF</i>	<i>NWASF</i>	<i>WASF</i>	<i>NWASF</i>	<i>WASF</i>	<i>NWASF</i>
A	84.40	84.40	81.05	81.05	81.85	81.85	81.86	81.86
B	93.82	93.82	92.12	92.12	90.59	90.59	92.15	92.15
C	76.97	153.94	71.09	142.18	70.03	140.07	72.03	144.05
D	58.24	116.47	70.11	140.22	76.50	153.00	68.47	136.94
E	49.84	149.53	49.33	147.98	43.52	130.56	48.35	145.05
F	46.90	140.70	58.39	175.16	800.38	2401.13	296.98	890.95
G	36.96	147.85	37.67	150.68	33.16	132.63	36.64	146.55
H	39.57	158.30	43.48	173.90	48.92	195.67	43.50	174.01
I	39.53	158.12	39.22	156.87	36.36	145.42	38.65	154.58
J	39.55	158.19	39.22	156.88	36.36	145.43	38.65	154.62
K	25.57	127.85	27.35	136.76	24.96	124.81	26.47	132.34
L	42.46	127.39	17.62	52.87	16.05	48.14	22.72	68.17
M	12.55	62.74	8.17	40.86	5.70	28.50	8.76	43.82
N	12.50	62.52	6.51	32.57	5.69	28.45	7.75	38.75
O	7.02	42.09	4.36	26.14	4.27	25.63	4.86	29.16
P	2.00	9.98	7.29	36.45	16.03	80.17	7.57	37.85
R	2.40	11.99	7.31	36.57	15.95	79.75	7.69	38.44
S	0.50	4.52	5.59	50.29	4.13	37.20	3.90	35.11
T	2.40	14.38	7.44	44.62	16.53	99.19	7.89	47.31
U	0.51	3.55	46.42	324.95	33.46	234.19	36.39	254.75

WA – u kanalu, WB – oko apeksa, WC – preko apeksa, WD – sveobuhvatno  
plavo – najbolja shema prema promatranom parametru, zeleno – druga najbolja shema.

Rezultati pokazuju da unutar kanala (WA) nadomjesne sheme S i U ostvaruju najbolje performanse, s time da shema S (koja je ujedno i najkompleksnija) pokazuje najbolju mogućnost aproksimacije, dok shema U najbolji omjer između performansi i kompleksnosti, odnosno najbolje iskorištenje parametara. Na žalost, već je ranije spomenuto da ove obje sheme pokazuju veliko odstupanje na apeksu i stoga njihove ostvarene performanse valja uvažiti s oprezom.

U blizini apeksa (WB) najbolje performanse aproksimacije su pokazale sheme O i S, a najbolje iskorištenje parametara O i N. Preko apeksa (WC) najbolje performanse aproksimacije pokazuju S i O, a najbolje iskorištenje parametara također O i N.

Promatrajući sveukupno položaje unutar kanala, u blizini i preko apeksa (WD) zaključujemo da sveukupno najbolju kvalitetu aproksimacije ostvaruju shema S, a najbolje iskorištenje parametara shema O.

Od nadomjesnih shema s *RC* elementima, najbolja troelementna je shema E, a najbolja četveroelementna je G. Najbolja od peteroelementnih nadomjesnih shema koje su ispitane tijekom istraživanja je shema K (koja je ovdje jedina prezentirana) i realizira oko 40 % boljom aproksimacijom, te oko 10 % boljim iskorištenjem parametara u odnosu na četveroelementnu shemu G. Unatoč tome, lošija je po pitanju aproksimacije oko 7 puta u odnosu na shemu S, a po pitanju efikasnosti iskorištenja parametara oko 5 puta od sheme O.

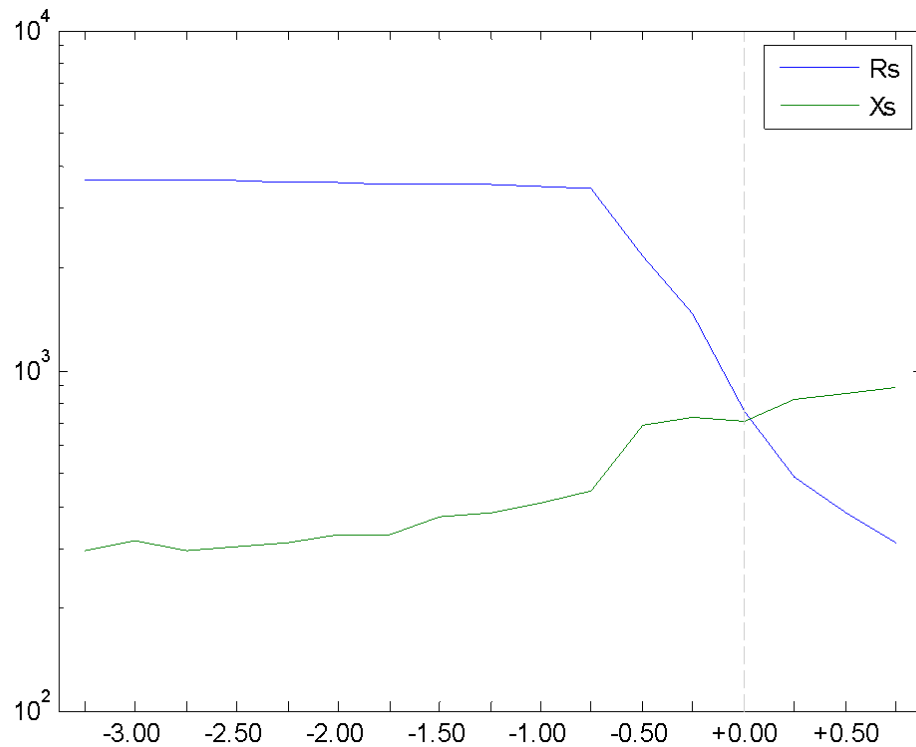
Ovi pokazatelji karakteriziraju opisane nadomjesne sheme omogućujući njihovu ocjenu i usporedbu u svrhu odbacivanja iz razmatranja pojedinih topologija nadomjesni shema. Unatoč tome valja imati na umu da mogućnost dobre aproksimacije, kao i iskorištenje parametara ne znači nužno da nadomjesna shema ima dobru fizikalnu interpretaciju i utemeljenost svojih elemenata, odnosno da se može koristiti u svrhu razdvajanja morfoloških obilježja igle u zubnome kanalu pri mjerenju njegove duljine. U tu svrhu je potrebno dodatno promotriti utjecaje pojedinih utjecajnih veličina na pojedine elemente u nadomjesnim shemama.

Kako bi iz vrijednosti elemenata nadomjesne sheme mogli izvući zaključci o položaju igle u kanalu jednako je bitna kvaliteta aproksimacije i iskorištenje parametara, kao i fizikalna utemeljenost njezinih parametara. U slučaju loše aproksimacije (*WASF*), nadomjesna shema ne sadrži dovoljno elemenata za opis svih relevantnih pojava. Povećanjem kompleksnosti nadomjesne sheme povećava se i broj pojava koje se shemom mogu opisati, ali dolazi do poteškoća pri estimaciji parametara. Ukoliko pojedini parametri nisu dovoljno čvrsto utemeljeni u vidu njihovog utjecaja na ukupni impedancijski spektar, odnosno njihovog iskorištenja u aproksimaciji (*NWASF*), vrijednosti parametara tijekom postupka estimacije postaju međusobno ovisni te mala pogreška u estimaciji jednog parametra vodi još većoj pogrešci estimacije ostalih parametara. Do sličnih pojava dolazi i u slučaju loše fizikalne utemeljenosti pojedinih parametara sheme. Stoga je istraženo kako pomak igle u kanalu utječe na vrijednosti estimiranih parametara kod pojedinih nadomjesnih shema.

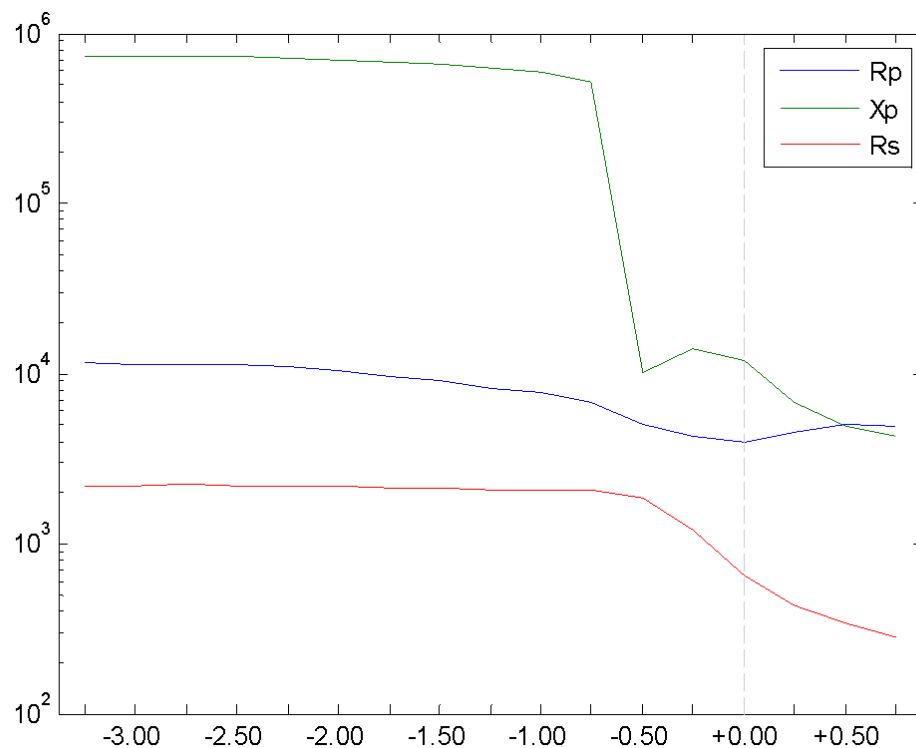
## 5.5.2 Ovisnost elemenata nadomjesnih shema o položaju igle

Na slikama 5.10 do 5.21 su prikazane vrijednosti estimiranih parametara nadomjesnih shema u ovisnosti o pomaku igle u kanalu. Parametri su prikazani u vidu modula impedancije izoliranog elementa sheme na frekvenciji od 1 kHz. Na ovaj su način smanjene razlike u redu veličine pojedinih parametara sheme te je ostvaren pregledniji prikaz. U slučaju otpornika je prikazana njegova rezistancija, odnosno direktno iznos njegovog otpora. U slučaju kondenzatora je prikazana njegova reaktancija na 1 kHz, radije nego izravno kapacitet. Za svaki element s konstantnom fazom su prikazana dva parametra – modul impedancije na 1 kHz i fazni kut elementa. Prikaz faznog kuta ostvaren je na istom grafu, ali u drugom mjerilu. Impedancije su prikazane logaritamski (lijeva skala na slikama 5.15 do 5.21), a fazni kutevi u linearnom mjerilu (desna skala).

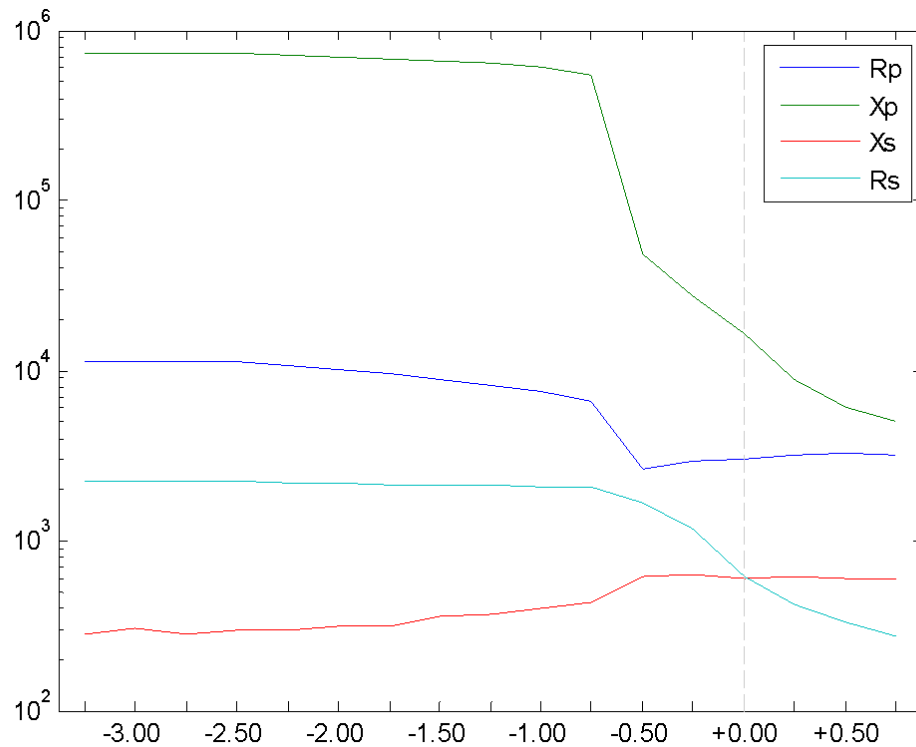
Prikazane su parametri za nadomjesne sheme C, E, G, I, K, L, N, O, P, S, T i U, dok su sheme A, B, D, F, H, J, N i R izuzete iz ovog prikaza. Slijedi kratko obrazloženje shema koje nisu prikazane. Vrijednosti elemenata shema A i B gotovo su identične vrijednostima otpora i kapaciteta u prikazanoj serijskoj nadomjesnoj shemi C. Shema D je pokazala sličnu položajnu ovisnost elemenata kao shema C, samo uz drugačije omjere između impedancija otpornika i kapaciteta. Shema F je odbačena iz razmatranja jer je ranije za nju ustanovljeno da je lošija od sheme E, što se potvrdilo i na lošoj ovisnosti njenih parametara o položaju. Također je shema H lošija od shema G ili I. Shema J je pokazala gotovo jednaku ovisnost svojih elemenata o položaju kao i shema I, samo uz međusobno zamijenjene iznose parametara  $R_{SP} - R_P$ ,  $R_S - R_{SP}$ ,  $C_{SP} - C_S$  te  $C_P - C_{SP}$ . Dodatno tome, shema I je pokazala nešto bolje mogućnosti aproksimacije te se njeni parametri mogu bolje fizikalno interpretirati. Elementi sheme N slično se loše ponašaju kao kod sheme M. Elementi sheme R se slabo razlikuju od sheme P, a P je pokazala nešto bolju aproksimaciju i fizikalno je bolje utemeljena.



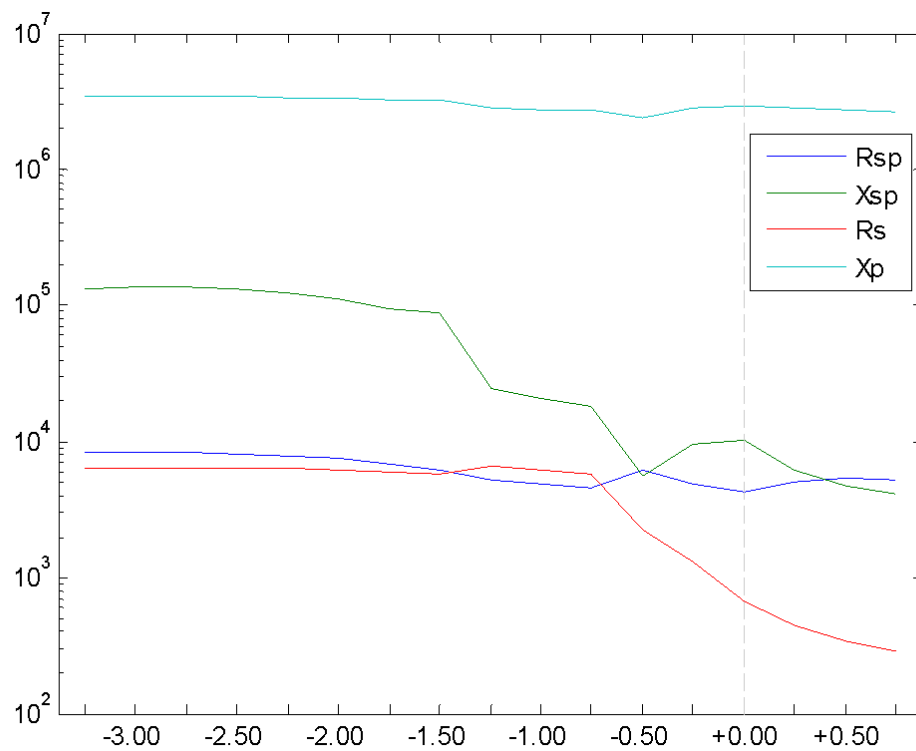
**Slika 5.10. Ovisnost parametara nadomjesne sheme C o položaju igle.**



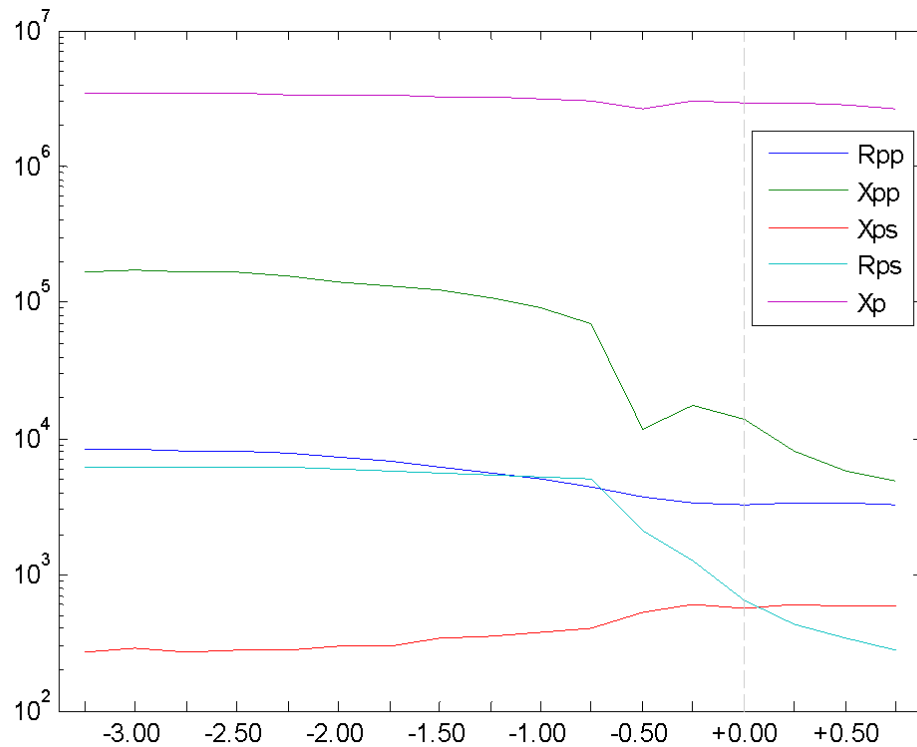
**Slika 5.11. Ovisnost parametara nadomjesne sheme E o položaju igle.**



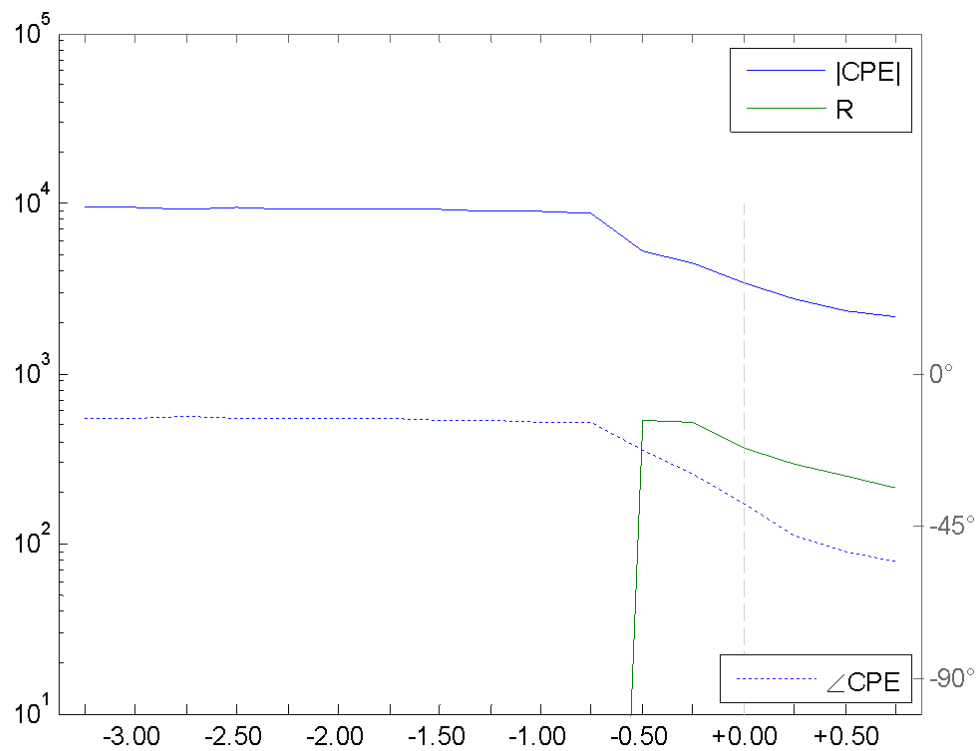
**Slika 5.12.** Ovisnost parametara nadomjesne sheme G o položaju igle.



