

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL
Infotehnoloogia teaduskond

Anton Muižis 155323IALB

**AEGUMISE MÕJU ERINEVAT TÜÜPI
EKG ELEKTROODIDE ELEKTRILISTELE
OMADUSTELE**

Bakalaureusetöö

Juhendaja: Margus Metshein
Doktorikraad
Teadur

Tallinn 2020

Autorideklaratsioon

Kinnitan, et olen koostanud antud lõputöö iseseisvalt ning seda ei ole kellegi teise poolt varem kaitsmisele esitatud. Kõik töö koostamisel kasutatud teiste autorite tööd, olulised seisukohad, kirjandusallikatest ja mujalt pärinevad andmed on töös viidatud.

Autor: Anton Muižis

17.05.2020

Annotatsioon

Selle bakalaureusetöö peamine eesmärk on uurida aegumise mõju erinevat tüüpi EKG elektroodide elektrilistele omadustele. Lõputöö mõõtmiste käigus kasutati eri väärtustega takisteid ja kondensaatoreid, nendest koostatud skeeme ning eri aegumisastmetega EKG geelelektroode. Impedantsi mõõtmiseks kasutati impedantsimõõtjat Wayne Kerr 6500B.

Ülevaade tehti EKG elektroodidest. EKG elektroodid jagati gruppidesse: geelipõhised elektroodid, kuivad elektroodid, mahtuvuslikud elektroodid; aktiivsed ja passiivsed elektroodid.

Elektrikomponentide ja elektroodide mõõtmiste tulemuste põhjal leiti, et sobivaim sagedusvahemik impedantsi mõõtmiste jaoks on 1 kHz ÷ 1,5 MHz.

Üldiselt võib elektroodide aegumise kohta järelduseks tuua selle, et otseselt mõjutab aegumine elektroodide elektrilisi omadusi vaid siis, kui elektroodide säilivusaeg on juba pikemat aega möödas. Väga oluline on, et haiglates ja teaduskeskustes oleksid geelelektroodid õigesti säilitatud, et need ei kuivaks kiiresti ära ja et nende juhtivus märkimisväärselt ei langeks, kuna see mõjub halvasti ka bioimpedantsi mõõtmistele – st meditsiinilised mõõtmised peavad olema korrektsed.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 33 leheküljel, 4 peatükki, 33 joonist, 3 tabelit.

Abstract

The Effect of Expiration of Different Types of ECG Electrodes on Electrical Properties

The aim of this bachelor's thesis is to study the impact of different types and degrees of expiration of ECG electrodes on the electrical impedance measurements. During the practical part of this work, electrical circuits of resistors and capacitors with different values and ECG gel electrodes with different degrees of expiration were used for measuring the impedance. An impedance meter Wayne Kerr 6500B was used for this purpose.

An overview of the ECG electrodes was presented. ECG electrodes were divided into the groups: gel electrodes, dry electrodes, capacitive electrodes; active and passive electrodes.

The results of the measurements of electrical components and electrodes conclude that the most suitable frequency range for the impedance measurements is 1 kHz ÷ 1,5 MHz.

To summarize, the expiration of the electrodes directly affects the electrical properties of the electrodes only when the shelf life of the electrodes has elapsed long time ago. It is very important that the gel electrodes are properly stored in the hospitals and research centres. They should not dry out quickly, so that their conductivity does not decrease significantly, as this affects the bioimpedance measurements adversely. Therefore, also the accuracy of the medical measurements can be strongly affected.

The thesis is in Estonian language and contains 33 pages of text, 4 chapters, 33 figures, 3 tables.

Lühendite ja mõistete sõnastik

EBI	<i>Electrical bioimpedance</i> , elektriline bioimpedants
CAP	<i>Central aortic pressure</i> , tsentraalne aordirõhk
EMS	<i>Electrical muscle stimulation</i> , elektriline lihase stimulatsioon
TENS	<i>Transcutaneous electrical nerve stimulation</i> , transkutaanne elektriline närvistimulatsioon
NMES	<i>Neuromuscular Electrical Stimulation</i> , närvi-lihase elektriline stimulatsioon
FES	<i>Functional electrical stimulation</i> , funktsionaalne elektrostimulatsioon
ENMG	<i>Electroneuromyography</i> , elektroneuromüograafia
EEG	<i>Electroencephalography</i> , elektroentsefalograafia
ECG, EKG	<i>Electrocardiography</i> , elektrokardiogramm
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i> , signaali-müra suhe

Sisukord

1 Sissejuhatus	10
2 Elektroodid ja nende rakendused.....	11
2.1 Elektroodide rakendused	11
2.2 EKG elektroodid.....	12
2.2.1 EKG geelelektroodid.....	13
2.2.2 EKG kuivelektroodid.....	14
2.2.3 EKG mahtuvuslikud elektroodid.....	15
2.2.4 Aktiivsed ja passiivsed elektroodid	16
3 Mõõtmised elektrikomponentide ja bioelektroodidega	17
3.1 Teoreetilised alused	18
3.2 Elektroonikakomponentide impedantsi mõõtmine.....	21
3.3 Elektriskeemide impedantsi mõõtmine	27
3.4 Mõõtmised elektroodidega	34
3.5 Järeldused ja kirjanduse lühiülevaade	40
4 Kokkuvõte	43
Kasutatud kirjandus	45
Lisa 1 – Pilt LabVIEW keskkonnast	47
Lisa 2 – Näide impedantsi arvutamisest 10 nF kondensaatori jaoks, sagedusel 100 Hz ja 120 MHz.....	48
Lisa 3 – Komponentide jootmise pilt	49
Lisa 4 – Makettplaadi abil mõõtmise pilt.....	50
Lisa 5 – Pilt lõputöös kasutatavatest elektroodidest.....	51

Jooniste loetelu

Joonis 1. Ühekordne EKG geelelektrood [13].....	13
Joonis 2. a) Ühekordne kuivelektrood [16]; b) EKG mitmekordsed elektroodid, mida kleebitakse rindkerele [17]; c) Mitmekordsed EKG elektroodid, mida kleebitakse jäsemetele [18].....	14
Joonis 3. Elektroodi nahaga ühenduse elektriline mudel; (a) geelelektrood, (b) kuivelektrood [19].	15
Joonis 4. Mõõteseade Wayne Kerr 6500B (a) ja seadme lisamoodul – Component Fixture 1J1011 (b) [21].....	17
Joonis 5. Impedantsi mõõtmise skeem [22].	18
Joonis 6. Mahtuvusliku reaktiivtakistuse graafik [24].	20
Joonis 7. RLC-ahel [25].	21
Joonis 8. RLC-ahela impedantsi joonis [25].	21
Joonis 9. 1 k Ω takisti impedantsi graafik.	23
Joonis 10. 1 k Ω takisti faasi graafik.	23
Joonis 11. 100 k Ω takisti impedantsi graafik.	24
Joonis 12. 100 k Ω takisti faasi graafik.	24
Joonis 13. 10 nF kondensaatori impedantsi graafik.	25
Joonis 14. 10 nF kondensaatori faasi graafik.	26
Joonis 15. 0,47 μ F ja 1 nF kondensaatorite impedantsi graafik.	26
Joonis 16. 0,47 μ F ja 1 nF kondensaatorite faasi graafik.	27
Joonis 17. 100 k Ω takisti ja 10 nF kondensaatori impedantsi graafik jadaühenduse korral.....	28
Joonis 18. 100 k Ω takisti ja 10 nF kondensaatori faasi graafik jadaühenduse korral. ...	29
Joonis 19. 100 k Ω takisti ja 10 nF kondensaatori impedantsi graafik paralleelühenduse korral.....	29
Joonis 20. 100 k Ω takisti ja 10 nF kondensaatori faasi graafik paralleelühenduse korral.	30
Joonis 21. Skeem number 1a.	30
Joonis 22. Skeemi number 1a impedantsi graafik.	31

Joonis 23. Skeemi number 1a faasi graafik.	31
Joonis 24. Skeem number 1b.	32
Joonis 25. Skeemi number 1b impedantsi graafik.	33
Joonis 26. Skeemi number 1b faasi graafik. 26.	33
Joonis 27. 3M 2228 elektroodi impedantsi graafik, värske elektroodide kokku liimimine.	35
Joonis 28. 3M 2228 elektroodi faasi graafik, värske elektroodide kokku liimimine.	35
Joonis 29. 3M 2228 elektroodi impedantsi graafik, värske elektroodide kokku liimimine, erinevad ajad.	36
Joonis 30. Ambu White Sensor 4535M elektroodi impedantsi graafik, erinevad ajad peale kokku liimimisest.	37
Joonis 31. Ambu White Sensor 4535M elektroodi faasi graafik, erinevad ajad peale kokku liimimisest.	38
Joonis 32. Aegunud Ambu White Sensor 4535M elektroodi impedantsi graafik, 6 kuud peale elektroodide kokku liimimisest.	38
Joonis 33. Ambu White Sensor 4535M elektroodi faasi graafik, 6 kuud peale elektroodide kokku liimimisest.	39

Tabelite loetelu

Tabel 1. Selle töö mõõtmistel kasutatavad elektrodid.....	34
Tabel 2. Ambu White Sensor 4535M tabelis 3 olevate elektrodide versioonid.....	41
Tabel 3. Ambu White Sensor 4535M elektrodide impedantsi mõõtmiste tulemused..	41

1 Sissejuhatus

Igal aastal diagnoositakse Eestis 80 000 uut südame-veresoonkonnahaiguse juhtu [1]. Kardiovaskulaarsed haigused on ka peamine haigestumuse ja surma põhjus Euroopas ja kogu maailmas [2].