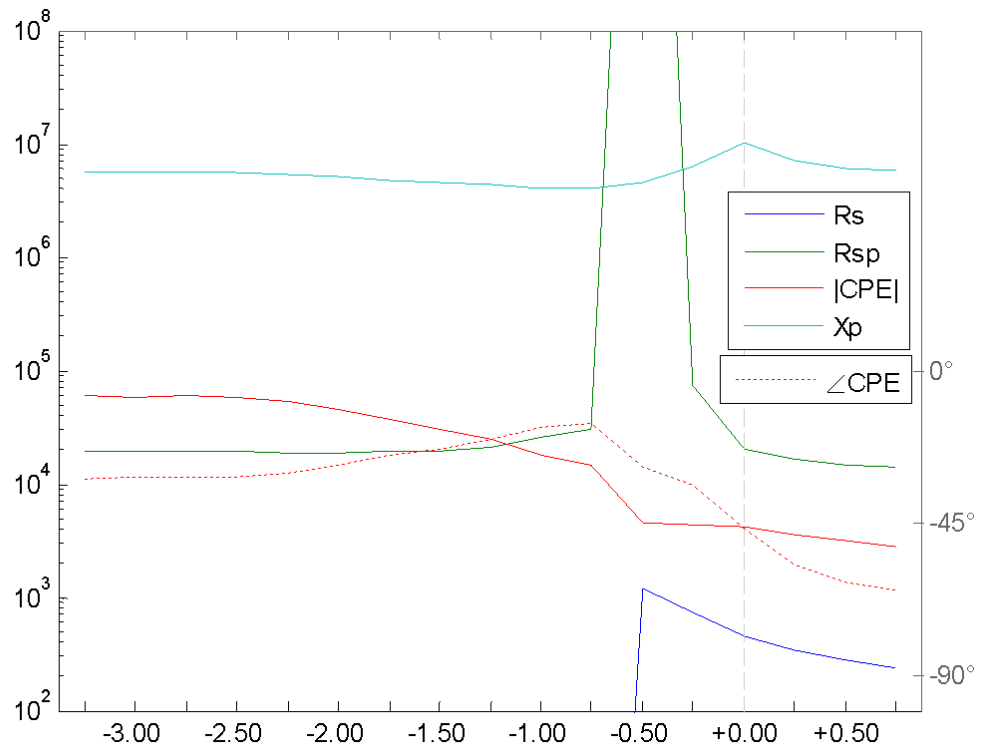
**Slika 5.13.** Ovisnost parametara nadomjesne sheme I o položaju igle.



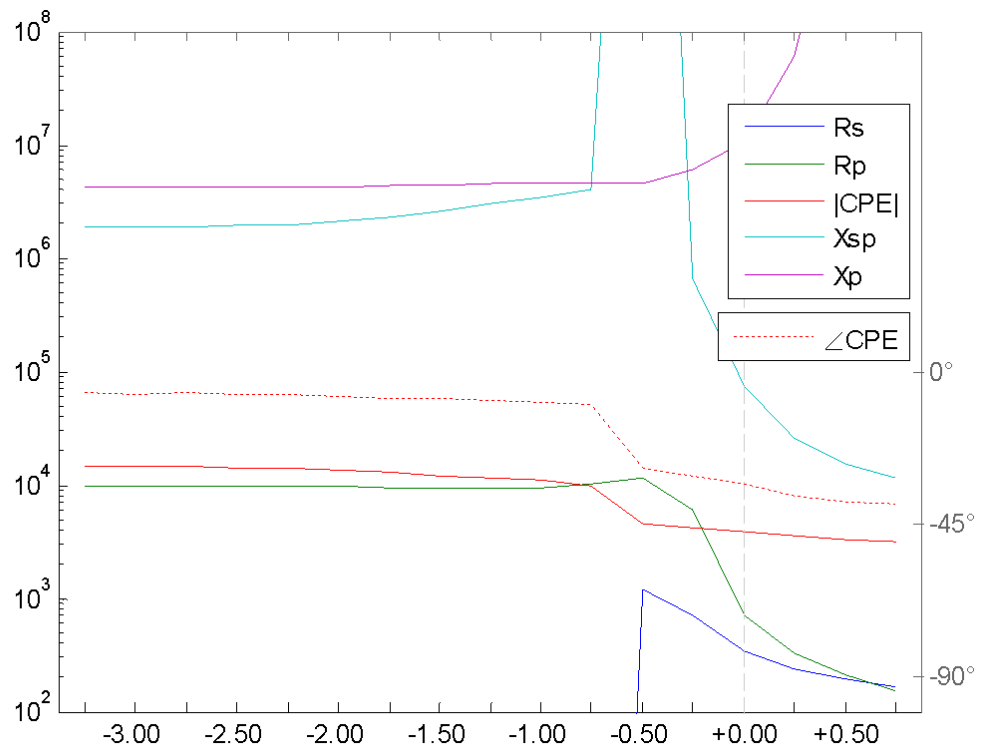
**Slika 5.14.** Ovisnost parametara nadomjesne sheme K o položaju igle.



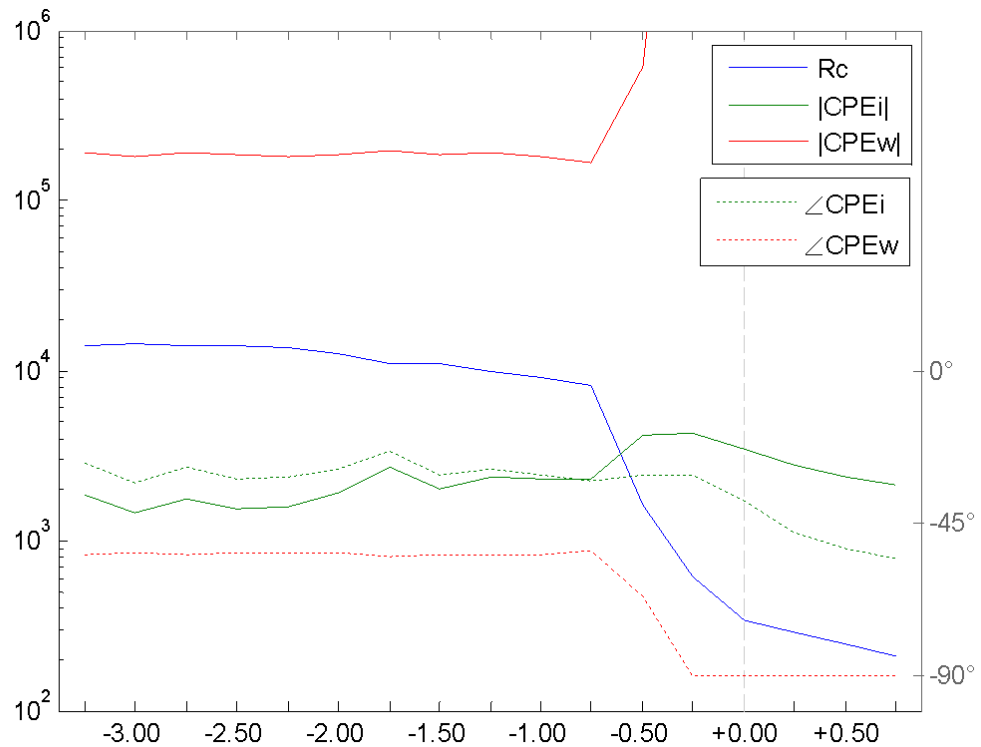
**Slika 5.15.** Ovisnost parametara nadomjesne sheme L o položaju igle.



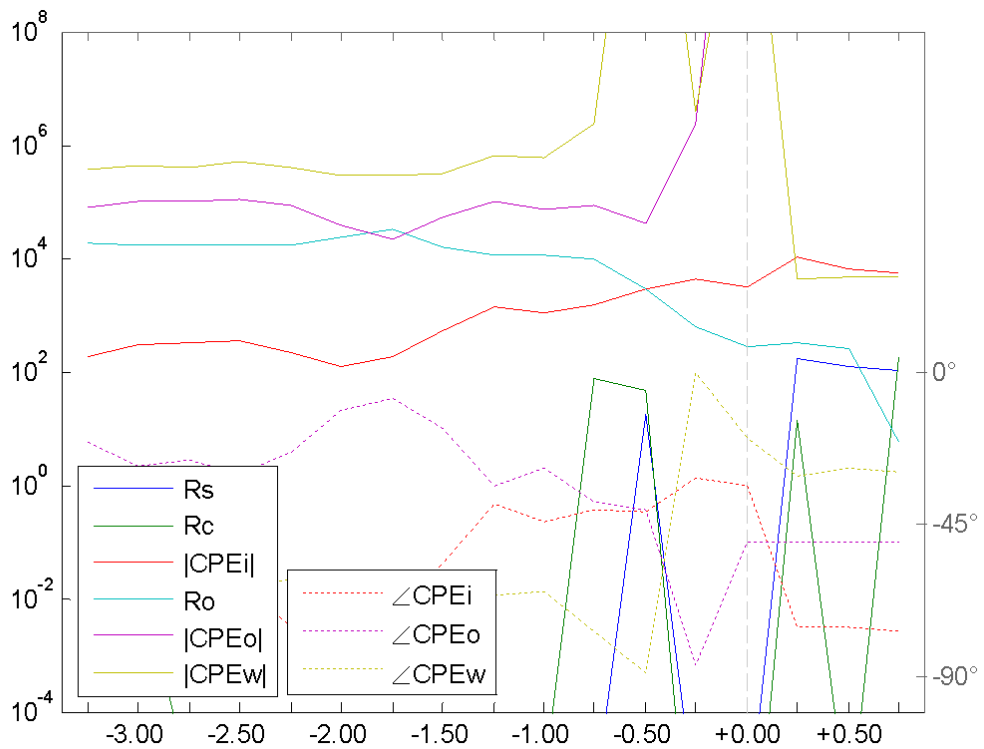
**Slika 5.16.** Ovisnost parametara nadomjesne sheme N o položaju igle.



**Slika 5.17.** Ovisnost parametara nadomjesne sheme O o položaju igle.

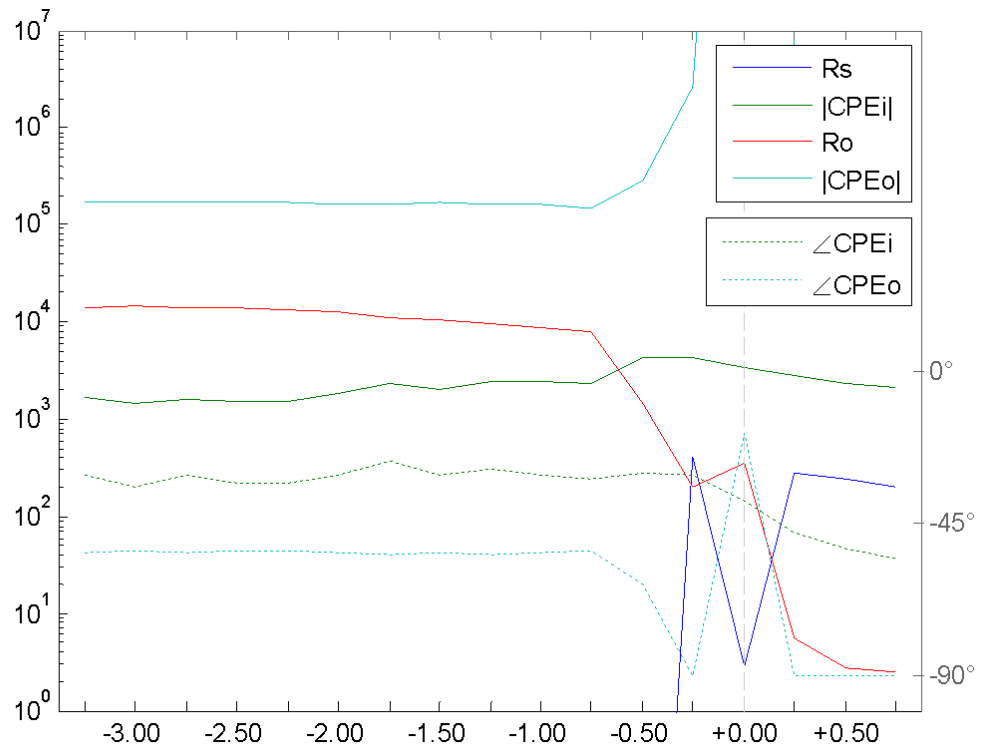


Slika 5.18. Ovisnost parametara nadomjesne sheme P o položaju igle.

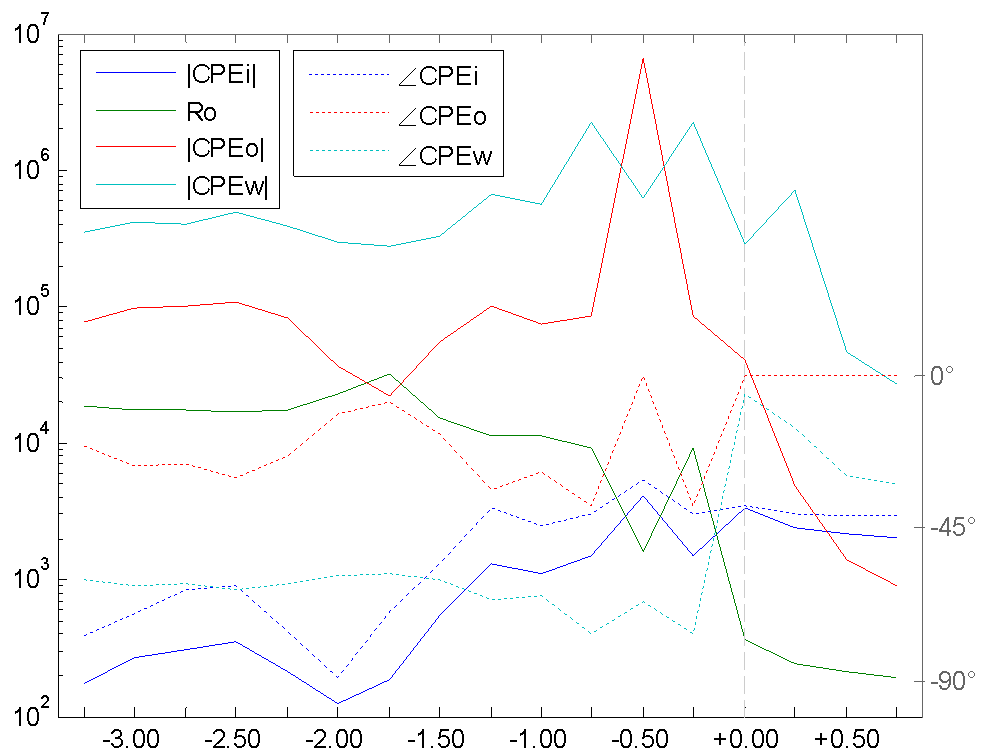


Slika 5.19. Ovisnost parametara nadomjesne sheme S o položaju igle.





Slika 5.20. Ovisnost parametara nadomjesne sheme T o položaju igle.



Slika 5.21. Ovisnost parametara nadomjesne sheme U o položaju igle.

Kod svih prikazanih nadomjesnih shema s  $RC$  elementima vrijednost parametra koji fizikalno opisuje otpor kanala (parametar  $R_S$  kod shema C, E, G i I te parametar  $R_{PS}$  kod sheme K) monotono opada kako se igla spušta dublje u kanal (slike 5.10 do 5.14). Stoga se ovaj parametar može koristiti za procjenu položaja igle u kanalu. Unatoč tome, ove nadomjesne sheme su pokazale loše performanse aproksimacije u odnosu na sheme s elementom konstantne faze te se korištenjem ovih shema može očekivati i relativno loše razlučivanje morfoloških obilježja u korijenskom kanalu.

Na slici 5.15 je prikazano da se vrijednost otpora u nadomjesnoj shemi L ne može koristiti za ocjenu položaja igle, budući da unutar kanala vrijednost tog otpora teži nuli, a ukupna impedancija ostaje reprezentirana samo jednim  $CPE$  elementom. Slična je situacija i kod nadomjesnih shema M, N, O i T (slike 5.16, 5.17 i 5.20).