Aordirõhk on väga tähtis kardiovaskulaarse süsteemi probleemide näitaja. Kui mõõdetakse aordirõhku, siis mõõdetakse väga südame lähedalt ja sel juhul on rõhusensor sisestatud invasiivselt aordikaare sisse.

Maailmas on otsitud paremaid viise, kuidas saaks mõõta vererõhku täpsemini ilma invasiivseid meetodeid kasutamata. Ühe sellise katse on teinud Tallinna Tehnikaülikooli teadlased. Katses mõõtsid teadlased randmetele kleebitud elektrootide abil. Nende üks järeldus oli see, et EBI mõõtmine saab teoreetiliselt asendada tonomeetria mõõtmist [3].

Siinne töö saab aidata EBI abil CAP mõõtmiste tegemise parandamisel ja välja töötamisel, kuna töös on vaadeldud impedantsi omadusi ja võrreldud eri elektrootide parameetrid, sealhulgas bioelektrootide aegumist.

Eri mõõteseadmetes kasutatakse erinevaid bioelektroode. Elektrootid on abivahendid elektriliste mõõtmiste teostamisel inimkehast erinevate meditsiiniliste ja mitte-meditsiiniliste (näiteks sport) protseduuride läbiviimiseks ja nende omadused ning nende säilimine on oluline signaalide salvestamiseks võimalikult algupärasel seisundis.

Selle lõputöö esimene ülesanne on teha lühiülevaade peamistest bioimpedantsi mõõtmise elektrootidest. Teine ülesanne on uurida erinevaid mõõtemetoodikaid eri tüüpi (impedantsi mõõtmise) elektrootide elektriliste parameetrite alusel. Eksperimentaalseid mõõtmisi kasutades on plaanis uurida peamiste bioimpedantsi mõõtmise elektrootide elektrilisi omadusi, mõõtes impedantsi erineval viisil. Kolmas ülesanne on eksperimentaalsete mõõtmiste abil uurida eelgeelitatud elektrootide aegumise võimalikku mõju nende elektrilistele omadustele. Töö käigus on eesmärk teha praktilised võrdlevad mõõtmised ning sellele järgnev tulemuste töötlemine ja võrdlev analüüs.

2 Elektroodid ja nende rakendused

Biomeditsiinilisi elektroode kasutatakse erisugustes vormides paljudes biomeditsiinirakendustes, sealhulgas alljärgnevas.

1. Bioelektriliste sündmuste tuvastamine [4].
2. Terapeutiliste impulsside kasutamine kehas [4].
3. Elektriliste potentsiaalide kasutamine ioniseeritud molekulide transdermaalse kohaletoimetamise hõlbustamiseks lokaalse ja süsteemse terapeutilise toime saavutamiseks (iontoforees) [4].
4. Elektrilise bioimpedantsi mõõtmised ehk see, millega on seotud sinne töö. Täpsemalt on selle kohta kirjeldatud peatükis 3.

Bioelektroodide väga täpsed signaalid on meditsiinirakenduste jaoks ülitähtsad [5]. Elektroodid on kas invasiivsed või mitteinvasiivsed. Invasiivse elektroodi tüübi näidis on nõoelektrood, mis sisestatakse inimese kehasse läbi naha pistmise kaudu.

Kui bioelektroodid pole õigesti valitud, siis tekitab nende signaalide jälgimine kahjuks olulisi probleeme, mis muudavad biosignaalide analüüsi keeruliseks või isegi võimatuks protsessiks. Samuti peavad stimuleerimiselektroodid olema hästi valitud, kui need peavad terapeutilisi lainekujusid optimaalselt varustama ilma patsiendile traumat tekitamata [4].

2.1 Elektroodide rakendused

Elektroode kasutatakse väga mitmesugustes mõõte- ja ravimetoodikates. Selles lõputöös on esile toodud neist mõned kõige levinumad.

EMS – elektriline lihase stimulatsioon, mille jooksul stimuleeritakse denerveeritud lihaseid. Elektroodid edastavad impulsi närvijuurtele, misjärel lihased aktiivselt kokku

tõmbuvad, mille tulemusel paraneb lümfi voolavus ja verevarustus ning aktiveerub ainevahetus [6], [7].

TENS – transkutaanne elektriline närvistimulatsioon, mida kasutatakse edukalt taastusravis ja spordimeditsiinis erinevate valu põhjuste raviks, näiteks operatsioonijärgsete valude leevendamiseks [6].

NMES – närvi-lihase elektriline stimulatsioon. NMES kasutab lihaskoes erutuse tekitamiseks elektrilist lihasstimulatsiooni (EMS). Selle eesmärk on jäljendada sama tüüpi signaali, mida aju lihasesse treenides edastab. TENS ja NMES on suunatud keha erinevatele närvirühmadele. TENS on suunatud sensoorsetele närvidele, mis vastutavad ajus valusignaalide saatmise eest. NMES-i eesmärk on lihaste stimulatsioon, eriti motoorsete närvide kaudu. Sensoorsed ja motoorsed närvid reageerivad eri sagedustel, mistõttu mõjutavad NMES-i ja TENS-i seadmed keha erinevalt [8].

FES – funktsionaalne elektrostimulatsioon, mida kasutatakse terapeutilisel ravil ning see rakendab elektrilist stimulatsiooni lihasspasmide ja valu ravis. FES aitab vältida atroofiat ja tugevdada vigastustega patsiente [9].

ENMG – elektroneuromüograafia on uuring, mida kasutatakse mitmesuguste närvi- ja lihasehaiguste diagnoosimisel, mille käigus mõõdetakse lihaste elektrilist aktiivsust ning määratakse närvikiudude elektrilise impulsi leviku kiirus tunde- ja liigutusnärvis. Uuringu tulemusena selgub võimalik närvikahjustus. [10].

EEG – elektroentsefalograafia on uuring ajukoore elektrilise aktiivsuse hindamiseks. Uuring annab informatsiooni ajukoore seisundi ja funktsioneerimise kohta [11].

ECG või **EKG** – elektrokardiogrammi või nn südamefilmiga saab kehale asetatud elektrodide abil registreerida südame töö käigus tekkiva elektrilise aktiivsuse [12].

2.2 EKG elektrodid

Selles peatükis vaadeldakse EKG elektroode. Vaatluse alla on võetud just need elektrodid, sest selles töös tehakse mõõtmisi EKG elektrodidega.

Peatükis käsitletakse kolme levinud elektrooditüüpi. Vaadeldud on EKG geelelektroodid, kuivelektroodid ja mahtuvuslikud elektroodid.

2.2.1 EKG geelelektroodid

Esimene kirjeldatud bioelektrooditüüp on geelelektrood. Geelelektroodi näide on toodud joonisel 1.



Joonis 1. Ühekordne EKG geelelektrood [13].

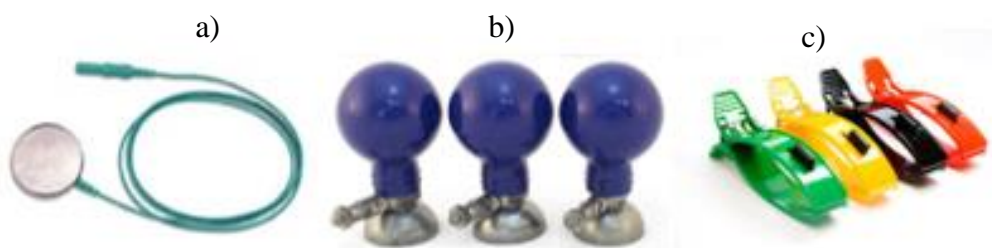
Geelelektroodid on sellised elektroodid, mis on tavaliselt valmistatud hõbedast/hõbekloriidist (Ag/AgCl). Naha ja elektroodi vahelise juhina on kasutuses elektrolüütiline geelmaterjal. Ag-/AgCl-elektroodidel on mõne rakenduse puhul puudusi, mis on viinud alternatiivsete elektrooditüüpide uurimiseni [5], [14]. Geelelektroode saab omakorda jagada kaheks: elektroodid kleepuva geeliga ja elektroodid geeliga immutatud käsna.

Biomeditsiinis kasutamiseks ja füsioloogilisteks uuringuteks otsitakse alternatiivi tavalistele geelelektroodi tüüpidele, eriti kui on vaja biosignaalide pikemat registreerimist. Varasemad uurimused on leidnud ka muid elektroodide alternatiive bioelektriliste rakenduste jaoks. Elektrolüütide kasutamine võib olla ebamugav, nt elektrolüütide geelide puhul on esinenud toksikoloogilisi probleeme. Varasemate uuringute järgi on bioelektrilistel salvestustel kasutatavate geelide tekitatud dermatiit „erakordselt haruldane“, siiski on nahareaktsioonide probleemid tavalised. Samuti võib elektroodide eemaldamine olla ebamugav [5], [15].