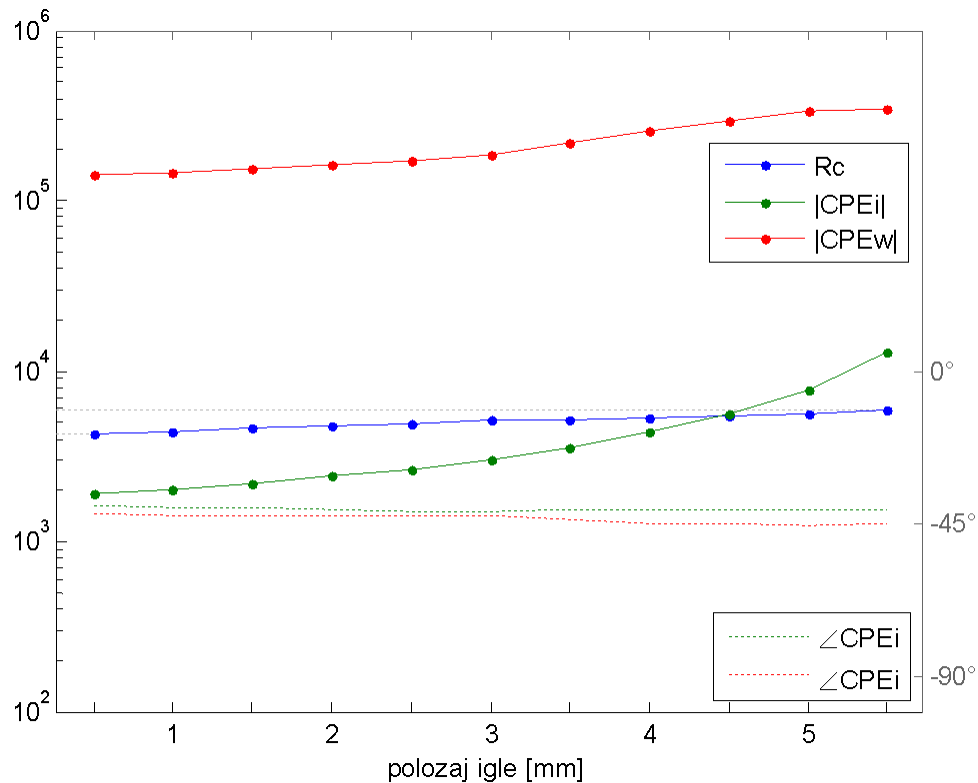
Kod nadomjesne sheme P (slika 5.18) je parametar  $R_C$  dobro utemeljen te monotono opada tijekom približavanja igle apeksu. Nadalje, vrijednosti elementa  $CPE_i$  koji predstavlja dvosloj na površini igle gotovo je neovisan o položaju, a postaje nešto izraženiji u blizini samog apeksa. Utjecaj elementa  $CPE_w$  koji opisuje dentin je približno konstantan u kanalu, a na apeksu iščezava.

Nadomjesne sheme S i U su se pokazale previše kompleksne. Vrijednosti njihovih elemenata se ne mijenjaju monotono s pomakom igle te se one ne mogu koristiti za procjenu položaja igle u kanalu (slike 5.19 i 5.21).

### 5.5.3 Utjecaj parametara zubnog kanala na elemente nadomjesne sheme

U nastavku ćemo proučiti kako pojedini parametri zubnog kanala utječu na pojedine elemente odabrane nadomjesne sheme. U ovu svrhu koristimo model zuba s konačnim elementima (poglavlje 4). Pritom su korišteni parametri modela prema tablici 4.11 na stranici 167. Ovaj pristup omogućuje ispitivanje parcijalnih utjecaja položaja igle, dielektričnih svojstava kanala, dvosloja i vodljivosti dentina, što nije moguće postići mjerenjem na fizičkom modelu zuba.

Na slici 5.22 je prikazana ovisnost elemenata nadomjesne sheme P o položaju igle između 0.5 mm u kanalu do 5.5 mm u kanalu. Pri tome je simulacija impedancije FE modela provedena uz ograničen kontakt igle do dubine od 6 mm (slika 4.58 na strani 160).

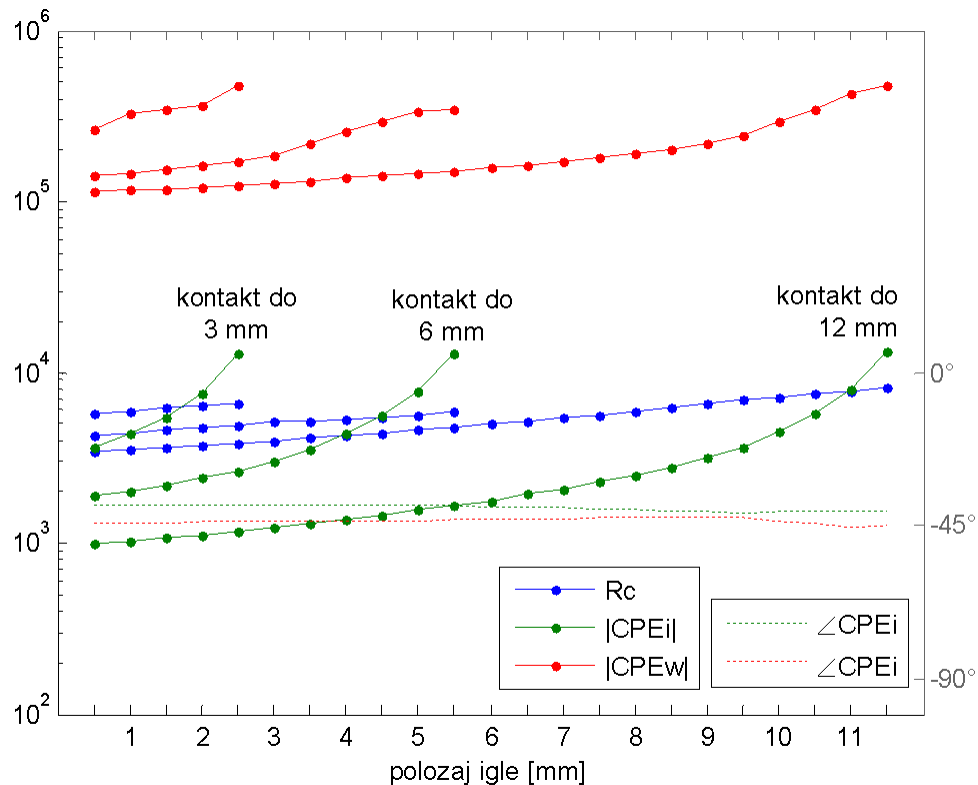


**Slika 5.22. Utjecaj položaja igle na elemente nadomjesne sheme P, uz ograničenje dodirne površine igle do konstantne dubine (do 6 mm od apeksa).**

Na slici 5.22 je vidljivo da se s pomakom igle element sheme  $R_c$  mijenja monotono i linearno (u logaritamskom mjerilu), premda je njegova promjena relativno malog iznosa. Ovakvo ponašanje elementa  $R_c$  odgovara slučaju pomaka igle unutar kanala fizičkog modela zuba na alginatu (položaji -0.75 mm do -3.25 mm, slika 5.18), ali je njegov iznos u ovom slučaju 1.8 puta manji (na položaju 1 mm), a postotna promjena po prevaljenom milimetru igle 4 puta manja. Ovo ukazuje na mogućnost da je u FE modelu korištena prevelika vodljivost kanala u odnosu na vodljivosti okolnih tkiva. Na ovom bi mjestu također bilo interesantno razmotriti kako prolaz igle kroz apikalno suženje u FE modelu zuba utječe na parametre nadomjesne sheme, što na žalost nije ispitano u okviru ovog istraživanja.

Promjena elementa  $CPE_i$  koji reprezentira impedanciju kontakta mjerne elektrode može se objasniti promjenom kontaktne površina igle. Postoji i promjena elementa  $CPE_w$  koji reprezentira impedanciju dentina, premda je manje izražena u odnosu na  $CPE_i$ . Promjenu elementa  $CPE_w$  objašnjavamo promjenom dodirne površine duž koje je dentin kontaktiran. Fazni kutevi obaju elemenata s konstantnom fazom približno su konstantni i neovisni o položaju igle.

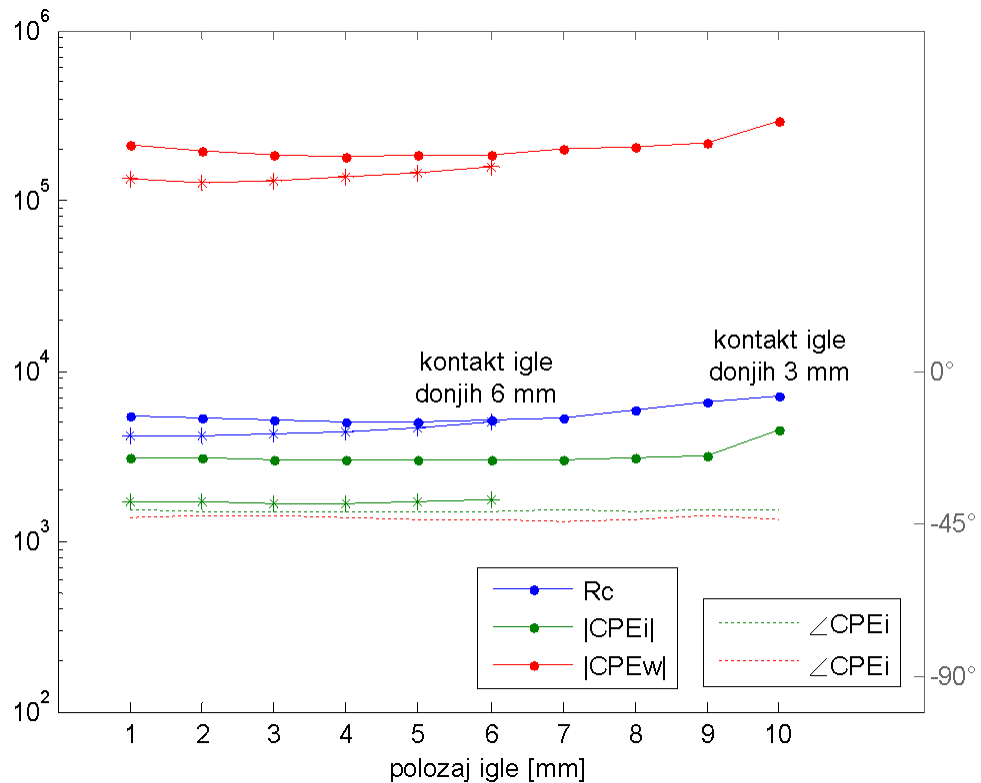
Usporedba s drugim iznosima ograničenja dubine kontakta igle na kanal prikazana je na slici 5.23.



**Slika 5.23. Usporedba utjecaja različitih dubina do koje je ograničen spoj igle na kanal (3, 6 i 12 mm od apeksa) na elemente nadomjesne sheme P pri različitim položajima igle u kanalu. Fazni kut je prikazan samo za slučaj igle spojene do položaja 12 mm.**

Skraćivanje kontaktiranog dijela kanala najviše povećava impedanciju elementa  $CPE_i$  budući da se smanjuje površina dvosloja oko elektrode. Impedancije  $R_c$  i  $CPE_w$  također se povećavaju, ali manje. Parametar  $R_c$  se linearno mijenja s pomakom igle u kanalu bez obzira na dubinu do koje je dodir ograničen, zadržavajući uvijek jednaku brzinu promjene. Ovakvo ponašanje je povezano s linearnom ovisnošću otpora kanala o položaju igle. Budući da se ograničenjem spoja mogući hod igle smanjuje, smanjuje se i raspon vrijednosti koje poprima parametar  $R_c$ .

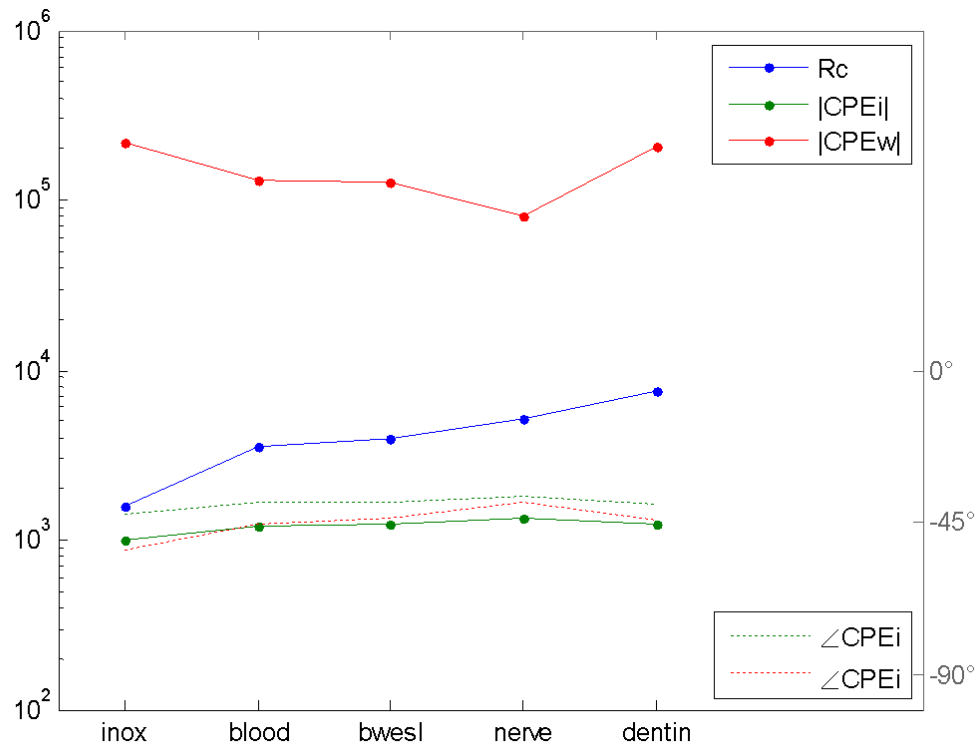
Na slici 5.24 je prikazan slučaj pomaka igle u kanalu uz zadržavanje stalne dodirne površine igle, pri čemu je kontakt igle ograničen na donjih 3 mm, odnosno 6 mm igle (slika 4.63 na strani 165).



**Slika 5.24. Utjecaj ograničenja spoja igle uz zadržavanje stalne dodirne površine na parametre nadomjesne sheme P u ovisnosti o položaju igle. Prikazani su slučajevi kada je igla spojena na donjih 3 i donjih 6 mm svoje duljine. Fazni kut je prikazan samo za slučaj igle spojene na donjih 3 mm.**

U slučaju zadržavanja stalne kontaktne površine igle, a prilikom pomaka igle u kanalu ne dolazi do značajnih promjena elemenata nadomjesne sheme  $CPE_i$  (dvosloj na površini igle),  $CPE_w$  (dentin) niti  $R_c$  (kanal) s promjenom položaja igle u kanalu. Kada je vrh igle kontaktiran manjom površinom impedancije svih elemenata nadomjesne sheme rastu, a ovisnost o položaju igle se smanjuje, posebice u blizini apeksa.

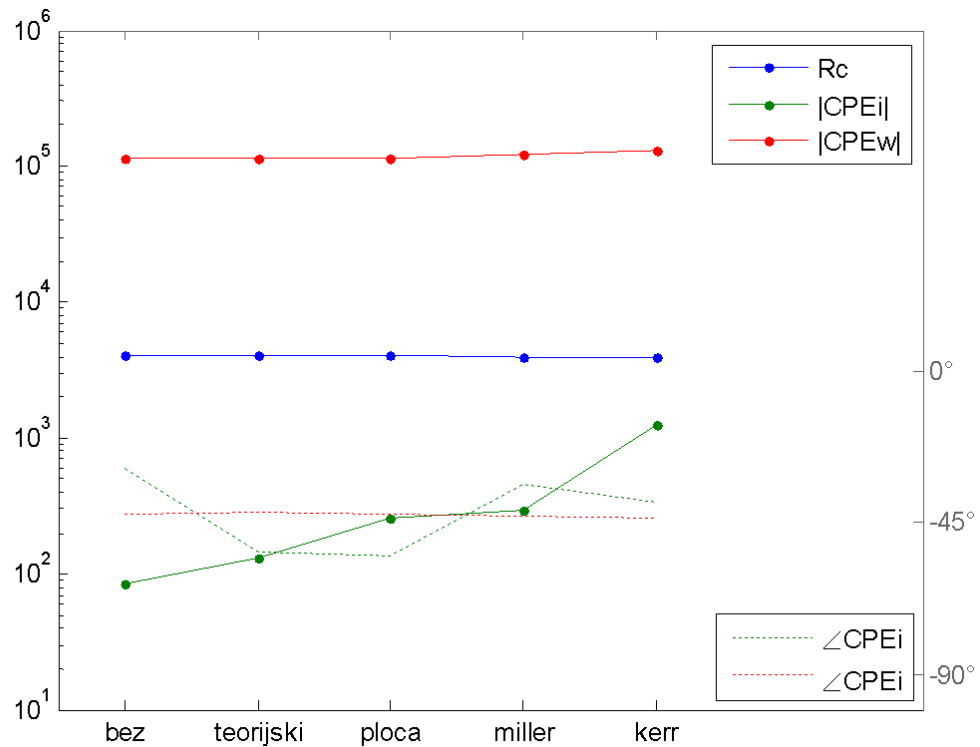
Na slici 5.25 je prikazan utjecaj različitih odabira dielektričnih svojstava kanala na elemente nadomjesne sheme P.



**Slika 5.25. Utjecaj dielektričnih svojstava kanala na elemente nadomjesne sheme P na položaju igle 3 mm.**

Promjena svojstava kanala značajno utječe na element  $R_c$ , dok gotovo ne utječe na element  $CPE_i$ . Svojstva kanala također utječu i na element  $CPE_w$  budući da se mijenja odnos vodljivosti između kanala i dentina, pa time i duljina kontaktiranog dijela dentina na nižim frekvencijama (slika 4.62 na stranici 164). Ovo govori da element  $R_c$  zaista fizikalno reprezentira impedanciju kanala, ali da nije u potpunosti odvojen od utjecaja dentina.

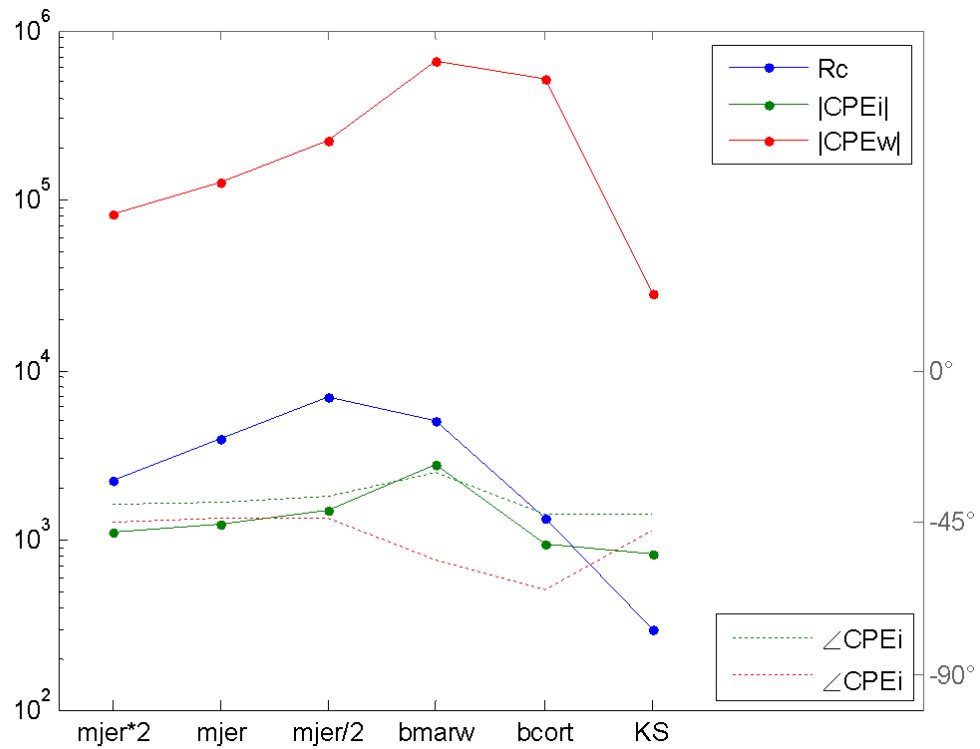
Na slici 5.26 je prikazan utjecaj svojstava dvosloja na elemente nadomjesne sheme.



**Slika 5.26. Utjecaj svojstava dvosloja na elemente nadomjesne sheme P na položaju igle 3 mm.**

Rezultati pokazuju da se promjena svojstava dvosloja manifestira isključivo na iznos i fazni kut elementa  $CPE_i$ , što odgovara ulozi ovog elementa na shemi te ukazuje da se korištenjem nadomjesne sheme P može dobro otkloniti utjecaj dvosloja.

Na slici 5.27 je prikazan utjecaj različitih odabira dielektričnih svojstava dentina na elemente nadomjesne sheme.



**Slika 5.27. Utjecaj dielektričnih svojstava dentina na elemente nadomjesne sheme P na položaju igle 3 mm.**

Utjecaj svojstava dentina je najizraženiji na element sheme  $CPE_w$ , te relativno mali na  $CPE_i$ . Na žalost, svojstva dentina utječu i na element  $R_c$ , što znači da razdvajanje pojedinih utjecajnih veličina nadomjesnom shemom P nije savršeno.



## 6 RASPRAVA

---

Pri mjerenju ukupne impedancije vitalnog zuba korištenjem različitih tipova mjernih elektroda u poglavlju 2 je ustanovljeno da najčešće korištena tanka metalna elektroda ostvaruje izuzetno loše performanse u odnosu na ostale vrste mjernih elektroda te u odnosu na impedanciju zuba. Unatoč što se ovakve elektrode koriste u svrhu mjerenja stupnja vitaliteta zubne pulpe [86, 88, 115], ovdje je ustanovljeno da suhu metalnu elektrodu nije preporučljivo koristiti za ovu svrhu, kao niti u svrhu rane detekcije karijesa [49]. Budući da se detekcija karijesa temelji na promjeni impedancije zahvaćene zubne cakline i dentina, korištenje ovakve elektrode može uzrokovati veće rasipanje izmjerene impedancije nego što je njezina razlika koja se nastoji detektirati.

Uspoređene su široka i uska (4 mm i 2 mm u promjeru) metalna i gumena elektroda, koje su korištene na tri načina: s nanešenim električki vodljivim gelom na vrh elektrode, s vrhom navlaženim vodom te sa suhim vrhom (slike 2.2 i 2.3 na stranama 54 i 55). Ovdje je bitno napomenuti da bez obzira na korištenu elektrodu površina zuba mora biti dobro posušena kako bi se izbjeglo zatvaranje strujnog kruga po površini zuba (umjesto kroz zub) te na taj način smanjila mjerena impedancija, a željeni strujni podražaj prenio izravno u desni, mimo zubne pulpe.

Nanošenje tankog sloja vode značajno je popravilo performanse i široke i uske metalne elektrode (za više od dva reda veličine), dok se nanošenje električki vodljivog gela pokazalo korisnim samo u slučaju uske metalne elektrode (2 mm), čije je performanse popravilo dodatnih pola reda veličine. Ovo se slaže sa preporukama za apliciranjem vode na vrh mjerne elektrode u [89]. Primjena vodljivog gela u slučaju široke mjerne elektrode ne vodi značajnom poboljšanju električnog spoja. Razlog ovakvom ponašanju je zakrivljenost vrha elektrode, koja čak i u slučaju kada je vrh elektrode navlažen vodom ne ostvaruje dovoljnu dodirnu površinu na zubnu caklinu. U slučaju elektrode velikog polumjera nakon uranjanja vrha elektrode u vodu na elektrodi ostaje znatno veća količina vode nego u slučaju elektrode malog polumjera, koja se ujedno zbog manje razlike u zakrivljenosti između površina elektrode i zubne cakline razlije na veću površinu između elektrode i zuba kada se mjerna elektroda prisloni na zub. U slučaju tanke elektrode mehanička struktura vodljivog gela potpomaže ostvarivanje veće dodirne površine između jako zakrivljene površine elektrode i zubne cakline. Opisanim postupkom korištenja metalne elektrode postižu se bolje performanse nego u slučaju korištenja suhe gumene elektrode jednakog promjera.

Apliciranje vode ili vodljivog gela na vrh gumene elektrode (premda može poboljšati njene električne performanse za gotovo red veličine) nije preporučljivo jer takva elektroda postaje izuzetno skliska. Uporaba ovakve elektrode je nepraktična a ostvareni kontakt je zbog pomicanja elektrode vremenski promjenjiv. U praksi se elektrode od vodljive gume relativno rijetko koriste, ponajprije zbog njihove kompleksnije izrade [92].

Na slici 2.4 je pokazano da prijenos naponskog električnog podražaja u zubnu pulpu putem metalnih elektroda s različito apliciranim vrhom rezultira značajno različitim

iznosima predanog podražaja. Premda se u nekim elektroničkim vitalometrima za generiranje podražaja koriste impulsi konstantnog napona [11, 88, 90], ovdje je ustanovljeno da predani podražaj mora biti strujni kako bi se postigla ponovljiva i međusobno usporediva mjerenja. Naponski se podražaji primjenjuju primarno zbog jednostavnosti i manjih zahtjeva na naponske mogućnosti komponenata u sklopu [11]. Primjena naponskih impulsa bila bi moguća uz uvjet da se prije svakog mjerenja provede kompenzacija utjecaja impedancije mjerne elektrode mjerenjem struje na najnižem pobudnom naponu, no i u tom se slučaju može očekivati veće rasipanje mjerenja nego u slučaju korištenja strujne pobude, što je ilustrirano primjerom na slici 2.1.

Ispitivanje točnosti elektroničkih endometara, mjernih metoda i električnih nadomjesnih shema *in vitro* se provodi na fizičkim modelima zuba uronjenog u fiziološku otopinu [2, 16, 29, 63, 70, 116], u svježe umiješani stomatološki alginat za uzimanje odljevka zuba [12, 27, 72, 73, 79, 117] ili neki drugi električki vodljivi medij [7, 114]. U poglavlju 3 je usporedbom impedancija korijenskoga kanala mjerenog na fizičkom modelu zuba u fiziološkoj otopini i na fizičkom modelu u stomatološkom alginatu s mjerenjima provednim *in vivo* utvrđeno da alginat bolje odgovara stvarnim mjerenjima i po pitanju srednjeg modula impedancije i nagiba impedancijskog spektra. Ustanovljeno je da se korištenjem modela na alginatu postižu oko 30 % viši iznosi impedancije na apeksu, dok se u fiziološkoj otopini postižu oko 3.5 puta niže impedancije nego je to slučaj kod *in vivo* mjerenja na suhom kanalu. Apsolutni iznos impedancije bitan je kod ispitivanja jednofrekvencijskih mjernih metoda ili endometara, provedenih u [2, 16, 79, 117]. Izmjerena pogreška nagiba frekvencijske karakteristike impedancije (između 1 i 10 kHz na apeksu) u slučaju fiziološke otopine iznosi 13 %, a u slučaju alginata 3 %. Nagib frekvencijske karakteristike je bitan kod dvofrekvencijskih mjernih metoda [2, 12, 27, 29, 63, 72, 73, 116]. Također je pokazano da oblik normiranog frekvencijskog spektra impedancije (slika 3.12 na strani 72) u slučaju modela u fiziološkoj otopini bolje odgovara normiranom spektru *in vivo* mjerenja na frekvencijama iznad stotinjak kiloherca. Na ovim frekvencijama model na alginatu pokazuje znatno odstupanje. Oblik normiranog frekvencijskog spektra impedancije bitan je za ispitivanje električnih nadomjesnih shema [2, 7, 16], kao i prilikom razvoja električnog modela zuba metodom konačnih elemenata (FE model) kasnije u ovom radu. U frekvencijskom području između jednog i nekoliko desetaka kiloherca (područje u kojemu radi većina današnjih endometara) fizički model na alginatu bolje priliježe karakteristikama za *in vivo* mjerenja ostvarujući oko 6 puta manju pogrešku u području između 1 i 20 kHz.

Pojava niže impedancije pri mjerenju na *in vitro* modelu zuba u fiziološkoj otopini modelu objašnjena je prodiranjem fiziološke otopine iz okolnog medija u korijenski kanal tijekom mjerenja. Iz ovog su razloga mjerenja na suhom korijenskom kanalu, kao i kanalu ispunjenom vodljivim elektrolitom podložna pogreškama, pa čak i promjeni impedancije za vrijeme mjerenja. Stoga fizički model na alginatu predstavlja bolji izbor za *in vitro* ispitivanja.

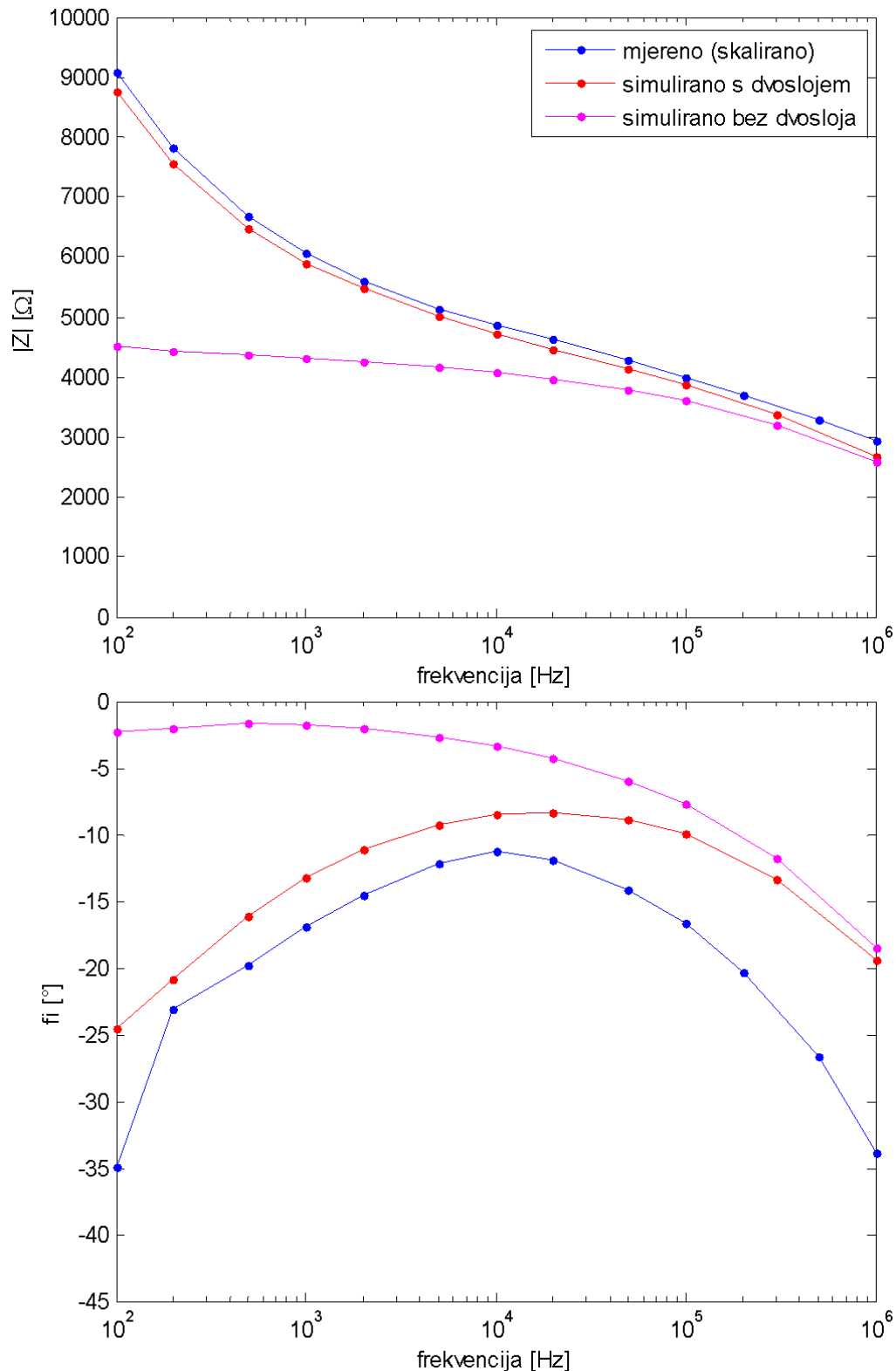
U poglavlju 4 je opisan razvoj električnog modela zuba metodom konačnih elemenata. Frekvencijska ovisnost dielektričnih svojstava pojedinih tkiva modelirana su korištenjem Cole-Cole modela s četiri disperzije u skladu s relacijom 4.18. Premda se u interesnom frekvencijskom području ne očekuju sve četiri disperzije, korišten je kompletan model kako bi korišteni podaci odgovarali podacima u Gabriel i sur. (1997) [83], a koji modeliraju električna svojstva tkiva u frekvencijskom pojasu od 10 Hz do

20 GHz. Među objavljenim svojstvima ne postoje podaci za tkivo dentina te su stoga u poglavlju 4.2.4 provedena potrebna mjerenja impedancije na temelju koje su izračunati parametri Cole-Cole modela za dentin prema relaciji 4.18, tablica 4.2. Ovako dobiveni parametri modela ne opisuju pojave iznad 1 MHz budući da su dobiveni iz mjerenja provedenih u frekvencijskom poručju 100 Hz – 1 MHz, ali mogu poslužiti za potrebe razvoja FE modela zuba pri mjerenju duljine korijenskoga kanala. Dobivena dielektrična svojstva iznosom specifične vodljivosti odgovaraju podacima korištenim za dentin u Križaj i sur. (2004) [2] na frekvencijama od 1 i 10 kHz, ali su dobivene  $\approx 5$  puta niže vrijednosti relativne permitivnosti (slika 4.5). Dobivene vrijednosti relativne permitivnosti dentina svojim su iznosom najbližnije svojstvima tvrdog koštanog tkiva prema [83], dok vrijednosti korištene u [2] najviše odgovaraju svojstvima koštane srži.

U Križaj i sur. (2004) [2] je opisan dvodimenzionalni FE model zuba na dvije frekvencije. Model ne sadrži opis pojava električnog dvosloja na spoju mjerne elektrode i unutrašnjosti kanala. Kako bi se razmotrio utjecaj pojave električnog dvosloja u ovom je radu izmjerena frekvencijska ovisnost njegove impedancije za slučaj pločaste mjerne elektrode od nehrđajućeg čelika te za slučaj Kerrovog endodontskog instrumenta i Miller-Donaldsove igle. Dobiveni rezultati su uspoređeni s teorijskim vrijednostima izračunatima za platinsku elektrodu u fiziološkoj otopini [97, 111], poglavlje 4.3.2.1. Rezultati dobiveni mjerenjem s pločastom elektrodom (tablica 4.6) su pokazali dobro poklapanje s teorijski izračunatim vrijednostima (tablica 4.3), dok su za Kerrov instrument i Miller-Donaldsovu iglu pokazali manje kapacitivna svojstva, što se slaže s očekivanim vrijednostima prema [97].

Simulacijom FE modela ustanovljeno je da se uvažavanjem frekvencijske ovisnosti dielektričkih svojstava tkiva postiže frekvencijski gotovo neovisna karakteristika impedancije u promatranom frekvencijskom području (100 Hz do 1 MHz), slika 4.46. Simulacije potvrđuju da dentin dominantno određuje ukupnu impedanciju u srednjem i višem frekvencijskom području ( $>1$  KHz), slike 4.47 i 4.48, ali i da se korištenjem izmjerenih dielektričnih svojstava dentina bez simuliranog dvosloja (slika 4.48) ne postiže karakteristika koja bi odgovarala stvarnom mjerenju (slika 4.66). Na slici 4.47 je vidljivo da je povećanjem permitivnosti dentina (odabirom svojstava koštane srži za simulaciju dentina) moguće povećati kapacitivni karakter impedancije i time podesiti nagib frekvencijske ovisnosti impedancije u dvije točke, ali ne i postići potrebnu karakteristiku u širem frekvencijskom pojasu. Rezultati provedenih istraživanja upućuju na zaključak da je u Križaj i sur. (2004) [2] nedostatak modela kompenziran upravo na ovaj način.

Potrebna frekvencijska ovisnost impedancije postignuta je uz simuliran električni dvosloj na spoju igle i kanala. Simulacija je provedena uz svojstva dvosloja izmjerena za pločastu elektrodu, Kerrov instrument i Miller-Donaldsovu iglu (slika 4.49). Rezultati koji se najviše podudaraju sa stvarnim mjerenjem postignuti su uz dvosloj izmjeren na Kerrovom instrumentu. Ovakav rezultat odgovara činjenici da su stvarna mjerenja također provedena korištenjem Kerrovog instrumenta. Stoga su ovakva svojstva dvosloja odabrana za daljnju analizu premda je tijekom mjerenja svojstava dvosloja za Miller-Donaldsovu iglu postignuto bitno manje rasipanje mjernih rezultata i premda geometrija ucrtane igle u FE modelu oblikom više odgovara Miller-Donaldsovoj igli. Konačna impedancija dobivena simulacijom FE modela s dvoslojem i bez njega uspoređena je sa stvarnim mjerenjem na slici 6.1.



**Slika 6.1. Usporedba impedancije dobivene simulacijom FE modela s dvoslojem i bez njega te skalirane vrijednosti stvarno izmjerene impedancije za posušeni kanal na položaju -1 mm.**

Skaliranje je provedeno dijeljenjem impedancije faktorom 3.5 te pribrajanjem 1.5 k $\Omega$  kako bi se ujednačile razlike do kojih dolazi uslijed razlika u električnim svojstvima i obliku odnosno debljini dentina (faktor 1/3.5) te u dimenzijama (ponajprije duljini) apikalnog suženja (aditivni član 1.5 k $\Omega$ ). Za razliku od slike 4.68 slika 6.1 je prikazana u linearnom mjerilu i sa skaliranom vrijednosti izmjerene impedancije.

Premda razvijeni FE model ne daje apsolutno jednake iznose impedancije kao u stvarnom mjerenju, na slici 6.1 je vidljivo da on sadrži sve potrebne elemente. Da bi se uparila mjerenja na modelu s rezultatima simulacije bilo bi potrebno prilagoditi geometriju modela geometriji promatranog zuba te prema potrebi i izmjeriti dielektrična svojstva njegovog dentina. Neslaganje koje je vidljivo na najvišim frekvencijama (iznad nekoliko stotina kiloherca) može biti uzrokovano razlikama u svojstvima dentina, ali i pogrešci *in vitro* modela na alginatu (slika 3.12).

Na slici 6.1 se vidi da je utjecaj dvosloja na ukupnu impedanciju značajan te da se FE modelom bez dvosloja [2] ne može dobro aproksimirati ponašanje stvarnog zuba.

Zub modeliramo električnom nadomjesnom shemom kako bismo parametrizirali svojstva korijenskoga kanala s ciljem izdvajanja informacije o položaju igle u kanalu. U poglavlju 5 je vrednovano ukupno 20 električnih nadomjesnih shema zuba, od kojih je 10 predloženo u ovom radu, a 10 od strane drugih autora [2, 14, 34].