2.2.2 EKG kuivelektroodid

Järgmine tüüp on kuivad elektroodid. Kuivelektroodid koosnevad ühest metallist, mis toimib juhina naha ja elektroodi vahel. Need on tehtud tavaliselt roostevabast terasest, aga on ka kuld väga levinud. Samuti kasutatakse järgmiseid materjale: plaatina, pallaadium, iriidiumsulamid, teised pressimise teel saadud metallid ja sulamid [14].

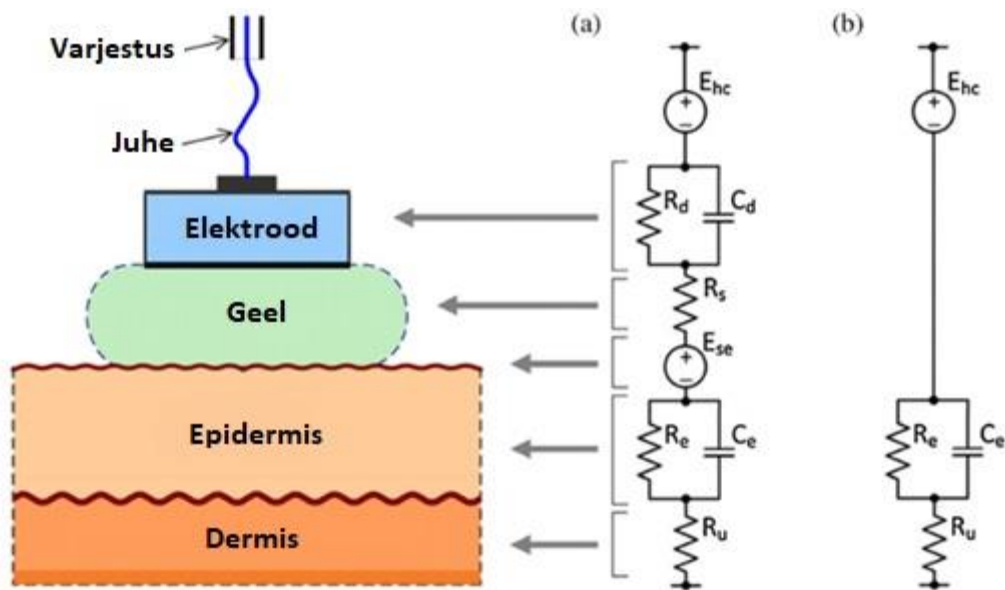
Kuiva elektroodi näidised on kujutatud joonisel 2. Joonisel 2 a) on näidatud kuivelektrood metallketta kujul. Joonistel 2 b) ja c) on kujutatud Eestis väga levinud mitmekordsed EKG elektroodid.



Joonis 2. a) Ühekordne kuivelektrood [16]; b) EKG mitmekordsed elektroodid, mida kleebitakse rindkerele [17]; c) Mitmekordsed EKG elektroodid, mida kleebitakse jäsemetele [18].

Elektriliste protsesside analüüsimiseks on mugav esitada elektroode ja keha osi ekvivalentsete elektriskeemidega. Joonisel 3 on näidatud geelelektroodi ja kuivelektroodi teoreetilised skeemid, kus skeemide tähendused: E_{hc} – elektroodi potentsiaal, R_d – elektroodi aktiivne komponent, C_d – elektroodi reaktiivne komponent, R_d ja C_d paralleelühendus – elektroodile ekvivalentne skeem, R_s – geel on näidatud takisti kujul, E_{se} – naha ja elektroodi potentsiaalide vahe, R_e ja C_e – epidermisele ekvivalentne skeem, R_U – dermis on näidatud takisti kujul [19].

Praktilises osas on vaadeldud mõned joonisel 3 näidatud aseskeemid.



Joonis 3. Elektroodi nahaga ühenduse elektriline mudel; (a) geelelektrood, (b) kuivelektrood [19].

2.2.3 EKG mahtuvuslikud elektroodid

Isolatsioonielektroodid ehk mahtuvuslikud elektroodid koosnevad õhukese dielektrilise pinnakihi metallist või pooljuhist. Bioelektriline signaal on mahtuvuslikult ühendatud naha ja aluspinna vahel [5].

Mahtuvuslik elektroditehnoloogia võimaldab mõõta biosignaale mööda rõivaid. See on väga tähtis isolatsioonielektroodide omadus, kuna nendest elektroodidest saab teha kantavaid biomeditsiiniseadmeid, mis võimaldab tervisliku seisundi jälgimist ka kodus keskkonnas, võimaldades paigaldada mahtuvuslikud elektroodid kodus olevatele seadmetele. Mõne uuringu järgi on mahtuvuslike elektrodide abil rõivaste kaudu saadud biopotentsiaalsete signaalide kvaliteet niiskete elektrodide sarnane. Maailmas varem tehtud uuringute tulemused näitavad, et paljudel juhtudel on kuivade ja isolatsioonielektroodide jõudlus geelelektroodidega võrreldes isegi parem [5], [20].

Teadusmaailmas on juba mahtuvuslikke elektroode materjali järgi võrreldud ja saadud mõned tulemused. Si_3N_4 (räninitriidist) tehtud elektroodidel on suur SNR. Si_3N_4 roostevabal terasel tehtud elektroodidel on samuti suur SNR, elektroodide liikumisest tuleneb madala sagedusega signaal. Ta_2O_5 (tantaalpentoksiidist) tehtud elektroodide näitajad on normaalsed seni, kuni tugevalt kriimustatud. SiO_2 Si peal (ränidioksiidist räni peal) valmistatud elektroodidel on elektrivälja probleemid, liikuva eseme probleem on tingitud pikaajalisest RC-konstandist [5].

2.2.4 Aktiivsed ja passiivsed elektroodid

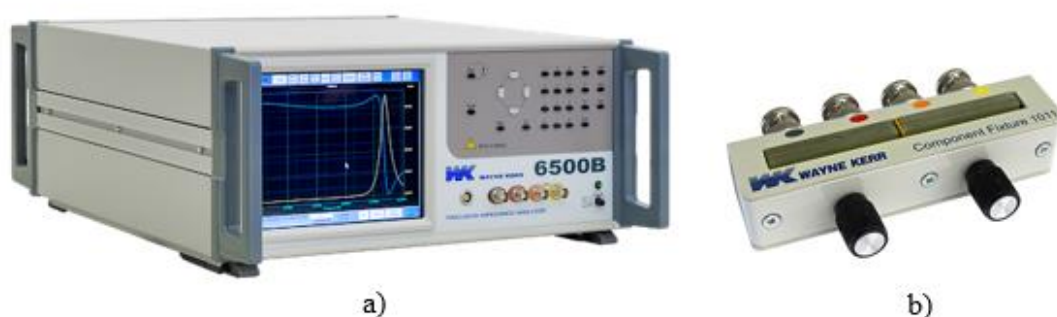
Bioelektroodid jagunevad aktiivseteks ja passiivseteks. Aktiivsetel elektroodidel on eelvõimendusmoodul vahetult pärast juhtivat materjali naha ja elektroodi vahel. See võimaldab signaali võimendada enne elektroodi ja süsteemi vahelise lisamüra tekitamist, mis signaali hõivaks, töötleks või võimendaks. Passiivsetel elektroodidel ei ole eelvõimendusmoodulit nagu aktiivsete elektroodide puhul. Selle asemel laiendab see lihtsalt ühendust juhtivast materjalist signaali hõivamise, töötlemise või võimendamise seadmeteni [14].

Mõõdetava teabe tüüp võib palju mõjutada otsust, kas kasutada aktiivseid või passiivseid elektroode. Aktiivseid elektroode kasutatakse näiteks juhul, kui asjaomane inimene on liikumises, kuna liikumised võivad tekitada artefakte, signaali deformatsioone või siis, kui töö toimub märkimisväärse elektromagnetilise müraga keskkonnas. Teisest küljest on aktiivsetel elektroodidel üldiselt kõrgem hind kui passiivsetel elektroodidel. Lisaks on aktiivsed elektroodid raskemad ja vajavad rohkem ruumi, seega on nende puhul vähem liikumisvabadust kui passiivsete puhul [14].

Elektroode on võimalik eristada ka kinnitusviisi ja polariseeritavuse järgi. Ühegi juhtumi jaoks pole täiuslikku elektroodivalikut – ideaali on rakse leida. Selle asemel tuleks üksikasjalikult analüüsida uuringu ja katse eesmärke, et hoolikalt määratleda kasutatav elektroodikomplekt, seejuures valides elektroodimaterjali lähtudes vajalikust SNR-ist, artefakti suuruselt ja potentsiaalilt. Kui kasutatakse aktiivseid elektroode (kui puhverdamine/võimendamine toimub elektroodide asukohas), pööratakse naha-elektroodide impedantsile palju vähem tähelepanu võrreldes passiivsete elektroodidega [5], [14].

3 Mõõtmised elektrikomponentide ja bioelektroodidega

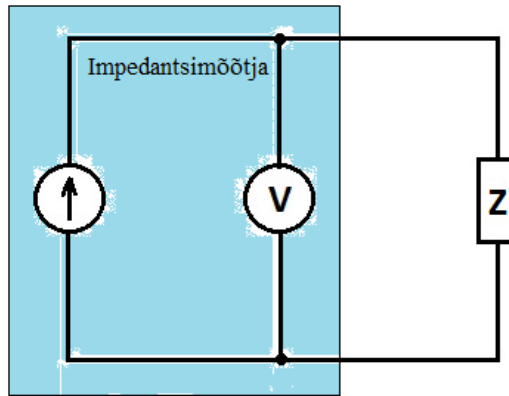
Impedantsi mõõtjana (Precision Impedance Analyzer) kasutasin seadet Wayne Kerr 6500B. Seadme mõõteviga on $\pm 0,05\%$, mis on suhteliselt väike väärtus [21]. Komponentide kinnitamiseks ja signaali saamiseks oli kasutusel lisamoodul Wayne Kerr Component Fixture 1J1011. Mõõteseadmega ergutamine toimus 1 V pingega. Kõik mõõtmised viidi läbi ühesugustes tingimustes toatemperatuuril. Seade ja moodul on näidatud joonisel 4. Signaalitöötlus oli teostatud probrammi LabVIEW abil. Pilt LabVIEW keskkonnast on leitav lisas 1.



Joonis 4. Mõõteseade Wayne Kerr 6500B (a) ja seadme lisamoodul – Component Fixture 1J1011 (b) [21].

Mõõtmisi tein nii juhtmetega kui ka ilma, st ühendasin komponente otse aparati. Kasutasin juhtmeid pikkusega 25 mm (edaspidi *juhtmed* või *väiksed juhtmed*) ning 50 mm (edaspidi *pikad juhtmed*). Elektriskeemide impedantsi mõõtmiseks kasutasin ka makettplaati.

Joonisel 5 on kujutatud kahe elektroodiga impedantsi mõõtmise tüüpiline skeem. Mõõteseade on märgitud sinisega ning mõõdetav impedants on paremal poolel.



Joonis 5. Impedantsi mõõtmise skeem [22].

3.1 Teoreetilised alused

Impedants on vahelduvvoolule avalduv takistus elektriahela kahe punkti vahel. Impedantsi nimetatakse ka elektriahela näivtakistuseks ehk täistakistuseks. Impedantsi tähistus on Z , mõõteühik on oom ning mõõteühiku tähis on kreeka oomega (Ω) [23].

Impedants koosneb elektriahela kõigi komponentide takistustest: aktiivsetest, mahtuvuslikest ja induktiivsetest [23].

Impedantsi kaks üldkomponenti on:

- aktiivtakistus ehk resistents R ;
- reaktiivtakistus ehk reaktants X , kusjuures mahtuvusliku takistuse tähistus on X_C ja induktiivse takistuse tähistus on X_L [23].

Impedantsi valem on avaldatud kujul:

$$Z = R + jX \text{ [23]}$$

Impedantsi moodul $|Z|$ ning faas ϕ sõltuvad nii resistentsist kui ka reaktantsist [23].

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \text{ [23]}$$

$$\phi = \arctan \frac{X}{R} \text{ [23]}$$

Impedantsi moodul on pinge ja voolu amplituudide suhe. Faas on pinge ja voolu faaside vahe [23].

Reaktiivtakistuse väärtus näitab vooluahela reaktsiooni suurust ainult vahelduvvoolule ja see sõltub vahelduvvoolu sagedusest. Kui $X < 0$, siis öeldakse, et reaktiivtakistus on mahtuvuslik. Negatiivne reaktiivtakistus tähendab, et pinge faas on voolu faasi tagapool. Kui $X = 0$, siis impedants on puhtalt aktiivne. Null-reaktiivtakistus tähendab, et pinge ja voolu faasid ühtivad. Näiteks võib tuua RLC-ahela, kui X_C ja X_L on vastastikku hävitatud. Kui $X > 0$, siis öeldakse, et reaktiivtakistus on induktiivne. Kui reaktiivtakistus on positiivne, siis see tähendab, et pinge faas on voolu faasi eespool [23].

Mahtuvuslik reaktiivtakistus X_C on pöördvõrdeline signaali sageduse ja mahtuvusega C :

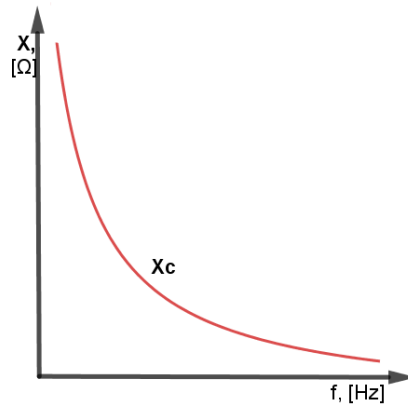
$X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C}$, kus ω on vahelduvvoolu nurksagedus. Kusjuures $\omega = 2\pi f$, kus f on vahelduvvoolu sagedus hertsides (Hz) [23].

Mahtuvuslikku elementi nimetatakse kondensaatoriks. Kondensaator koosneb kahest juhust, mis on üksteisest eraldatud isolaatori ehk dielektriku abil [24].

Madalatel sagedustel või alalisvooluahelas katkestab kondensaator vooluringi, kuna vool ei saa minna läbi dielektriku. Kui algul tühjenenud kondensaatorile rakendatakse konstantset pinget, indutseeritakse kondensaatori plaatidel laengud, mille elektriväli on vastupidine välise pingesallika väljale. Seetõttu on sellel alghetkel vool ahelas maksimaalne. Toiteallika ja kondensaatori potentsiaalid seejärel ühtlustuvad ning vool peatub vooluringis. Kui elektrialahelas on alalisvool, siis tähendab see, et kui selle sagedus on null, on mahtuvuse takistus lõpmata suur. Seepärast ei saa alalisvool läbida mahtuvusega vooluahelat [24].

Vahelduvvooluahelasse kaasatud kondensaatoril on piiratud aeg energia kogumiseks, enne kui potentsiaalide erinevus oma märgi muudab. See tähendab, et voolul pole aega nullini langeda, nagu alalisvooluahela puhul. Mida suurem on sagedus, seda vähem laeng kondensaatoris akumulereerub ja seda vähem reageerib kondensaator välisvoolule (takistus väheneb). Mahtuvusliku reaktiivtakistuse väärtus on seda madalam, mida suurem on mahtuvus ja kõrgem vahelduvvoolu sagedus [24].

Mahtvusliku reaktiivtakistuse graafik on näidatud joonisel 6.

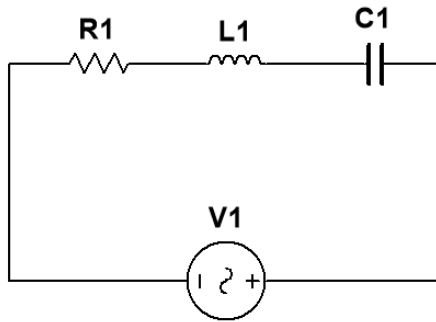


Joonis 6. Mahtvusliku reaktiivtakistuse graafik [24].

Induktiivne reaktiivtakistus X_L on võrdeline signaali sageduse ja induktiivsusega L : $X_L = \omega L = 2\pi fL$. Induktiivne element on induktiivpool – pikk juht, näiteks mähise kujul keritud traat [23].

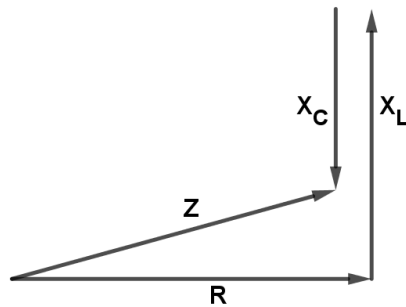
Vooluahela reaktiivse elemendi korral on elemendi sinusoidne pingeline voolu suhtes faasi nihutatud 90 kraadi võrra ($\frac{\pi}{2}$ radiaani) [23]. Üldjuhul, kui vooluahel sisaldab kõiki kolme tüüpi takistusi, määratakse kõigepealt selle vooluahela reaktiivtakistus ja seejärel vooluahela kogutakistus [24].

RLC-ahela (näide RLC-ahelast on toodud joonisel 7 näidatud skeemis) reaktiivtakistus koosneb induktiivsetest ja mahtvuslikest takistustest. Kuna need kaks reaktiivtakistus tüüpi on oma olemuselt üksteisega vastandlikud, võrdub ahela kogu reaktiivtakistus nende erinevusega [25]. Sellest saab järeldada, et RLC-ahela jaoks kehtib valem: $X = X_L - X_C = \omega L - \frac{1}{\omega C}$. Ahela kogu reaktiivtakistus võib olla induktiivse või mahtvusliku iseloomuga, sõltuvalt sellest, milline neist kahest takistusest – X_L või X_C – domineerib [25].