U tu je svrhu definirano više parametara za ocjenu kakvoće nadomjesne sheme (poglavlje 5.4). Korištenjem ocjene sveukupne kakvoće nadomjesne sheme *NWASF* (relacija 5.8) uz težinski prozor *WD* (slika 5.4) ustanovljeno je da su najbolje nadomjesne sheme po pitanju efikasnosti iskorištenja svojih parametara pri aproksimaciji frekvencijskog spektra impedancije redom: O, S, P, R i U (slika 5.1). Razmatranjem fizikalne slike koju predstavljaju pojedini elementi tih shema (poglavlje 5.5.2) te ispitivanjem utjecaja pomaka igle na elemente nadomjesne sheme ustanovljena je optimalna nadomjesna shema po pitanju iskorištenja parametara, koja se može koristiti pri mjerenju duljine korijenskoga kanala, nadomjesna shema P, koja je predložena u ovom radu.

Nadomjesne sheme bez elementa s konstantnom fazom A-K predložene u [17, 16, 116] kao i u ovom radu pokazale su značajno lošije performanse po pitanju mogućnosti aproksimacije stvarne karakteristike i efikasnosti iskorištenja svojih parametara (parametri *WASF* i *NWASF*, tablica 5.5) u odnosu na nadomjesne sheme koje sadrže element s konstantnom fazom.

Nadomjesne sheme L i M s jednim elementom konstantne faze koje su predložene u Križaj i sur. (2004) [2] su pokazale relativno loše performanse u odnosu na ovdje predložene nadomjesne sheme O, P i R. Njihova bi uporaba rezultirala lošim razdvajanjem informacije o položaju igle od ostalih parametara.

Na slikama 5.19 i 5.21 je prikazano da se nadomjesne sheme S i U predložene u Huang i sur. (2008) [14] zbog svoje prevelike kompleksnosti ne mogu koristiti za mjerenje duljine korijenskoga kanala.

Odabrana optimalna nadomjesna shema P ispitana je korištenjem rezultata simulacije impedancije FE modelom na izdvojeni utjecaj: položaja igle u kanalu (slika 5.22), smanjenja površine kojom igla dodiruje unutrašnjost kanala (slika 5.23), dielektričnih svojstava tkiva u korijenskom kanalu (slika 5.25), dvosloja (slika 5.26) i dentina (slika 5.27). Pokazano je da vrijednost elementa nadomjesne sheme  $R_c$  linearno ovisi o položaju igle te je izravno ovisan o vodljivosti u kanalu, dok ostali elementi to nisu. Ovakvo ponašanje odgovara očekivanom budući da element  $R_c$

ove nadomjesne sheme modelira impedanciju kanala, a elementi  $CPE_i$  i  $CPE_w$  modeliraju dvosloj na površini igle i dentin.

Nadalje, izolirana promjena električnih svojstava dvosloja utječe isključivo na element  $CPE_i$  što potvrđuje da je dvosloj dobro modeliran, dok izolirana promjena svojstava dentina osim na parametar  $CPE_w$  utječe i na  $R_C$  što pokazuje da se korištenjem nadomjesne sheme P postiže samo djelomična kompenzacija utjecaja dentina. Unatoč tome može se očekivati značajno poboljšanje u odnosu na korištenje dvoelementne ili troelementne nadomjesne sheme s  $RC$  elementima [11, 16, 99].

U ovom je dakle radu razvijen trodimenzionalni FE model zuba za numerički proračun električne impedancije pri mjerenju duljine korijenskoga kanala. Definiran je postupak estimacije parametara električnih nadomjesnih shema zuba pri mjerenju duljine korijenskoga kanala, kao i metoda za njihovo vrednovanje. Odabrana je električna nadomjesna shema zuba optimalna prema kriterijima kvalitete aproksimacije i efikasnosti iskorištenja parametara te je analiziran utjecaj osjetljivosti pojedinih parametara predložene nadomjesne sheme na promjene utjecajnih veličina.

## 7 ZAKLJUČAK

---

Mjerenje duljine korijenskoga kanala zuba se provodi elektroničkim uređajima zasnovanima na mjerenju električne impedancije između aktivne elektrode u obliku igle smještene unutar korijenskoga kanala zuba i neutralne elektrode postavljene na usnu sluznicu. Ovaj rad je usmjeren na ispitivanje električnih svojstava pojedinih tkiva u strujnom krugu, razvoj modela zuba za određivanje električne impedancije metodom konačnih elemenata te utvrđivanje električne nadomjesne sheme pogodne za smanjenje pogreške određivanja duljine korijenskoga kanala.

Nakon pregleda dosadašnjih istraživanja i opisa osnovnih endodontskih postupaka u poglavlju 1, u poglavlju 2 su uspoređene mjerne elektrode i načini njihova korištenja po pitanju impedancije ostvarenog spoja na zubnu caklinu, a u svrhu prenošenja električnog podražaja u zubnu pulpu tijekom ispitivanja vitaliteta. Potom su u poglavlju 3 uspoređeni fizički *in vitro* modeli zuba korišteni pri verifikaciji lokatora apeksa. Nakon toga je u poglavlju 4 razvijen FE model zuba koji računa izmjerena električna svojstva dentina i sučelja elektroda-elektrolit. U poglavlju 5 su vrednovane električne nadomjesne sheme zuba. Odabrana je optimalna nadomjesna shema, koja je potom dodatno ispitana korištenjem impedancija dobivenih simulacijom FE modela.

U poglavlju 2 ovog rada su izmjerene impedancije zdravog ljudskog zuba uz korištenje različitih tipova mjernih elektroda. Zaključeno je da se pri ispitivanju vitaliteta zubne pulpe elektrode od vodljive gume trebaju koristiti suhe, dok je pri korištenju metalnih elektroda vrh elektrode prije mjerenja potrebno navlažiti vodom, a u slučaju tanjih elektroda (2 mm ili manje) je preporučljivo koristiti električki vodljivi gel. Predložen je postupak za provođenje ponovljivog i međusobno usporedivog mjerenje vitaliteta zubne pulpe na temelju kojega je izmjerena struja reobaze i vrijeme kronaksije vitalne zubne pulpe.

Ispitivanja utjecaja različitih čimbenika na impedanciju korijenskoga kanala zuba danas se provode na fizičkim modelima zuba. U poglavlju 3 su uspoređene performanse fizičkog modela zuba na alginatu za uzimanje odljevka zuba i fizičkog modela zuba u fiziološkoj otopini. Performanse fizičkih *in vitro* modela su uspoređene po pitanju mogućnosti aproksimacije frekvencijske karakteristike impedancije u odnosu na impedancije dobivene mjerenjima *in vivo* za odgovarajuće položaje instrumenta u kanalu. Ispitivanje je provedeno u frekvencijskom području od 100 Hz do 1 MHz te u odnosu na postojeća *in vivo* mjerenja na položaju apeksa te 0.5 mm unutar kanala i preko apeksa. Zaključeno je da fizički model u fiziološkoj otopini bolje odgovara *in vivo* mjerenjima kada se promatra cjelokupni frekvencijski pojas, ali je zato fizički model na alginatu značajno bolji u srednjem frekvencijskom području (od nekoliko stotina herca do stotinjak kiloherca), koji je najvažniji pri mjerenju duljine korijenskoga kanala. Također je ustanovljeno da se korištenjem modela na alginatu postiže bolja ponovljivost mjerenja impedancije. Stoga fizički model na alginatu predstavlja bolji odabir.

Korištenjem fizičkog modela zuba na alginatu su izmjerene impedancije korijenskoga kanala na 13 frekvencijskih točaka (100 Hz do 1 MHz), za 17 položaja igle (-3.25 mm

do 0.75 mm) određenih precizno pomoću mikrometarskog vijka te uz različita sredstva u kanalu (suhi kanal, fiziološka otopina, hipoklorit i kalcinaza). Ova mjerenja su kasnije korištena za vrednovanje različitih električnih nadomjesnih shema korijenskoga kanala zuba u pojedinim područjima položaja igle u kanalu.

Kao dodatak mjerenju impedancije na fizičkom modelu, a u svrhe ispitivanja utjecaja veličina koje nije moguće izmjeriti *in vivo* ili na fizičkom modelu, u poglavlju 4 ovog rada je razvijen trodimenzionalni računalni električni model korijenskoga kanala zuba korištenjem metode konačnih elemenata (FEM).

Razvijeni model omogućuje simulaciju impedancije korijenskoga kanala na 24 položaja igle u kanalu (0.5 mm do 12 mm) u frekvencijskom rasponu 100 Hz do 1 MHz, a uračunava frekvencijsku ovisnost dielektričnih svojstava tkiva, simulaciju pojave električnog dvosloja na sučelju između elektrode i kanala te omogućuje ograničenje dodirne površine kojom igla dodiruje zubni kanal.

Frekvencijska ovisnost dielektričnih svojstava tkiva u modelu implementirana je korištenjem Cole-Cole modela sa četiri relaksacije, a električno ponašanje dvosloja korištenjem Gouy-Chapman-Sternovog modela s elementima opisanim Richardot-McAdamsovom i Butler-Volmerovom jednadžbom. U svrhu uključivanja dielektričnih svojstava dentina u model provedeno je mjerenje frekvencijske ovisnosti impedancije dentina (u području 100 Hz do 1 MHz) na temelju kojeg su određeni parametri dentina prema Cole-Cole modelu. Također su provedena mjerenja impedancije sučelja između metala i elektrolita. Za metalnu elektrodu korištena je ploča od inoksa, Miller-Donaldsova igla te Kerrov endodontski instrument, a kao elektrolit fiziološka otopina. Potom su izračunate vrijednosti parametara modela dvosloja u skladu s teorijskim razmatranjem, koji su potom uključeni u FE model zuba zajedno s teorijskim vrijednostima za platinsku elektrodu.

Značajno ubrzanje simulacije FE modela postignuto je korištenjem aproksimacije tankog sloja umjesto implementacije električnog dvosloja u obliku posebne domene. Ustanovljeno je da bez ove aproksimacije simulacija impedancije 3D strukture zuba sa stvarnom debljinom dvosloja nije realno provediva (zbog velikog odnosa između debljine kanala i dvosloja) te da simulacija s proširenom debljinom dvosloja sa skaliranim svojstvima daje rezultate identične onima s aproksimacijom tankog sloja.

Tijekom razvoja modela je uočeno da električni dvosloj na površini mjerne elektrode ima značajan utjecaj na ukupan spektar impedancije te se stoga dvosloj u modelu ne smije zanemariti.

Korištenjem FE modela simulirani su parcijalni utjecaji dielektričnih svojstava dentina, električnog dvosloja, kanala, okolnih tkiva i ograničenja dodirne površine igle na ukupni spektar impedancije pri različitim položajima igle u kanalu. Ovi rezultati su kasnije korišteni pri određivanju utjecaja na elemente nadomjesne sheme.

U poglavlju 5 ovog rada je uspoređeno 20 električnih nadomjesnih shema korijenskoga kanala zuba, od kojih je 10 predloženo u ovom radu. Sustavno su uspoređene performanse svih nadomjesnih shema do najviše 5  $RC$  elemenata po pitanju mogućnosti aproksimacije frekvencijske karakteristike impedancije korijenskoga kanala zuba te je iznesena najbolja peteroelementna nadomjesna shema



zuba s  $RC$  elementima. Ostvarene performanse potom su uspoređene s performansama nadomjesnih shema koje sadrže jedan do tri  $CPE$  elementa.

Za potrebe određivanja parametara nadomjesnih shema na temelju izmjerenog spektra impedancije, posebice u slučaju nadomjesnih shema s više  $CPE$  elemenata najprije su definirani potrebni kriteriji te je opisan postupak estimacije iznosa njihovih elemenata. Pritom je korištena kompleksna nelinearna metoda najmanjih kvadratnih odstupanja. Koristeći opisani postupak su svim nadomjesnim shemama određene vrijednosti elemenata uz koje svaka nadomjesna shema najbolje opisuje promatrani frekvencijski spektar impedancije, izmjeren na fizičkom modelu zuba za svaki pojedini položaj igle u kanalu. Ovim postupkom je za svaku nadomjesnu shemu dobiven po jedan skup parametara na svakom položaju igle u kanalu.

U svrhu objektivnog i kvantitativnog vrednovanja performansi nadomjesnih shema definiran je parametar  $SF$  za ocjenu kvalitete aproksimacije promatranog frekvencijskog spektra impedancije pojedinačno za svaki položaj igle. Parametar  $WASF$  je definiran kako bi se ocijenile sveukupne performanse nadomjesne sheme u odabranom intervalu položaja igle (npr. oko apeksa ili sveukupno na svim položajima igle). Parametar  $SF$  svake nadomjesne sheme izračunat je za svaki položaj igle u kanalu. Iz parametara  $SF$  je za svaku nadomjesnu shemu određen  $WASF$  koristeći četiri različita težinska prozora te su dobivene sveukupne ocjene performansi nadomjesne sheme: unutar kanala (težinski prozor  $WA$ ), u blizini apeksa i apikalnog suženja ( $WB$ ), preko apeksa ( $WC$ ) te na čitavom putu igle ( $WD$ ).

Kako bi se u ukupnoj ocjeni nadomjesne sheme uvažila i njena kompleksnost dodatno su definirani normirani parametri  $NSF$  za svaki položaj igle te  $NWASF$  u promatranom intervalu položaja igle, također definiranim položajno-težinskim prozorima. Na ovaj je način ocijenjena efikasnost iskorištenja pojedinog parametra u promatranoj nadomjesnoj shemi.

Najbolju mogućnost aproksimacije izmjerenog spektra impedancije sveukupno duž čitavog puta igle (težinski prozor  $WD$ ) pokazala je shema S (ujedno i najkompleksnija od razmatranih shema), dok je najbolje iskorištenje parametara ostvarila shema O (predložena u ovom radu). Nadomjesna shema U (ovdje predložena) pokazala je dobre performanse dublje u kanalu, a shema N (ovdje predložena) u blizini apeksa.

Dobre performanse nadomjesne sheme u vidu mogućnosti aproksimacije promatranog spektra impedancije i u vidu efikasnosti iskorištenja parametara su nužni, ali ne i dovoljni uvjeti da bi se shema mogla koristiti za parametrizaciju karakteristika zubnog kanala, odnosno za izdvajanje obilježja ovisnih o položaju igle iz ukupnog impedancijskog spektra. Stoga su ocjene nadomjesnih shema u ovom radu korištene kao diskvalifikatori, a pravi je odabir napravljen na temelju analize fizikalnog značenja pojedinih elemenata sheme iz užeg izbora, uz uvažavanje njihovih ocjena te na temelju utjecaja položaja igle na vrijednosti njenih elemenata.

Optimalna nadomjesna shema za potrebe mjerenja duljine korijenskoga kanala zuba je shema P (također predložena u ovom radu).

Nakon provedenog odabira optimalne nadomjesne sheme su ispitani parcijalni utjecaji pojedinih parametara u FE modelu zuba. Pri tome su korišteni rezultati

simuliranih impedancija korijenskoga kanala. Razmotren je utjecaj pomaka igle uz ograničenje dodirne površine, utjecaj električnih svojstava kanala, dvosloja i dentina na estimirane vrijednosti elemenata nadomjesne sheme.

Rezultati su pokazali da parametri odabrane nadomjesne sheme ovise o pripadnim električnim svojstvima u FE modelu.

Korištenjem nadomjesne sheme P postignuto je značajno smanjenje utjecaja svojstava električnog dvosloja na određivanje otpora kanala  $R_c$  te djelomično smanjenje utjecaja svojstava dentina u odnosu na izravno mjerenje impedancije.

Daljnje istraživanje treba usmjeriti na razvoj mjerne metode bazirane na električnoj nadomjesnoj shemi zuba, kao i na usavršavanje električnog FE modela zuba. Korištenjem fizičkog modela zuba na alginatu valjalo bi ispitati utjecaj sredstva u kanalu na estimirane vrijednosti elemenata odabrane nadomjesne sheme, a korištenjem FE modela bi bilo interesantno ispitati utjecaj prolaska igle kroz apikalno suženje i kroz apeks zuba na simulirani spektar impedancije i estimirane elemente odabrane nadomjesne sheme. Nadalje bi valjalo ispitati utjecaj morfologije kanala koja bolje odgovara stvarnoj situaciji. Također bi valjalo izmjeriti prava dielektrična svojstva kanala odnosno zubne pulpe, kao i nehomogena i anizotropna svojstva dentina. U ovu svrhu bi trebalo zasebno izmjeriti svojstva u radijalnom i aksijalnom smjeru te u području sredine korijena, kao i u apikalnom području s nižim stupnjem mineralizacije dentina.

## Literatura

---

- [1] D. Ricucci, "Electronic Apex Locators - Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1", pregledni članak, *Int Endod J*, 31, str. 384-393, 1998.
- [2] D. Križaj, J. Jan, V. Valenčič, "Modeling AC Current Conduction Through a Human Tooth", *Bioelectromagnetics*, 25, str. 185-195, 2004.
- [3] J.I. Ingle i sur., "Endodontic cavity preparation", u J.I. Ingle, L.K. Bakland (eds), *Endodontics*, 5<sup>th</sup> ed. Baltimore: Williams & Wilkins, str. 517-22, 2002.
- [4] I. Sunada, "New method for measuring the length of the root canal", *Journal of Dental Research*, 41/2, str. 375-387, 1962.
- [5] T. Marjanović, Z. Stare, "Benefits and disadvantages of impedance-ratio measuring method in new generation of apex-locators", u *IFMBE Proceedings* 16, str. 206–209, 2007.
- [6] C. Haffner i sur., "Accuracy of electronic apex locators in comparison to actual length—an *in vivo* study", *Journal of Dentistry*, 33, str. 619-625, 2005.
- [7] J.A. Kang, S.K. Kim, "Accuracies of seven different apex locators under various conditions", *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106, str. 57-62, 2008.
- [8] M.H. Nekoofar i sur., "The fundamental operating principles of electronic root canal length measurement devices", pregledni članak, *Int Endod J*, 39, str. 595–609, 2006.
- [9] Z. Stare, J. Šutalo, N. Galić, "The effect of apical foramen and electrode diameter on the accuracy of electronic root canal measuring devices", u *Proceedings of the 8th International IMEKO Conference on Measurement in Clinical Medicine*, str. 533-536, Zagreb, Croatia, 1998.
- [10] M.P. Gordon, N.P. Chandler. "Electronic apex locators", pregledni članak, *Int Endod J.*, 7, str. 425-427, 2004.
- [11] T. Marjanović, Z. Stare, I. Lacković, "Verification of physical models used for root canal measurement by impedance comparison", in *IFMBE Proceedings* 17, str. 715-718, 2007.
- [12] W. Fan, B. Fan, J.L. Gutmann, Z. Bian, M.W. Fan, "Evaluation of the accuracy of three electronic apex locators using glass tubules", *International Endodontic Journal*, 39, str. 127–135, 2006.
- [13] E. Barsoukov, J.R. Macdonald, *Impedance spectroscopy: theory, experiment, and applications*. Hoboken, New Jersey: John Wiley and Sons Inc., 2005. ISBN 0471647497, 9780471647492
- [14] J.H. Huang, S.C. Yen and C.P. Lin, "Impedance Characteristics of Mimic Human Tooth Root Canal and Its Equivalent Circuit Model", *Journal of The Electrochemical Society*, 155/5, str. 51-56, 2008.
- [15] Y. Goel i sur., "A comparative evaluation of the accuracy of third generation electronic apex locator (Root ZX) in presence of various intracanal irrigants", *Endontology, Pub. Ind. Endodon. Soc.*, 18/1, str. 28-33, 2006.
- [16] Z. Stare, T. Protulipac, "Sensitivity of the Root Canal Impedance to Electrode Displacement – *in vivo* and *in vitro* Measurement", u *Measurement Proceedings of the 4th International Conference*, str. 230–233, Smolenice, Slovak Republic, 2003.
- [17] T. Marjanović, Z. Stare, M. Ranilović, "Electrical properties of teeth regarding the electric vitality testing", u *IFMBE Proceedings* 29, str. 391-394, 2010.
- [18] K.C. Nam i sur., Root canal length measurement in teeth with electrolyte compensation, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 40, str. 200-204, 2002.
- [19] A. C. Tinaz, T. Alacam, O. Topuz, A simple model to demonstrate the electronic apex locator, *International Endodontic Journal*, 35, str. 940-945, 2002.