Joonis 7. RLC-ahel [25].

RLC-ahela impedantsi suhet on kujutatud joonisel 8.



Joonis 8. RLC-ahela impedantsi joonis [25].

3.2 Elektroonikakomponentide impedantsi mõõtmine

Esimene samm lõputöö praktilisest osast on elektrikomponentide impedantsi mõõtmiste analüüs. Töös kasutasin takisteid väärtustega 1 k Ω ja 100 k Ω ning kondensaatoreid väärtustega 1 nF, 10 nF, 0,47 μ F. Nagu on näidatud joonisel 3, saab elektroode ja nahka vaadelda nagu takistite ja kondensaatorite ühendusi. Mõõtes nende elektrikomponentide ja nendega tehtud skeemide impedantsi, tekib ettekujutus, milline pilt peaks ka elektrootide impedantsi mõõtmistel olema. Lisaks saab paremini aru impedantsi teooriast ning toimub nii-öelda mõõteseadme kontroll.

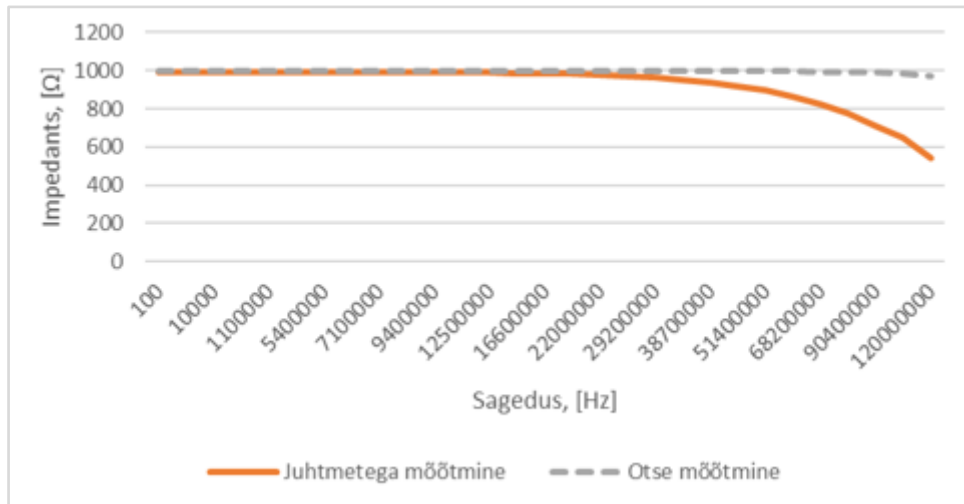
Alustasin 1 k Ω takisti impedantsi mõõtmistega. Joonisel 9 on näidatud 1 k Ω takisti impedantsi graafik. Teoreetiliste materjalide põhjal oleks teoreetiline näit täpselt 1 k Ω ,

tegelikkuses aga sellist ideaalnäitu tulema ei pea. Esiteks sellepärast, et takisti takistusel on oma ebatäpsus (praegusel juhul 1%), teiseks esineb mõõteseadme mõõteviga, muu hulgas on mõõtmiste käigus kehtiv SNR. Võib oletada, et väga kõrgetel sagedustel ei ole näit $1\text{ k}\Omega$ lähedal, kuna kui mõõta impedantsi kõrgetel sagedustel, võivad mõjutada näite samuti komponentide induktiivsed ja mahtuvuslikud omadused. Hea teada ideaalset mõõtu, et seda hiljem tehtud mõõtmistega võrrelda.

Takisti impedantsi otsemõõtmise joon on joonisel 9 näidatud halli värviga. Mõõdetud takisti impedantsi väärtus alates 100 Hz kuni umbes $14,4\text{ MHz}$ on vahemikus $1000,0 \div 100,6\ \Omega$. Selles vahemikus olevad väärtused vastavad takisti ja seadme ebatäpsusele. Maksimaalne lubatud mõõtehälve on sel juhul $10,5\ \Omega$. Alates umbes $16,6\text{ MHz}$ sagedusest toimub impedantsi langus igas mõõtepunktis mõne oomi võrra ning sagedusel 120 MHz on impedantsi väärtus $970,5\ \Omega$. Siin võis tekkida viga komponendi takistuslike omaduste vähenemise tõttu.

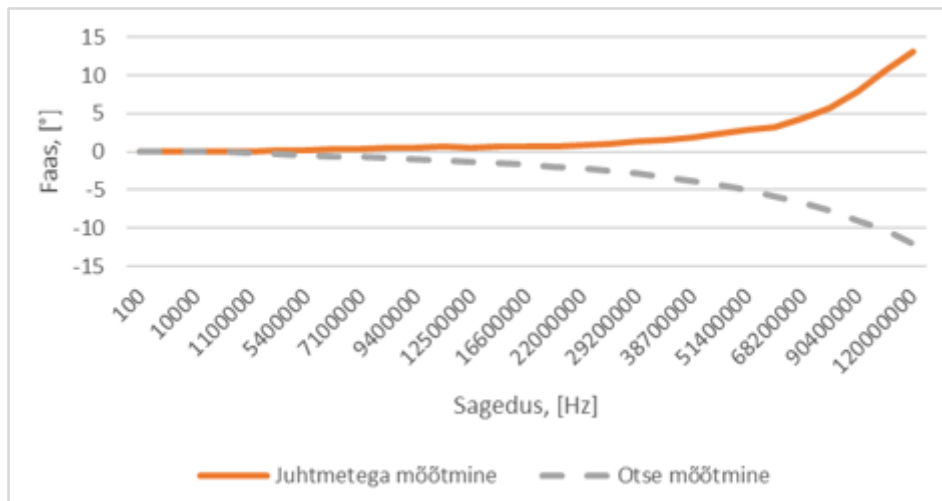
Joonisel 9 on pikkade juhtmetega mõõtmine näidatud oranži joonega. Nagu võib graafikust näha, ei ole impedantsi väärtus graafiku lõpus $1\text{ k}\Omega$ näidu lähedal – toimub selle eksponentsiaalne langus. Kogu aja vältel alates 100 Hz kuni umbes $12,5\text{ MHz}$ on takisti impedantsi väärtus ligikaudu $994\ \Omega$, mis on lubatud mõõtmise diapsoonis. Järgmises mõõtepunktis (umbes $14,4\text{ MHz}$) on takisti impedantsi väärtus juba $987,7\ \Omega$ ning sagedusel 120 MHz langeb impedants umbes väärtuseni $538,8\ \Omega$.

Seega $1\text{ k}\Omega$ takisti impedantsi mõõtmised näitavad, et pikkade juhtmetega mõõtmine ehk pikk vahemaa mõõtemasinast elektrikomponendini mõjutab mõõtetulemusi kõrgetel sagedustel halvasti. Mida kõrgemaks lähevad sagedused, seda rohkem on takistus muutunud, sest sagedus püüab leida nii-öelda lühemat teed läbimiseks.



Joonis 9. 1 kΩ takisti impedantsi graafik.

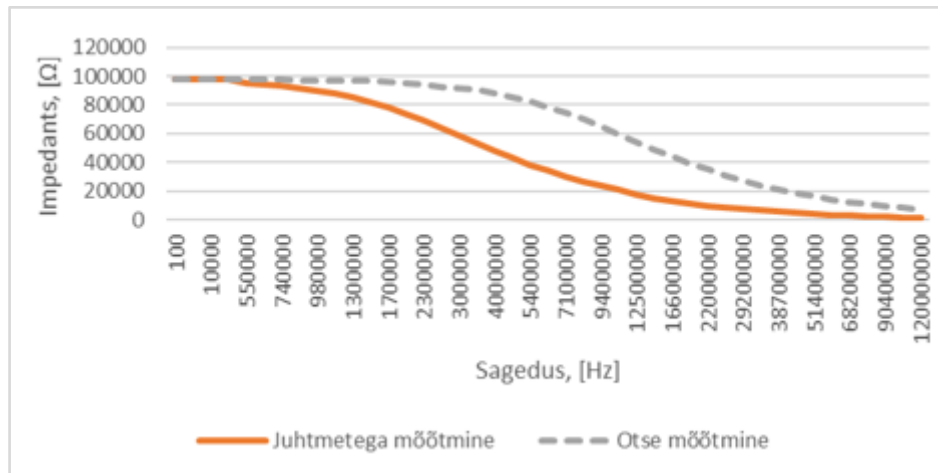
Joonisel 10 on näidatud 1 kΩ takisti faasi graafik. Faasi teoreetiline näit oleks 0°, kuna ahelas puudub reaktiivtakistuslik komponent. Nagu saab graafikult näha, kui faas on mõõdetud juhtmetega, siis on faasil positiivsed väärtused, st domineerivad induktiivsed omadused. Otse mõõtmise puhul on faas pööratud teise suunda ja peamised on sel juhul mahtuvuslikud omadused.



Joonis 10. 1 kΩ takisti faasi graafik.

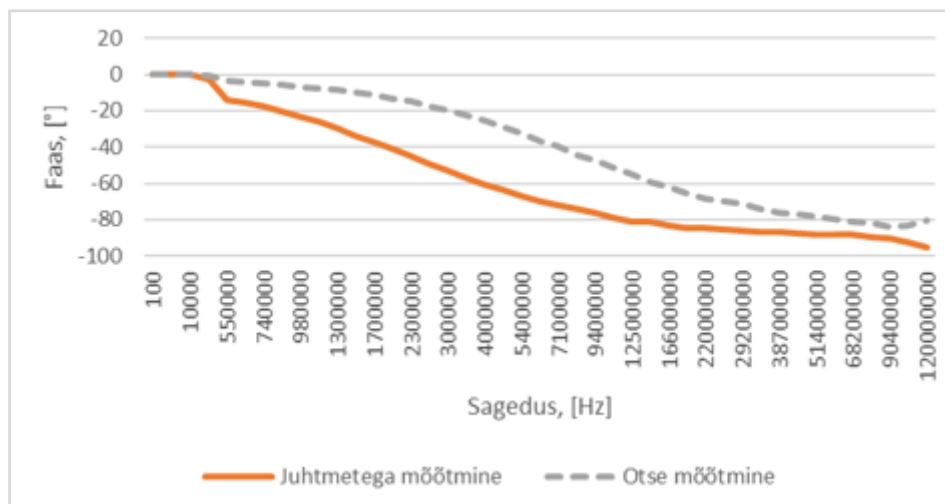
Joonisel 11 on näidatud 100 kΩ takisti impedantsi graafik. Teoreetiline näit graafikul oleks 100 000 Ω ehk 100 kΩ. Otse mõõtmisel on aktiivtakistuse väärtus pikemat aega

lähedane takisti teoreetilisele aktiivtakistusele ideaalsel juhul, kui võrrelda seda juhtmetega mõõtmise korral.



Joonis 11. 100 kΩ takisti impedantsi graafik.

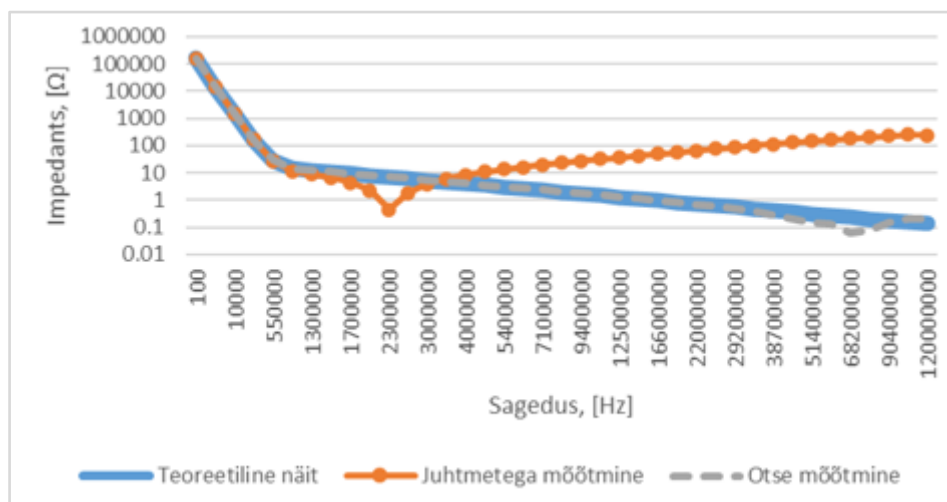
Joonisel 12 on kujutatud 100 kΩ takisti impedantsi graafik. Faasi ideaalnäit on 0°. Mõlemad graafikul olevad jooned on nullile lähedased kuni sageduseni umbes 500 kHz. Otse mõõdetud faas püsib nullile ehk ideaalnäidule lähedam pikemat aega kui juhtmetega mõõdetud faasi näit. Seega kestavad takistuslikud omadused takistil kauem siis, kui vahemaa impedantsimõõtjast takistini on lühem.



Joonis 12. 100 kΩ takisti faasi graafik.

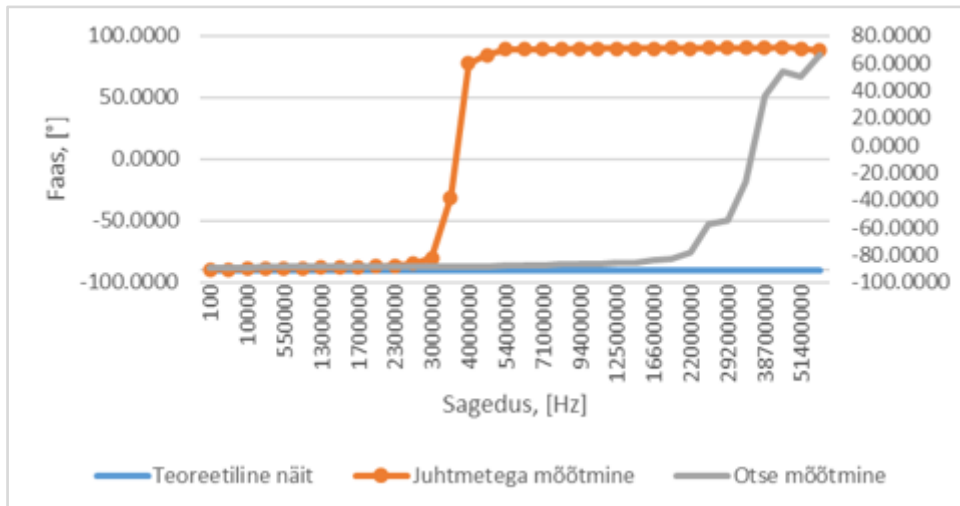
Joonisel 13 on kujutatud 10 nF kondensaatori impedantsi graafik. Graafikult on näha, et otse mõõtmise puhul alates umbes 38,7 MHz sagedusest toimub impedantsi kiire vähenemine ning alates umbes 68,2 MHz sagedusest kuni graafiku lõpuni kondensaatori impedantsi väärtus kasvab. Niisugusel juhul räägime kõrgete sageduste puhul väga väikestest impedantsi muutustest – kuni 1 Ω . Sarnane olukord tekkis siis, kui mõõdeti juhtmete abil, st otse mõõtmisega võrreldes hakkas juhtmetega mõõtmise impedants muutuma varem – juba sagedusel umbes 483 kHz. Siin on impedantsi väärtuste kõikumised suuremad ja impedants graafiku lõpus kasvab kuni väärtuseni 244,1 Ω . Kuna ideaalnäit graafiku lõpus oleks 0,2 Ω , siis hälve näidust on umbes 1203 korda. Otse mõõdetud impedants ühtib teoreetilise mõõduga palju kauem kui juhtmetega saadud näit.

Näited 10 nF kondensaatori impedantsi teoreetilise näidu jaoks tehtud arvutustest on leitavad lisas 2. Ülejäänud arvutused on tehtud Microsoft Office Exceli abil. Arvutused teiste komponentide ja skeemide jaoks on tehtud samas programmis.



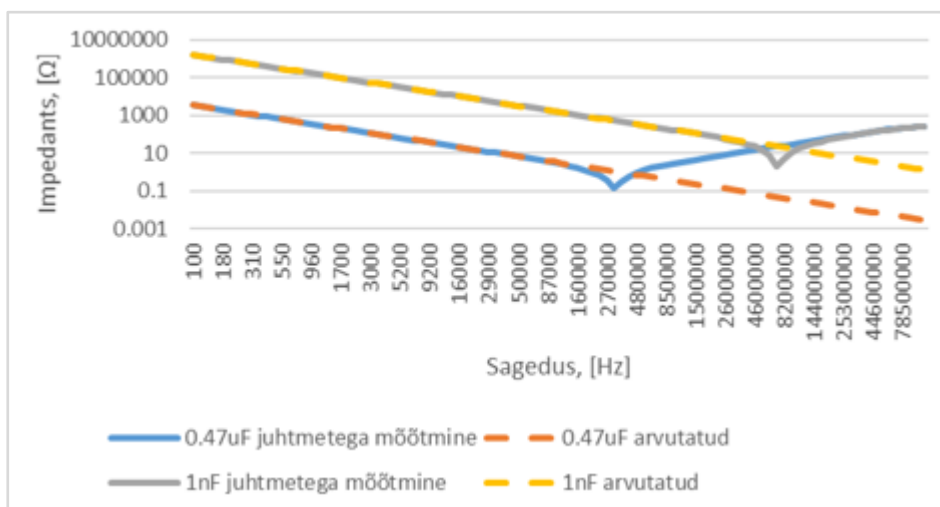
Joonis 13. 10 nF kondensaatori impedantsi graafik.

Ülalõigus toodud olukorda saab põhjendada, kui vaadata mõõdetud faasi graafikut (joonis 14). Faas on konstantselt -90° , nagu peabki teooria järgi mahtuvuslikul reaktiivtakistusel olema, aga ainult hetkeni, mil hakkab impedantsi väärtus järsult vähenema ja peale seda kasvama (resonants). Sellisel juhul hakkavad mõjuma kondensaatori induktiivsed omadused.