- [20] D. Hör, S. Krusy, T. Attin, *Ex vivo* comparison of two electronic apex locators with different scales and frequencies, *International Endodontic Journal*, 38, str. 855-859, 2005.
- [21] A. ElAyouti, C. Löst, A simple mounting model for consistent determination of the accuracy and repeatability of apex locators, *Int. Endod. J.*, 39, str. 108–112, 2006.
- [22] A. Y. Kaufman, Z. Fuss, S. Keila, S. Waxenberg, Reliability of different electronic apex locators to detect root perforations *in vitro*, *International Endodontic Journal*, 30, str. 403-407, 1997.
- [23] A.M. Kielbassa i sur., Clinical evaluation of the measuring accuracy of *Root ZX* in primary teeth, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95, str. 94-100, 2003.
- [24] M. Avinash, P. M. Kamath, Canal length estimation in curved root canals – A comparison between conventional and direct digital radiography, *Endodontology*, 14, str. 52-60, 2002.
- [25] D. Hoer, T. Attin, The accuracy of electronic working length determination, *International Endodontic Journal*, 37, str. 125-131, 2004.
- [26] S. J. Krmek, D. Mihaljević, P. Simeon, Z. Karlović, Mjerenje radne duljine korijenskog kanala endometrima ES-02 i ES-03, *Acta. Stomatol. Croat.*, 40, str. 19-27, 2006.
- [27] H.F. Ounsi, A. Naaman, *In vitro* evaluation of the reliability of the *Root ZX* electronic apex locator, *International Endodontic Journal*, 32, str. 120-123, 1999.
- [28] K.T. Wrbas, A.A. Ziegler, M.J. Altenburger, J.F. Schirrmeister, *In vivo* comparison of working length determination with two electronic apex locators, *International Endodontic Journal*, 40, str. 133–138, 2007.
- [29] A. Y. Kaufman, S. Keila, M. Yoshpe, Accuracy of new apex locator: an *in vitro* study, *Int. Endodon. J.*, 35, 186-192, 2002.
- [30] M. Venturi, L. Breschi, A comparison between two electronic apex locators: an *in vivo* investigation, *International Endodontic Journal*, 38, str. 36-45, 2005.
- [31] D. R. Cantrell i sur., Incorporation of the electrode–electrolyte interface in to finite-element models of metal microelectrodes, *J.NeuralEng.*, 5, str. 54–67, 2008.
- [32] Comsol User's Guide: AC/DC module
- [33] Cohen: *Pathways of the Pulp*, 9th ed., Mosby, An Imprint of Elsevier, 2006.
- [34] T. Protulipac, Z. Stare, "The influence of excitation current on the root canal length measurement", u *Proceedings of the International Federation for Medical & Biological Engineering*, str. 140-141, Vienna, Austria, 2002.
- [35] J. S. Rhodes, *Advanced endodontics: Clinical retreatment and surgery*, Taylor & Francis group, London and New York, 2006. ISBN 1-84184-436-5, ISBN 978-1-84184-436-7
- [36] D. Miklavčič, N. Pavšelj, F.X. Hart, *Electric properties of tissues*, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, John Wiley & Sons, Inc. 2006.
- [37] Z. Njemirovskij i sur., *Klinička endodoncija*, Globus, Zagreb, 1987.
- [38] E.J. Best, W. Gervasio, S. Winter, B. F. Gurney, A New Method of Tooth Length Determination for Endodontic Practice, *Dent. Dig.*, 66, str. 450-454, 1960.
- [39] W.T. Johnson, *Color Atlas of Endodontics*, W.B. Saunders company, An imprint of Elsevier Science, London, 2002. ISBN-10/ASIN:0721690300
- [40] S. Glavičić, I. Anić, A. Braut i sur. Analiza vertikalne sile i okretnog momenta tijekom ručne obrade korijenskog kanala na radnoj dužini kod Endo-Eze i step back tehnike, *Medicina Fuminensis*, 47/1, str. 74-81, 2011
- [41] J. Kranjčić, M. Majdandžić, V. Pandurić, Instrumenti u endodontskoj terapiji, *Nastavna i stručna sonda*, str. 43-47, 2009.
- [42] Wayne, W.D. 1995, *Biostatics*, John Wiley & Sons, Inc. New York

- [43] G. Schmalz, P. Hørsted-Bindslev, Textbook of Endodontology - Second Edition, Wiley-Blackwell 2003., 2010. ISBN 978-1-4051-7095-6
- [44] Z. Stare, J. Šutalo, On electronic measurement accuracy of a root canal length, Jurema proceedings, 31, str. 55-59, 1986.
- [45] M. Starčević, Zubi, Medicinska enciklopedija, Leksikografski zavod, Zagreb, 6, str. 639-658, 1976.
- [46] N. Galić, M. Katunarić, S. Šegović, J. Šutalo, Z. Stare, I. Anić, Procjena kliničke pouzdanosti endometar ES-02 uređaja, Acta. Stomat. Croat., 36/4, str. 489-495, 2002.
- [47] C. Kobayashi, Electronic canal length measurement, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 79, str. 226-231, 1995.
- [48] S. J. Lee, K. C. Nam, Y. J. Kim, D. W. Kim, Clinical accuracy of a new apex locator with an automatic compensation circuit, J. Endodon, 28, str. 706-709, 2002.
- [49] M. Kovačević i sur., Electronic root canal length measurement before and after experimentally induced pulpitis and apical periodontitis in dogs, Medical & Biological Engineering & Computing, 2006. ISBN 10.1007/s11517-006-0076-7
- [50] C. Kobayashi, T. Okiji, N. Kawashima, H. Suda, I. Sunada, A basic study on the electronic root canal measurement. Part 3. Newly designed electronic root canal length measuring device using division method, The Japanese Journal of Conservative Dentistry, 34, str. 1442-48, 1991.
- [51] L. Huang, An experimental study of the principle of electronic root canal length measurement, J Endodon, 13, str. 60-64, 1987.
- [52] D. Katić, I. Miletić Karlović, Z. Karlović, B. Janković, Leakage of Different Canal Obturation Techniques, Acta Stomatol Croat., 40/1, str. 28-34, 2006.
- [53] [http://healthmantra.com/rotary/endodontic\\_obturation.shtml](http://healthmantra.com/rotary/endodontic_obturation.shtml), pristupljeno 2011.
- [54] J. T. McSpadden, Mastering Endodontic Instrumentation, 2006.
- [55] J. I. Ingle, Endodontics, Lea & Febiger, Philadelphia, 1985.
- [56] V. T. Himel, C. H. Cain, An evaluation of two electronic apex locators in a dental student clinic, Quintessence International, 24, str. 803-806, 1993.
- [57] Z. Stare, Accuracy of electronic measurement of root canal length, Periodicum Biologorum, 95, str. 149-152, 1993.
- [58] N. Galić, Z. Stare, J. Šutalo, Clinical evaluation of the accuracy of the Endometer ES-01 in locating the apical foramen, Period. Biol., 95, str. 153-155, 1993.
- [59] Z. Stare, N. Galić, J. Šutalo, S. Šegović, K. Prskalo, Evaluation of endometer accuracy through control measurements of extracted teeth, Proceedings of the 10th International Symposium on Biomedical Engineering, str. 176-178, Zagreb, Croatia, 1994.
- [60] M. A. Versiani i sur., *Ex vivo* comparison of the accuracy of Root ZX II in detecting apical constriction using different meter's reading, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 108, str.41-45, 2009.
- [61] E. Kim i sur., An *in vivo* comparison of working length determination by only root-ZX apex locator versus combining root-ZX apex locator with radiographs using a new impression technique, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 105, str. 79-83, 2008.
- [62] R. A. Bernardes i sur., Evaluation of precision of length determination with 3 electronic apex locators: Root ZX, Elements Diagnostic Unit and Apex Locator, and RomiAPEX D-30, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 104, str. 91-94, 2007.
- [63] F. L. C. D'Assunção i sur., The accuracy of root canal measurements using the Mini Apex Locator and Root ZX-II: an evaluation *in vitro*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 104, str. 50-53, 2007.

- [64] L. H. Berman, S. B. Fleischman, Evaluation of the accuracy of the Neosono-D electronic apex locator, *J.Endodon.*, 10, str. 164-167, 1985.
- [65] C. B. Chunn, L. D. Yardickas, R. A. Menke, *In vivo* root canal length determination using the Forameter, *J.Endodon.*, 7, str. 515-520, 1981.
- [66] S. Shabahang, W. W. Y. Goon, A. H. Gluskin, An *in vivo* evaluation of Root ZX electronic apex locator, *J. Endodon.*, 22, str. 616-618, 1996.
- [67] T. Tamarut, M. Kovačević, S. Glavičić, Influence of the length of instrumentation and canal obturation on the success of endodontic therapy. A ten year clinical follow-up. *Am J Dent*, 2006.
- [68] A. S. Thomas, G. R. Hartwell, P. C. Moon, The accuracy of the Root ZX electronic apex locator using stainless steel and nickel-titanium files, *J Endodon*, 29, str. 662-663, 2003.
- [69] G. Plotino, N. M. Grande, L. Brigante, B. Lesti, F. Somma, *Ex vivo* accuracy of three electronic apex locators: Root ZX, Elements Diagnostic Unit and Apex Locator and ProPex, *International Endodontic Journal*, 39, str. 408-414, 2006.
- [70] F. Goldberg, A. C. De Silvio, S. Manfre, N. Natri, *In vitro* measurement accuracy of an electronic apex locator in teeth with simulated apical root resorption, *Journal of Endodontics*, 28, str. 461-463, 2002.
- [71] M. Tselnik, C. J. Baumgartner, G. J. Marshall, An evaluation of Root ZX and Elements Diagnostic Apex Locators, *Journal of endodontics*, 31, str. 507-509, 2005.
- [72] R. Weiger, C. John, H. Geigle, C. Löst, An *in vitro* comparison of two modern apex locators, *Journal of Endodontics*, 25, str. 765-768, 1999.
- [73] A. R. Welk, J. C. Baumgartner, J. G. Marshall, An *in vitro* comparison of two frequency based electronic apex locators, *Journal of Endodontics*, 29, str. 497-500, 2003.
- [74] D. H. Pratten, N. J. McDonald, Comparison of radiographic and electronic working lengths, *Journal of Endodontics*, 22, str. 173-176, 1996.
- [75] J. Ubijama, M. Nakamura, Y. Nakamura, A clinical evaluation of the voltage gradient method of measuring the root canal length, *Journal of Endodontics*, 14, str. 283-287, 1988.
- [76] C. Haffner, M. Folwaczny, K. Galler, R. Hickel, Accuracy of electronic apex locators in comparison to actual length-an *in vivo* study, *J Dent*, 33/8, str. 619-625, 2005.
- [77] F. Grimberg, G. Banegas, L. Chiacchio, O. Zimener, *In vivo* determination of root canal length: a preliminary report using the Tri Auto ZX apex-locating handpiece, *International Endodontic Journal*, 35/7, str. 590-594, 2002.
- [78] C. Kobayashi, T. Yoshioka, H. Suda, A New Engine-Driven Canal Preparation System with Electronic Canal Measuring Capability, *Journal of Endodontics*, 23/12, str. 751-754, 1997.
- [79] M.H. Nekoofar, K. Sadeghi, E. Sadighi Akha, M. Sadegh Namazikhah, The accuracy of the neosono ultima EZ apex locator using files of different alloys: an *In Vitro* study, *Journal of the California Dental Association*, str. 1-6, 2002.
- [80] E. Berutti, G. Cantatore, A. Castellucci, Poglavlje 13 Endodontic Instruments u knjizi *Endodontics*, str. 356-395
- [81] I. E. Baker, Biomedical applications of electrical-impedance measurements, IEE Med. Elec. Monographs Peregrinus Ltd. London, 1971.
- [82] M. P. Gordon, N. P. Chandler, Rlectronic apex locators, *International Endodontic Journal*, 37, str. 425-437, 2004.
- [83] C. Gabriel, S. Gabriel, E.Corthout, The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, *Phys. Med. Biol.*, 41, str. 2231-2249, 1996.
- [84] <http://www.uic.edu/classes/orla/orla312/BHDTwo.html>, pristupljeno 2011.
- [85] J. M. Schmitt, R. L. Webber, E. C. Walker, Optical Determination of Dental Pulp Vitality, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 38/4, str. 346-352, 1991.

- [86] J. Lin, N. P. Chandler, Electric pulp testing: a review, *Int. Endod. J.*, 41, str. 365-374, 2008. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2008.01375.x
- [87] M. L. Ahlquist, L. G. A. Edwall, O. G. Franzén i sur., Perception of pulpal pain as a function of intradental nerve activity. *Pain*, 19, str. 353-366, 1984. DOI: 10.1016/0304-3959(84)90081-2
- [88] M. G. Pepper, D. C. Smith, An electric tooth pulp vitality tester, *Med. Bio. Eng. & Comp.*, 9, str. 208-214, 1981. DOI: 10.1007/BF02442716
- [89] I. W. Wang, S. T. Young, An improved electric pulp tester, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 15, str. 112-115, 1996. DOI: 10.1109/51.482851
- [90] J. G. Cailleateau, J. R. Ludington, Using the electric pulp tester with gloves: a simplified approach, *J. Endod.*, 15, str. 80-81, 1989. PMID: 2607273, DOI: 10.1016/S0099-2399(89)80113
- [91] J. W. Myers, Demonstration of a possible source of error with an electric pulp tester, *J. Endod.*, 24, str. 199-200, 1998. PMID: 9558588, DOI:10.1016/S0099-2399(98)80184-2
- [92] I. Daskalov, B. Indjov, M. Mudrov, Electrical dental pulp testing. Defining parameters for proper instrumentation, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 16, str. 46-50, 1997. DOI: 10.1109/51.566152
- [93] P. M. H. Dummer, M. Tanner, J. P. McCarthy, A laboratory study of four electric pulp testers, *Int. Endod. J.*, 19, str. 161-71, 1986. DOI: 10.1111/j.1365-2591.1986.tb00472.x
- [94] R. L. Cooley, J. Stillely, R. M. Lubow, Evaluation of a digital pulp tester, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 58, str. 437-442, 1984. PMID: 6593673
- [95] S. Gabriel, R. W. Lau, C. Gabriel, The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Phys. Med. Biol.*, 41, str. 2251-2269, 1996.
- [96] S. Gabriel, R. W. Lau, C. Gabriel, The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Phys. Med. Biol.*, 41, 2271-2293, 1996.
- [97] H. J. Butt, K. Graf, M. Kappl, *Physics and chemistry of interfaces*, Wiley-VCH Verlag & Co. KgaA, 2003. ISBN: 3-527-40413-9
- [98] S. Grimnes, O. G. Martinsen, *Bioimpedance & Bioelectricity Basics*, Academic Press, London, 2000. ISBN 0-12-303260-1
- [99] T. Marjanović, I. Lacković, Z. Stare, Evaluation of Electrical Equivalent Circuits of a Tooth: Comparison of Circuits with Resistors and Capacitors and the Circuit with a Constant Phase Element, *IFMBE Proceedings*, 37, str. 1261-1264, 2011.
- [100] R. Plonsey, D. G. Fleming, *Bioelectric phenomena*, McGraw-Hill, New York, 1969.
- [101] C. Gabriel, A. Peyman i E.H. Grant, Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1MHz, *Phys. Med. Biol.*, 54, 4863-4878, 2009. ISBN doi:10.1088/0031-9155/54/16/002
- [102] J. Leskovec, C. Filipič, A. Levstik, Dielectric response of the human tooth dentine, *Physica B* 364, 111-116, 2005. doi:10.1016/j.physb.2005.03.043
- [103] L. A. Geddes, C. P. DaCosta, G. Wise, The impedance of stainless steel electrodes, *Med. & Biol. Eng.*, 9, str. 511-521, 1971.
- [104] B. Onaral, H. H. Sun, H. P. Schwan, Electrical properties of bioelectrodes, *IEEE Trans. On Biomed. Eg.*, BME 31, 12, str. 827-832, 1984.
- [105] R. Podhorsky, *Elektrokemija, Tehnička enciklopedija*, 4. svezak, str. 363-393, 1973.
- [106] B. Onaral, H. P. Schwan, Linear and nonlinear properties of platinum electrode polarisation. Part 1: frequency dependence at very low frequencies, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 20, str. 299-306, 1982.
- [107] R.W. de Boer, A. van Oosterom, Electrical properties of platinum electrodes: impedance measurements and time-domain analysis, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 16, str. 1-10, 1978.