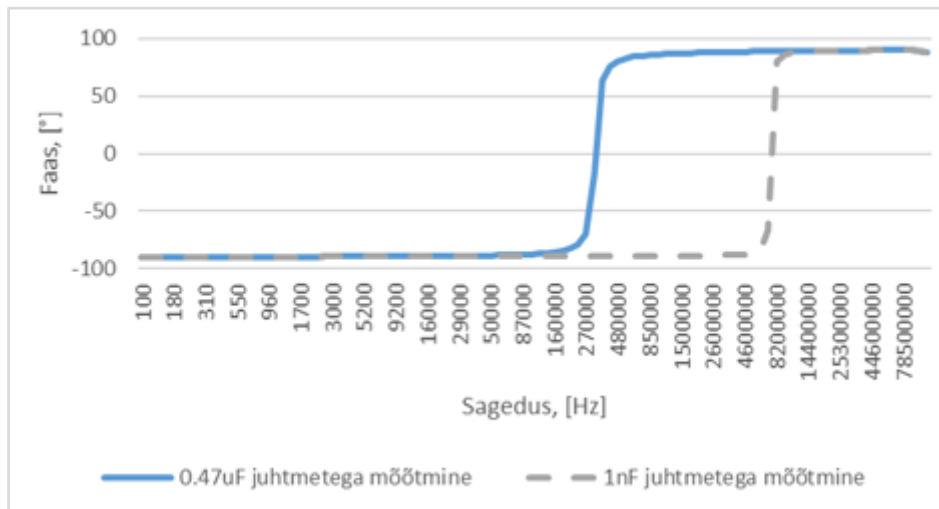


Joonis 14. 10 nF kondensaatori faasi graafik.

Joonis 15 ja joonis 16 on toodud näitamaks, et eri mahtuvustega kondensaatorite impedantsi ja faasi graafikute kujud on sarnased. Nagu oli teoreetilistes alustes öeldud, siis läheneb kondensaatori impedants lõpmatusele sageduse alanemisel ja see kehtib ka esitatud graafikutel kuni kõrgete sagedusteni. Ideaalne faasinäit oleks sellisel juhul -90° , kuid tekib resonantsagedus (misjärel faasi kraadi nurk muutub vastupidiseks) ning just resonantsagedusel hakkab kondensaatori impedantsi väärtus kasvama. Mõõtmistest tuli ka välja, et mida väiksem on kondensaatori väärtus, seda kauem vastab kondensaatori mõõdetud reaktiivtakistus teoreetilistele alustele. Arvutused kondensaatorite impedantsi arvutamiseks on tehtud valemi järgi: $X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C}$.



Joonis 15. 0,47 uF ja 1 nF kondensaatorite impedantsi graafik.



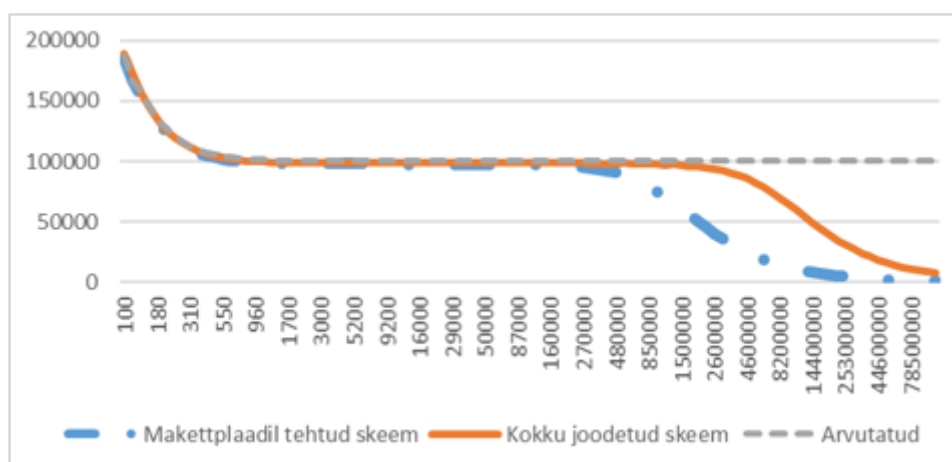
Joonis 16. 0,47 uF ja 1 nF kondensaatorite faasi graafik.

3.3 Elektriskeemide impedantsi mõõtmine

Selles peatükis on analüüsitud impedantsi mõõtmised, mis tehti takisti ja kondensaatorite jada- ja paralleelühendusel. Samuti on tehtud natuke keerukamate skeemide impedantsi mõõtmiste analüüs. Võrreldud on kahte tüüpi ühendust. Esimene on see, kui komponendid on omavahel kokku joodetud. Jootmise pilt on näha lisas 3. Teine on see, kui ühendused on tehtud makettplaadil, mille pilt asub lisas 4.

100 k Ω takisti ja 10 nF kondensaatori järjestikühenduse impedantsi tehtud mõõtmiste graafik on näidatud joonisel 17. Arvutatud, makettplaadil tehtud skeemil ja jootmise meetodiga tehtud skeemil erinevad impedantsi väärtused graafiku algusest kuni sageduse väärtuseni umbes 156 kHz ainult 2% võrra. Alates umbes 156 kHz sagedusest hakkab makettplaadi abil mõõdetud skeemi impedants vähenema ning 120 MHz sagedusel selle väärtus on umbes 291 Ω . Kokku joodetud skeemi mõõdetud impedantsi väärtus on arvutatud impedantsile lähedane kuni sageduseni umbes 1,7 MHz ning ainult pärast seda hakkab impedantsi väärtus selgelt vähenema ning graafiku lõpus on see 7,3 k Ω . Kui võrrelda seda makettplaadil tehtud mõõtmistega ja arvutatud impedantsi väärtusega, siis kokku joodetud skeemi tulemus on arvutatud impedantsi omale lähedasem, kuid siiski hälve arvutatud näidust on väga suur. Teoreetiliste arvutuste järgi

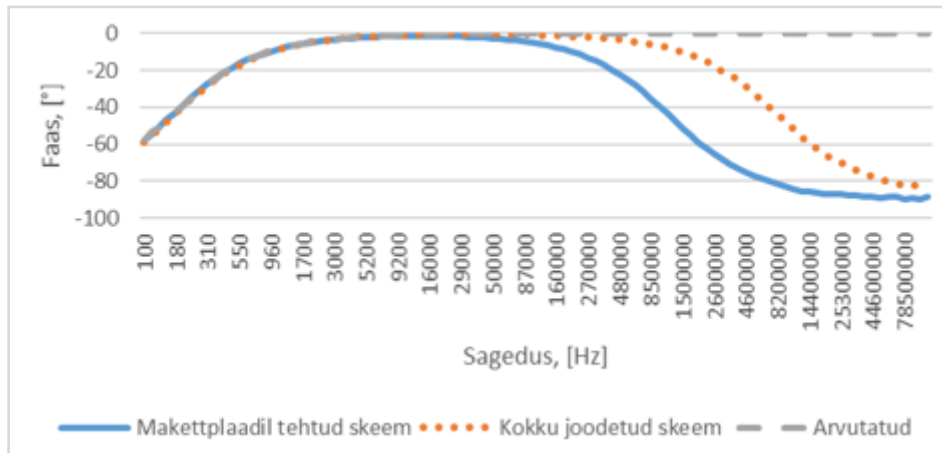
peab impedantsi väärtus vähenema kuni 1 kHz sageduseni. Nii toimub ka mõõdetud impedantsi puhul ning sel juhul domineerivad takistuslikud väärtused. Edasi peaks teooria järgi impedantsi väärtus olema võrdne 100 000 Ω -ga, mis tähendab, et peale 1 kHz peab domineerima takisti, kuid mõõdetud tulemustel hakkavad domineerima skeemi mahtuvuslikud omadused. Joonisel 17 oleval graafikul „Arvutatud“ joone jaoks näide 100 Hz juures arvutamise jaoks oleks järgmine: $Z = \sqrt{R^2 + X_C^2} = \sqrt{(100 * 10^3)^2 + \frac{1}{(2 * \pi * f * C)}^2} = \sqrt{10^{10} + \frac{1}{(2 * \pi * 100 * 10^{-8})}^2} = \sqrt{10^{10} + 159154,9431^2} = 187963,5494 \approx 187963,5 (\Omega)$.



Joonis 17. 100 k Ω takisti ja 10 nF kondensaatori impedantsi graafik jadaühenduse korral.

Joonisel 18 on näidatud 100 k Ω takisti ja 10 nF kondensaatori jadaühenduse faasi graafik. Tulemus kokku joodetud skeemi puhul on arvutatud tulemusele lähedam kui makettplaadil tehtud skeemi oma.