- [108] D. Chan, T. W. Healy, L. R. White, Electrical double layer interactions under regulation by surface ionization equilibria-dissimilar amphoteric surfaces, str. 2844-2865, 1976.
- [109] R. Ettelaie, R. Buscall, Electrical double layer interactions for spherical charge regulating colloidal particles, *Colloid Interface Sci.*, 61, str. 131-160, 1995.
- [110] P. Pham, M. Howorth, A. Planat-Chrétien, S. Tardu, Numerical simulation of the electrical double layer based on the poisson-boltzmann models for AC electroosmosis flows, *Proceedings of the Comsol Users Conference, Grenoble, France, 2007.*
- [111] A. V. Delgado, F. González-Caballero, R. J. Hunter, L. K. Koopal, J. Lyklema, Measurement and interpretation of electrokinetic phenomena, *Pure Appl.Chem.*, 77/10, str. 1753–1805, 2005. DOI:10.1351/pac200577101753
- [112] L. Bousse, P. Bergveld, On the impedance of the silicon dioxide/electrolyte interface, *J. Electroanal. Chem.*, 152, str. 25-39, 1983.
- [113] R. M. Field, M. Ghovanloo, Simulation of the capacitive double layer at the interface between microelectrodes and cortical tissue using comsol multiphysics and SPICE modeling, *Proceedings of the COMSOL Users Conference, Boston, USA, 2006.*
- [114] D. Bennett, NaCl doping and the conductivity of agar phantoms, *Materials Science and Engineering C.*, 2010. ISBN doi: 10.1016/j.msec.2010.08.018
- [115] R. V. Samraj, R. Indira, M. R. Srinivasan, A. Kumar, Recent advances in pulp vitality testing, *Endodontology*, 15, str. 14-19, 2003.
- [116] D. Križaj, J. Jan and T. Žagar, Determination of the root canal length using impedance ratio method, *IFMBE Proceedings*, 17, str. 703-706, 2007.
- [117] M. C. Lucena, V. Robles-Gijon, C. M. Ferrer-Luque, J. M. Navajas-Rodríguez de Mondelo, *In vitro* evaluation of the accuracy of three electronic apex locators, *Journal of Endodontics*, 30, str. 231-233, 2004.
- [118] T. Ragheb, L. A. Geddes, Electrical properties of metallic electrodes, *Medical & Biological Eng. & Computing*, 28, str. 182-186, 1990.
- [119] Z. Stare, I. Lacković, N. Galić, "Evaluation of an *in vitro* model of electronic root canal measurement", u *Proceedings of the 9th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, str. 1047–1050, Pula, Croatia, 2001.
- [120] L. Tronstad, *Clinical Endodontics: A Textbook - Second revised edition*, Thieme Stuttgart, · New York, 1991, 2003. ISBN 3-13-768102-2 GTV, ISBN 1-58890-160-2 TNY
- [121] T. R. Pitt Ford, J. S. Rhodes, H. E. Pitt Ford, *Endodontics: Problem-Solving u Clinical Practice*, Martin Dunitz Ltd, a member of the Taylor & Francis group, 2002. ISBN 1-85317-695-8
- [122] T. Marjanović, I. Lacković, Z. Stare, Comparison of Electrical Equivalent Circuits of Human Tooth used for Measuring the Root Canal Length, *ATKAFF 52/1*, str. 39–48, 2011. ISSN0005-1144
- [123] G. J. Becker, P. Lankelma, P. R. Wesselink, S. K. T. van Velzen, Electronic determination of root canal length, *J.Endodon.*, 6, str. 876-880, 1980.
- [124] C. M. Bramante, A. Berbet, R. P. Borges, A methodology for evaluation of the root canal instrumentation, *J.Endodon*, 13, str. 324-345, 1987.
- [125] R. A. Despić, M. D. Dražić, O. Tatić-Janjić, *Osnovi elektrohemije*, Naučna knjiga, Beograd, 1970.
- [126] L. A. Geddes, L. E. Baker, *Principles of applied biomedical instrumentation*, Wiley inc. New York, 1968.
- [127] N. Inoue, D. H. Skinner, A simple and accurate way of measuring root canal length, *J.Endodon.*, 11, str. 421-427, 1985.
- [128] Z. Stare, Electronic root canal length measurement equipment, *Jeurema proceedings*, 32, str. 141-144, 1988.



- [129] I. Sunada, New method for measuring the length of the root canal, *J. Dent. Res.*, 41, str. 375-387, 1962.
- [130] A. Šantić, *Biomedicinska elektronika*, Školska knjiga, Zagreb, 1995.
- [131] Wu i sur., Variables affecting electronic root canal measurement. In *End J.*, 25, str. 88-92, 1992.
- [132] Z. Stare, Optimizacija impedancijske metode mjerenja duljine zubnog kanala, Doktorska disertacija, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 1996.
- [133] M. Vekić, Modeli biološke impedancije, Diplomski rad, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 1999.
- [134] S. Arko, Ispitivanje točnosti električkog postupka određivanja dužine korijenskog kanala zuba, Diplomski rad, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 1999.
- [135] T. Protulipac, Povećanje točnosti sustava za mjerenje dužine zubnog kanala, Diplomski rad, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb 2001.
- [136] T. Protulipac, Z. Stare, Apex location methods - statistical comparison between impedance, ratio and difference method, *MEDICON* 2004.
- [137] T.A. Khodzhimetov, M.N. Goldfeld, A device for measuring the length of the root canal of a tooth, *Meditsinskaya Tekhnika*, No. 3, str. 46-47, 1998.
- [138] E. Kim, S. J. Lee, Electronic apex locator, *Dental Clinics of North America*, 48, str. 35-54, 2004.
- [139] C. Kobayashi, H. Suda, New electronic canal measuring device based on the ratio method, *Journal of Endodontics*, 20, str. 111-114, 1994.
- [140] C. Kobayashi, H. Suda, I. Sunada, A basic study on the electronic root canal measurement. Part 2. Measurement using impedance analyzer, *The Japanese Journal of Conservative Dentistry*, 34, str. 1208-21, 1991.
- [141] T. F. Pilot, D. L. Pitts, Determination of impedance changes at varying frequencies in relation to root canal file position and irrigant, *Journal of Endodontics*, 23, str. 719-724, 1997.
- [142] J. Z. Tsai, J. A. Will, S. Hubbard-Van Stelle i sur., Error analysis of tissue resistivity measurement, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 49, str. 484-494, 2002.
- [143] J. Ubijama, New principle and method for measuring the root canal length, *Journal of Endodontics*, 9, str. 97-104, 1983.
- [144] R. E. Walton, M. Torabinejad, *Principles and practices of endodontics*, Philadelphia: WB Saunders Co., 1996.
- [145] J. A. Aurelio, Y. Nahmias, H. Gerstein, A model for demonstrating an electronic canal length measuring device, *J Endodon*, 9, str. 958-959, 1983.
- [146] I. Miletić Karlović, I. Anić, Termoplastične tehnike punjenja, *Nastavna i stručna sonda*, str. 33-37
- [147] L. Kqiku, A. Weiglein, P. Städtler, A Comparative Study of Five Different Obturation Techniques, *Acta Stomatol Croat.*, 40, str. 3-11, 2006.
- [148] H. M. Huang i sur., Factors influencing the dynamic behaviour of human teeth, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 29, str. 176-181, 2001.
- [149] P. H. Liu, G. H. Jhong, Stress distribution of dental posts by finite element analysis, *BIOMED 2011, IFMBE Proceedings* 35, str. 219-221, 2011.
- [150] S. S. R. Koor, J. Kashani, M. R. A. Kadir, Simulation of brittle damage for fracture process of endodontically treated tooth, *BIOMED 2011, IFMBE Proceedings* 35, str. 210-214, 2011.
- [151] J. Kashani, M. R. A. Kadir, Z. Arabshahi, Finite element analysis of different ferrule heights of endodontically treated tooth, *BIOMED 2011, IFMBE Proceedings* 35, str. 432-435, 2011.
- [152] R. Clementa, J. Schneidera, H. J. Brambsb, A. Wunderlichb, M. Geigera, F. G. Sandera, Quasi-automatic 3D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 73, str. 135-144, 2004.

- [153] C. L. Lin, C. H. Chang, C. S. Cheng, C. H. Wang, H. E. Lee, Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 59, str. 187-195, 1999.
- [154] D. G. Garib, M. S. Yatabe, T. O. Ozawa, O. G. S. Filho, Alveolar bone morphology under the perspective of the computed tomography: Defining the biological limits of tooth movement, *Dental Press J Orthod* 192,15/5, str. 192-205, Sept-Oct 2010.
- [155] J. T. Lask, M. P. Walker, J. C. Kulild i sur., Variability of the diameter and taper of size #30,0.04 nickel-titanium rotary files, *Journal of Endodontics*, 32/12, 2006. doi:10.1016/j.joen.2006.07.013
- [156] A. Shahidi, The possible role of dentin as a piezoelectric signal generator by determining the electromechanical coupling factor of dentin, *Dental Hypotheses*, 2/3, str. 140-150, 2011. doi:10.5436/j.dehy.2011.2.00040
- [157] C. M. Aguiar i sur. An evaluation of the standardization of endodontic files according to the ISO-3630-1 specification, *Odontologia. Clín.-Científ.*, Recife, 6/3, str. 255-258, 2007.
- [158] <http://www.curetoothdecay.com/Dentistry/dentist-charles-Bodecker-tooth-decay-theory.htm>, pristupljeno 2011.
- [159] <http://whrfs-forensic-chemistry.wikispaces.com/Bite+Mark+Identification>, pristupljeno 2011.
- [160] <http://hr.wikipedia.org/wiki/Zub>, pristupljeno 2011.
- [161] <http://www.slideshare.net/DrAbusallamah/histology-of-dentin>, pristupljeno 2011.
- [162] [http://www.doctorspiller.com/tooth\\_anatomy.htm](http://www.doctorspiller.com/tooth_anatomy.htm), pristupljeno 2011.
- [163] <http://www.dentist4you.co.uk/root.htm>, pristupljeno 2011.
- [164] [http://en.wikipedia.org/wiki/Endodontic\\_therapy](http://en.wikipedia.org/wiki/Endodontic_therapy), pristupljeno 2011.
- [165] <http://www.chinamedica.com/product/1554.htm>, pristupljeno 2011.
- [166] <http://www.dentalcompare.com/4867-Endodontic-Gutta-Percha-Points/56308-SafeSiders-Medium-Deluxe-Gutta-Percha-Points/>, pristupljeno 2011.

# Pojmovnik

<i>AC/DC Module</i> .....	112	engl. <i>spreader</i> .....	36
<i>Agilent 33250A</i> .....	51	engl. <i>thin film approximation</i> .....	136
aktivacijski prenapon .....	89	engl. <i>verifier</i> .....	39
alfa-gutaperka .....	39	estimacija parametara modela .....	176
alginat .....	58, 72	etilendiaminotetraoctena kiselina .....	34
amalgamne plombe .....	44	<i>Exterior boundaries</i> .....	117
Ampère-Maxwellova jednadžba .....	77	<i>Faradaic current</i> .....	92
apeksifikacija .....	30	<i>Filet/Chamfer</i> .....	116
apikalni otvor .....	17	fizički <i>in vitro</i> model .....	72
apikalno suženje .....	17	fizika u terminologiji <i>Comsol Multiphysics</i> .....	137
aproksimacija spektra nadomjesnom shemom ...	176	Gaussov zakon .....	78, 112
aproksimacija tankog sloja .....	136	glavni endodontski instrument .....	34
beta-gutaperka .....	41	Gouy-Chapman-Sternov model .....	90
<i>Boundary Settings</i> .....	117	gumena plahtica .....	33
Boussè-Bergveldov model .....	95	gumeni stoper .....	59
Butler-Volmerova jednadžba .....	93	Havriliak–Negamijeva jednadžba .....	79
<i>CarieScan</i> .....	48	Hedström pilice .....	34
Cole–Cole jednadžba .....	79	Helmholtzov modelu .....	90
Cole–Davidsonova jednadžba .....	79	Helmholtzov sloj .....	95
<i>Complex Nonlinear Least Squares</i> .....	176	<i>Hewlett Packard HP4284A</i> .....	60, 62, 82, 99
<i>Comsol Multiphysics</i> .....	74, 112, 113	hladna lateralna kondenzacija gutaperke .....	36
<i>Comsol Script</i> .....	131	impedancijski spektar .....	127
Constant Phase Element .....	175	impedantna spektroskopija .....	48
Debyeova duljina .....	92, 133	impulsni odziv .....	56
dentin .....	18	<i>in vitro</i> mjerenja .....	60
dentinogeneza .....	18	<i>in vivo</i> mjerenja .....	73
difuzni sloj iona .....	90	inducirani tok struje kroz električni dvosloj .....	92
dispersija .....	76	instrumentiranje zubnog kanala .....	33
distribuirana impedancija .....	137	<i>Interior boundaries</i> .....	117
domena .....	112	<i>Isosurface</i> .....	125
EDTA .....	34	<i>I-T</i> krivulja .....	224, 225
električni dvosloj .....	88	jednadžba kontinuiteta .....	112
elektrodinamički ravnotežni potencijal .....	92	karijes .....	49
element modela .....	112	keramičke plombe .....	44
endodoncija .....	15	Kerrov endodontski instrument .....	106
endodontski nabijač .....	36, 37	koferdam .....	33
endodontski potiskivač .....	36	Kohlrausch–Williams–Wattsova jednadžba .....	80
endodontski potvrđivač .....	39	kompleksna permitivnost .....	79
endodontski proširivač .....	33	kompleksna relativna permitivnost .....	78
endodontski strugač .....	34	kompleksni vektor .....	113
<i>Endometer ES-02</i> .....	62	kompozitne smole .....	44
engl. <i>Bone Cancellous</i> .....	81	koncentracijski prenapon .....	89
engl. <i>Computer-Aided Design</i> .....	75	<i>Le Croy LT 584</i> .....	51
engl. <i>Continuous Wave of Condensation</i> .....	38	<i>LEVM</i> .....	176
engl. <i>counterion</i> .....	77	meko koštano tkivo .....	81
engl. <i>distributed impedance</i> .....	137	<i>meshing</i> .....	113, 120
engl. <i>equilibrium potential</i> .....	92	metoda konačnih elemenata .....	74, 113
engl. <i>fitting</i> .....	9	metoda kontinuiranog vala .....	38, 43
engl. <i>fitting</i> .....	176	Miller-Donaldsova igla .....	106
engl. <i>floating potential</i> .....	119, 120	nadomjesne sheme .....	174
engl. <i>Impedance Spectroscopy</i> .....	48	NaOHCl .....	34
engl. <i>iso-electric point</i> .....	92	neinducirani tok struje kroz električni dvosloj .....	92
engl. <i>Kerr file</i> .....	33	Neumannova ovojnica .....	19
engl. <i>laser doppler flowmeter</i> .....	27	nitinol .....	32
engl. <i>meshing</i> .....	74	<i>non-Faradaic current</i> .....	92
engl. <i>plugger</i> .....	36	<i>nu_emqvw</i> .....	123
engl. <i>point of zero charge</i> .....	92	Nyquistov dijagram .....	63
engl. <i>rubber dam</i> .....	33	Obtura .....	42
engl. <i>ruling application mode</i> .....	138	ograničenje dodirne površine .....	160, 165
engl. <i>sleuth test</i> .....	27	Ohmov zakon .....	78, 113
engl. <i>slipping plane</i> .....	91	omski prenapon .....	89

opća nadomjesna shema, <i>LEVM</i> .....	179	stanična suspenzija .....	88
palpacija .....	27	stomatološki alginat .....	61
parametar <i>NSF</i> .....	181	struja reobaze .....	226
parametar <i>NWASF</i> .....	182	<i>Subdomain Settings</i> .....	116
parametar <i>SF</i> .....	181	subdomena .....	114
parametar <i>WASF</i> .....	181	SucessFil tehnika .....	41
parametarska analiza .....	123, 125	termomehanička kompakcija gutaperke .....	38
periodontalni ligamenti .....	22	težinski prozor .....	181
perkusija .....	27	težinski prozori .....	182
Postprocessing .....	123, 127	Thermafil tehnika .....	39
postupak prilijevanja modela .....	176	topla lateralna kondenzacija gutaperke .....	36
potencijal polučlanka .....	90	topla vertikalna kondenzacija gutaperke .....	37
pređentin .....	18	Ultrafil tehnika .....	41
protuioni .....	77	ultrazvučna lateralna kondenzacija gutaperke .....	36
pseudokapacitet .....	176	vitalitet zubne pulpe .....	224
pulpekstripator .....	33	vodljiva guma .....	53
pulpektomija .....	30	vrat zuba .....	15
pulpitis .....	25	vrijeme kronaksije .....	226
pulpotomija .....	29	Warburgova impedancija .....	95, 97
ravnina sklizanja .....	91	<i>Wireframe</i> .....	125
relaksacija .....	76	zeta-potencijal .....	91
relativna permitivnost .....	77	zlatne plombe .....	44
Richardot-McAdamsova jednadžba .....	93	zubna caklina .....	20
Simplifil tehnika .....	40	zubna kruna .....	15
simulacijska fizika, <i>Comsol Multiphysics</i> .....	140	zubna pulpa .....	17
<i>Slice</i> .....	125	zubni cement .....	22
Solver .....	121	zubni karijes .....	20
specifična vodljivost .....	77	zubni korijen .....	15
stakleni ionomeri .....	45		

## Dodatak A - Ispitivanje osjetljivosti pulpnog tkiva na strujni podražaj

---

U ovom poglavlju će se razmotriti prag podražaja živca zdravog ljudskog zuba na strujne impulsne podražaje. Bit će opisan postupak mjerenja te će biti izmjerena  $I$ - $T$  karakteristika (engl. *Intensity-Duration Curve*) za pojedine tipove zuba. U ovu svrhu biti će konstruiran uređaj za određivanje praga osjeta zubne pulpe na strujne podražaje različitih karakteristika, na temelju kojega je kasnije razvijen i komercijalni uređaj za ispitivanje vitaliteta zubne pulpe.

Premda određivanje praga podražaja vitalne pulpe nije direktno povezano s određivanjem električnog nadomjesnog modela zuba, radi se o postupku usko vezanom uz pulpu, pulpne bolesti i endodontski postupak kao aplikacija i motiv čitavog ovog istraživanja. Stoga je u ovom poglavlju dan osvrt na ovu problematiku, odnosno na metodu mjerenja vitaliteta pulpnog tkiva.

Moguće je više načina priključivanja mjernih elektroda na zub. Postoje takozvana monopolarna i bipolarna tehnika stimulacije zubne pulpe. U monopolarnoj tehnici se aktivna mjerna elektroda priključuje na vanjsku površinu zuba, a struja putuje kroz dentin, pulpno tkivo i usnu sluznicu sve do neutralne elektrode. U bipolarnoj se tehnici obje elektrode spajaju na vanjsku površinu zuba – jedna elektroda od strane usnice, a druga s nutarnje strane (od strane jezika).

Prijašnje su studije pokazale da bipolarna mjerna tehnika ne pruža značajne prednosti u odnosu na monopolarnu [44]. Radi jednostavnosti se u ovom istraživanju koristi monopolarna tehnika stimulacije.

Ovo je ispitivanje povezano s impedancijama zuba uz korištenje različitih vrsta mjernih elektroda, poglavlje 2. Na temelju impedancije zuba te uz poznatu vrijednost pobudnog napona moguće je odrediti električnu karakteristike podražaja. Osjet strujnog podražaja ovisan je o ukupnom naboju koji prođe kroz zubnu pulpu  $Q_P$ :

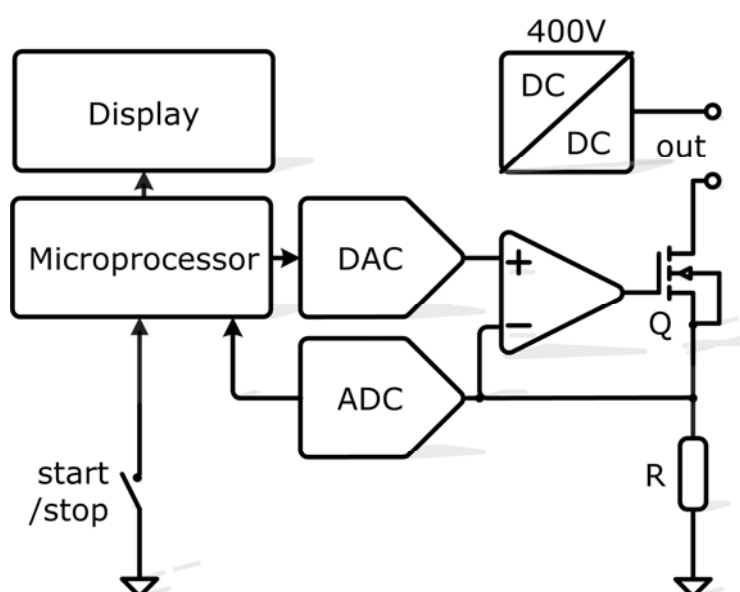
$$Q_P = \int_0^T i_P(t) dt, \quad (\text{A.1})$$

pri čemu je  $i_P(t)$  vremenski ovisan valni oblik impulsa struje, a  $T$  ukupno trajanje podražaja. U poglavlju 2 je pokazano da impedancija kontakta, kao i odziv na naponski podražaj ovisi o vrsti i veličini mjerne elektrode. Stoga je za mjerenje bolje odabrati strujnu pobudu. Strujna pobuda ima dodatnu prednost u vidu nehotičnog sklizanja mjerne elektrode sa zuba na desni, pri čemu bi u slučaju naponske pobude kroz desni potekla veća struja što bi uzrokovalo pogrešno očitavanje i moguć šok ispitanika.

Iz ranijih je mjerenja poznato da je iznos ukupne impedancije zuba tipično u rasponu između jednog i desetak megaoma za većinu elektroda. Budući da se očekuje prag podražaja do nekoliko stotina mikroampera, proizlazi da pobudni izvor treba imati relativno velike naponske mogućnosti. Uz odabir elektrode boljih performansi po

pitanju ostvarenog kvalitetnog električnog spoja, do  $1\text{ M}\Omega$  ostvarene impedancije, može se računati na pobudni strujni izvor realnih naponskih mogućnosti.

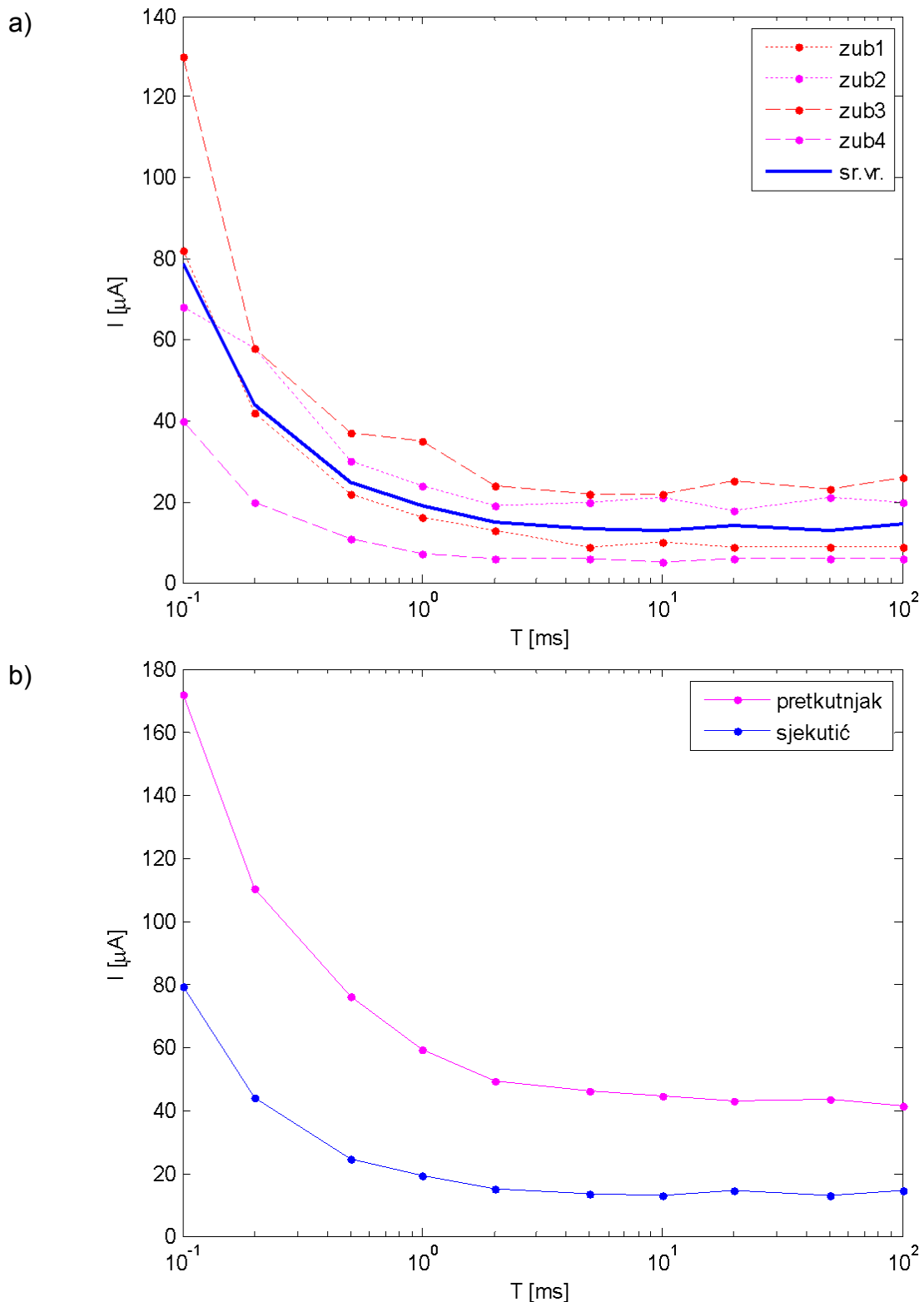
Gornja granica napona na izlazu strujnog izvora određena je izlaznim tranzistorom modela stimulatora. Navedeni tranzistor mora imati struju curenja u isključenom stanju u submikroamperskom području, što otežava njegov odabir. Prilikom projektiranja izlaznog stupnja strujnog stimulatora važno je posvetiti posebnu pažnju parazitnim kapacitetima na tranzistorskom izlazu kako ne bi došlo do stimulacije zubnog živca uslijed njihova nabijanja u trenutku priključenja mjernih elektroda. U pojedinim izvedbama izlaznog stupnja ovaj kriterij također može ograničiti gornju granicu napona na izlazu strujnog izvora. Na temelju maksimalnog dozvoljenog napona dostupnih tranzistora koji zadovoljavaju ove uvjete odabran je najveći izlazni napon ovako konstruiranog strujnog izvora u iznosu od  $400\text{ V}$ , slika A.1.



Slika A.1. Blokovska shema modela elektroničkog uređaja za ispitivanje praga osjeta zubne pulse na pravokutni strujni podražaj.

Uz impedanciju aktivne elektrode u iznosu od  $1\text{ M}\Omega$  predloženim stimulatorom se može postići struja u iznosu do  $400\text{ }\mu\text{A}$  što je dovoljno za stimulaciju. Veći iznosi stimulacijske struje nisu niti potrebni jer je njome moguće podražavanje desni, što onemogućuje očitavanje praga podražaja zubne pulse monopolarnom stimulacijskom tehnikom [59].

Mikroprocesor je programiran tako da proizvodi strujne impulse čija se amplituda povećava od  $0$  do  $400\text{ }\mu\text{A}$  u koracima po  $1\text{ }\mu\text{A}$  sve dok se ne pritisne tipka *STOP*. Impulsi su oblikovani pravokutno kako bi se jednostavnije mogao odrediti predani naboj. Variranjem amplitude, trajanja i repeticije pobudnih impulsa određene su  $I$ - $T$  krivulje praga podražaja za vitalnu zubnu pulsu. Za svaki zub je snimljena  $I$ - $T$  krivulja te su dobivene vrijednosti usrednjene za svaku vrstu zuba. Na slici A.2. (a) je na primjeru nekoliko zuba ilustrirano rasipanje  $I$ - $T$  krivulja pojedinih sjekutića u odnosu na srednju vrijednost, a na slici A.2. (b) su prikazane srednje  $I$ - $T$  krivulje za vitalne ljudske sjekutiće i pretkutnjake.



**Slika A.2.  $I$ - $T$  krivulje (a) nekoliko vitalnih sjekutića, (b) srednja  $I$ - $T$  krivulje vitalnog pretkutnjaka i sjekutića.**

Srednja vrijednost dobivenih krivulja pokazuje da prosječna struja reobaze izmjerenih zuba iznosi  $15 \mu\text{A}$ , a srednje vrijeme kronaksije  $400 \mu\text{s}$ . Struje reobaze individualnih ispitanika kreću se u rasponu između  $5$  i  $30 \mu\text{A}$ , a vrijeme kronaksije od  $200$  do  $1000 \mu\text{s}$ .

Na temelju provedenih mjerenja zaključeno je da za konzistentno mjerenje vitaliteta zubne pulpe treba koristiti pravokutne strujne podražaje čija amplituda raste od  $1 \mu\text{A}$  do barem  $100 \mu\text{A}$ . Kako bi rezultat mjerenja odgovarao stvarnoj struji reobaze minimalno trajanje strujnog impulsa treba biti barem nekoliko milisekundi, ovisno o željenoj točnosti. Korištenjem prekratkih strujnih impulsa izmjerena bi struja bila većeg iznosa od struje reobaze, dok predugi strujni impulsi nepotrebno produljuju mjerenje te može doprinijeti neugodnom osjetu ispitaniku. Repeticija strujnih impulsa, kao i rezolucija mjerenja najviše doprinose ukupnom trajanju ispitivanja. Istraživanje je također pokazalo da maksimalna repeticija impulsa ne smije prijeći 200 ms kako ne bi došlo do preklapanja osjeta impulsa čime bi izmjerena struja reobaze postala niža od stvarne.

Ovime su definirani svi parametri strujnih podražaja koji su potrebni za ispravno i ponovljivo mjerenje struje reobaze zubnoga živca. U sklopu ovoga rada te na temelju ovdje provedenih ispitivanja je u suradnji s tvrtkom e-Lab d.o.o. razvijen komercijalni uređaj za brzo i efikasno ispitivanje vitaliteta zubne pulpe – *VitaliScan VS-02* prikazan na slici A.3.



Slika A.3. Uređaj za mjerenje vitaliteta zubne pulpe *VitaliScan VS-02*.



## Dodatak B – Digitalni lokator apeksa *Endometer ES-04*

---

*Endometer ES-04* je elektronički uređaj za mjerenje duljine korijenskog kanala zuba. Uređaj je razvijen u sklopu ovoga rada kao rezultat dugogodišnje suradnje između Fakulteta elektrotehnike i računarstva, tvrtke e-Lab d.o.o. i Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

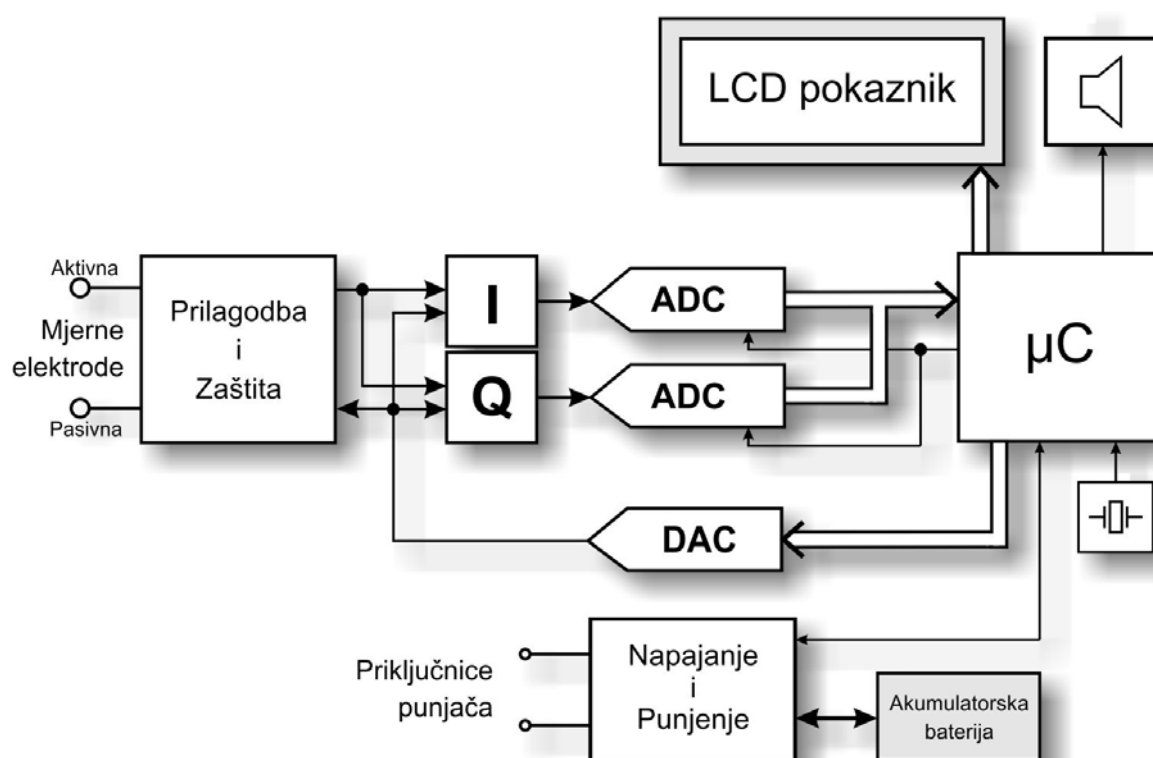
Uređaj radi na principu mjerenja impedancije između aktivne elektrode u obliku endodontskog instrumenta smještenog u korijenskom kanalu zuba i neutralne elektrode na usnoj sluznici, na temelju koje se određuje položaj instrumenta u kanalu kako je opisano u ovome radu. Mjerna metoda koja se koristi u ovom uređaju je bazirana na ustaljenom i detaljno verificiranom principu kakav se koristi u prijašnjem modelu *Endometer ES-02* koji je pokazao iznimnu točnost u odnosu na ostale modele istog proizvođača i konkurencije. Za razliku od modela *Endometer ES-02* u modelu *Endometer ES-04* su korištene moderne elektroničke komponente, što je omogućilo moderan dizajn visoke robusnosti i malih dimenzija uređaja. Uređaj je prikazan na slici B.1.



Slika B.1. Elektronički lokator apeksa *Endometer ES-04*.

Blok shema uređaja *Endometer ES-04* prikazana je na slici B.2. Jezgru uređaja čini mikrokontroler najnovije generacije, koji omogućuje visoku procesorsku moć digitalne obrade podataka uz relativno nisku potrošnju. Pobudni signal se generira pomoću digitalno-analognog pretvornika, a potrebne komponente impedancije korijenskog kanala zuba nakon minimalne analogne predobrade se mjere 12-bitnim analogno-digitalnim pretvornikom kojim upravlja centralni mikrokontroler. Mikrokontroler koristi

posebne algoritme pomoću kojih iz mjernih podataka određuje položaj instrumenta u kanalu. Radi jednostavnosti korištenja uređaja se položaj iglaste elektrode u odnosu na apikalni otvor korijenskog kanala zuba zorno iscrtava na zaslonu (grafički LCD pokaznik). Položaj igle, kao i anatomsko područje korijenskog kanala u kojemu se trenutno nalazi vrh endodontskog instrumenta također se ispisiuje na zaslonu u milimetrima te određenim simbolima i zvučnim upozorenjem čija se repeticija mijenja s približavanjem instrumenta apikalnom otvoru. Ovdje je bitno napomenuti da su ispisani milimetri dublje u kanalu, kao i anatomsko područje u kojemu je igla tek informativnog karaktera budući da se mjerenje provodi u odnosu na impedanciju elektrode pri apikalnom foramenu. Stoga točnost procjene položaja u milimetrima (koja ovisi o morfologiji i sadržaju konkretnog korijenskoga kanala) opada s udaljavanjem od apikalnog otvora. Iz ovog razloga instrument valja koristiti u području zadnjeg milimetra, a najveću točnost mjerenja pokazuje u području između -0.5 mm i 0 mm.



Slika B.2. Blok shema elektroničkog lokatora apeksa *Endometer ES-04*.

Premda mjerna metoda nije osjetljiva na prisustvo natrij-hipoklorita i vlage u kanalu, poželjno je prije mjerenja korijenski kanal posušiti, što je posebno bitno nakon primjene kalcinaze koja znatno smanjuje impedanciju kanala te je u tom slučaju poželjno isprati kanal od kalcinaze i posušiti ga prije korištenja endometra.

Mikrokontroler nadzire stanje akumulatorskih baterija te upravlja njihovim punjenjem. Uređaj koristi baterije nove generacije, velikog kapaciteta i niskog samopražnjenja, što omogućuje spremnost uređaja za rad i nakon duljeg skladištenja. Mjerne su elektrode iz sigurnosnih razloga izolirane od ostatka uređaja tijekom punjenja, a mjerenje duljine korijenskog kanala tijekom punjenja nije moguće.

## Životopis

---

Tihomir Marjanović rođen je 1980. godine u Osijeku. Završio je Prirodoslovno-matematičku gimnaziju u Osijeku 1999. godine te je na Fakultetu elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu 2004. godine obranio diplomski rad s naglaskom na znanstveno-istraživačkom radu te 2008. godine magistrsku disertaciju za koju je 2009. godine primio srebrnu plaketu Josip Lončar za istaknuti magistarski rad.

Tijekom srednjoškolskog obrazovanja dva puta je osvojio prvo i tri puta drugo mjesto na državnim natjecanjima iz fizike i kemije te je sudjelovao na tri međunarodne olimpijade na području fizike i informatike.

Četverostruki je dobitnik priznanja "Josip Lončar" te je dobitnik istoimene brončane plakete za istaknut uspjeh tijekom studija. U 2003. godini je izabran za TOP studenta u Nacionalovom projektu "Top stipendija za Top studente".

Trenutno radi na Zavodu za elektroničke sustave i obradu informacija Fakulteta elektrotehnike i računarstva u Zagrebu kao znanstveni novak na projektu Ministarstva znanosti "Minimalno invazivna mjerenja i tehnologije u biomedicini". Sudjeluje u nastavi na kolegijima iz područja elektroničke i biomedicinske instrumentacije. Ovlašteni je mjeritelj Primarnog elektromagnetskog laboratorija te radi u zavodskom Mjeriteljskom laboratoriju.

U Zagrebu, siječanj 2012.  
Tihomir Marjanović

## Biography

---

Tihomir Marjanović was born in 1980 in Osijek. There he attended High school of Natural science and Mathematics, which he finished in 1999. He studied at the Faculty of Electrical Engineering and Computing, University of Zagreb, where he graduated with an emphasis on scientific research in 2004. He received the M.Sc. degree in electronics in 2008 and was awarded with a silver "Josip Lončar" plaque for prominent master thesis in 2009.

During his high school he won the first place on the state competition twice - in chemistry and in physics, and three times the second place. He participated in 29<sup>th</sup> and 30<sup>th</sup> International Physics Olympiad and in the American Computer Science League.

He received four "Josip Lončar" awards and a bronze "Josip Lončar" medal for exceptional success during the studying at the Faculty of Electrical Engineering and Computing. In 2003 he was elected as one of the TOP students in the project "Top stipend for Top students" of journal "Nacional".

At the moment he is working at the Faculty of Electrical Engineering and Computing as a research and teaching assistant and is a member of the Primary electromagnetic laboratory.

Zagreb, January 2012.  
Tihomir Marjanović