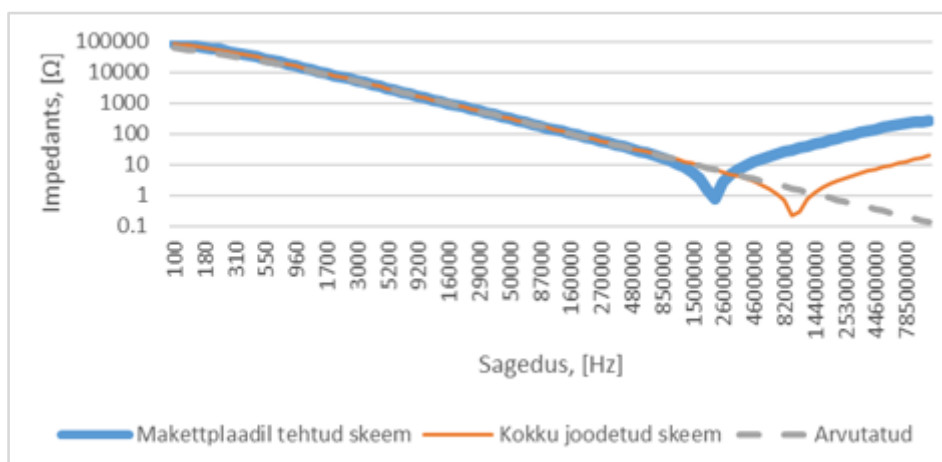
$$100 \text{ Hz juures oleks faas arvutatav nii: } \phi = \arctan\left(-\frac{1}{2 * \pi * f_1 * C * R}\right) * \frac{180}{\pi} = -\arctan\left(\frac{X_{C1}}{R}\right) * \frac{180}{\pi} = -\arctan\left(\frac{159154,9431}{10^5}\right) * \frac{180}{\pi} \approx -57,8 (^{\circ}) [25].$$



Joonis 18. 100 kΩ takisti ja 10 nF kondensaatori faasi graafik jadaühenduse korral.

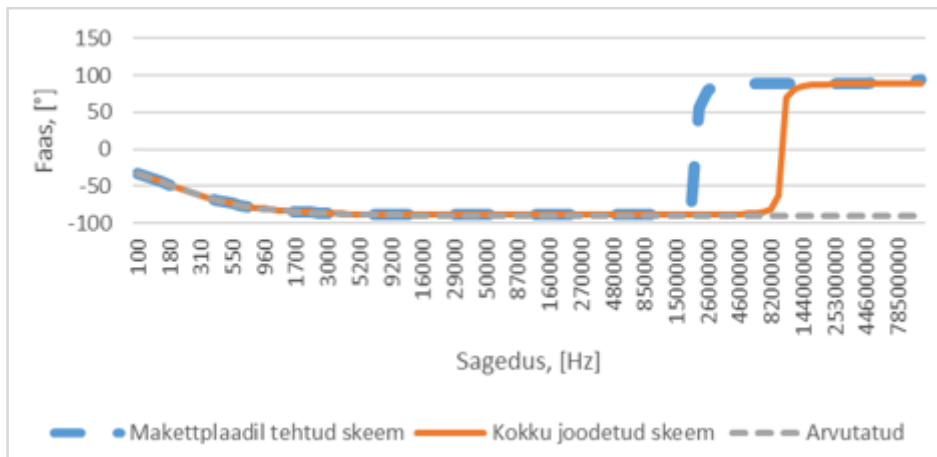
Joonisel 19 on 100 kΩ takisti ja 10 nF kondensaatori impedantsi graafik nende paralleelühenduse korral. Alguses maketi abil mõõdetud impedantsi väärtused ja jootmise meetodikaga mõõdetud impedantsi väärtused on peaaegu ühesugused, need erinevad vaid 0,1% ulatuses. Arvutatud näit erineb nendest väärtustest graafiku alguses 25% ehk 21,4 kΩ võrra. See on tingitud asjaolust, et madalatel sagedustel peab olema läbitud mingi aeg selle hetkeni, kui näidud ühtlustuvad. Graafik on sarnane kondensaatorite impedantsi graafikuga ja võib teha järelduse, et selles skeemiühenduses domineerivad mahtuvuslikud omadused. Arvutamiseks oli kasutus tavaline valem

komponentide paralleelühenduse jaoks:
$$Z = \frac{R \cdot X_C}{R + X_C} = \frac{10^5 \cdot 159154,9431}{10^5 + 159154,9431} = 61413,04549 \approx 61413,0 (\Omega).$$



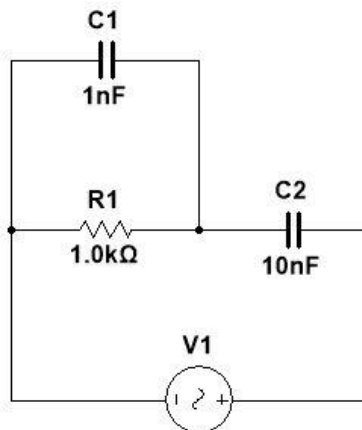
Joonis 19. 100 kΩ takisti ja 10 nF kondensaatori impedantsi graafik paralleelühenduse korral.

Joonisel 20 on näidatud paralleelselt ühendatud 100 kΩ takisti ja 10 nF kondensaatori faasi graafik. Graafikus on näha resonantsi kõigil variantidel, v.a arvutatud näidu puhul, kuna arvutatud näit oleks ideaalnäit ning seda reaalelus ei peagi tekkima. Resonants tekib maketi abil tehtud mõõtmise korral sagedusel umbes 2 MHz ja kokku joodetud skeemil sagedusel umbes 10 MHz. Nendel hetkedel on skeemi voolu faas pinge faasiga ühes faasis ning induktiivsed ja mahtuvuslikud komponendid on omavahel tasakaalus. Faasi teoreetiline näit (graafikus „Arvutatud“) on arvutatav järgmiselt:

$$\phi = \arctan(-2 * \pi * f * C * R) * \frac{180}{\pi} [25].$$


Joonis 20. 100 kΩ takisti ja 10 nF kondensaatori faasi graafik paralleelühenduse korral.

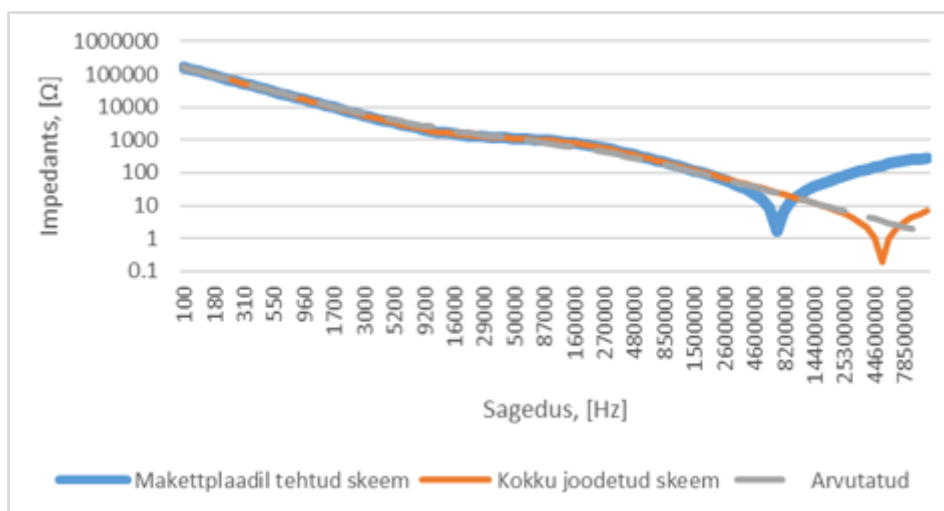
Joonisel 21 on näidatud järgmine analüüsitud skeem ehk skeem number 1a, kus 1 kΩ takisti ja 1 nF kondensaator on ühendatud omavahel paralleelselt ning sellele ühendusele on lisatud järjest 10 nF kondensaator.



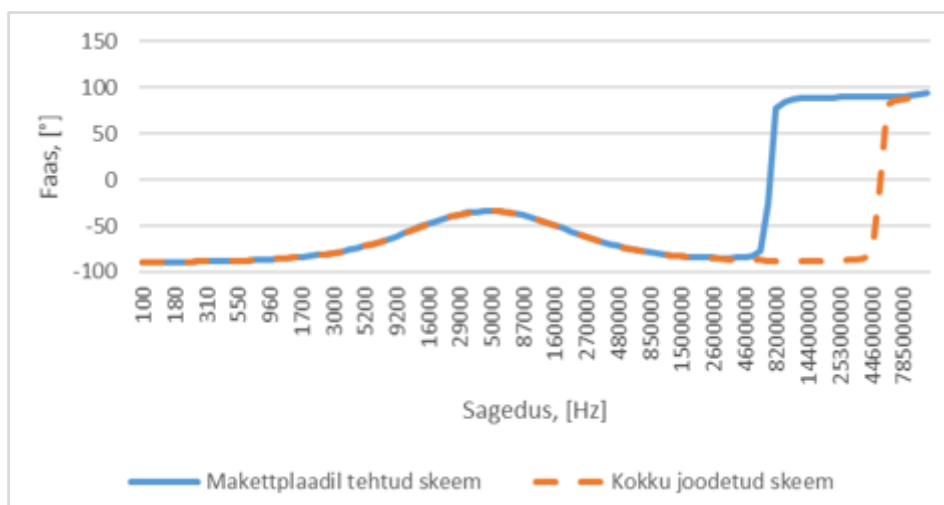
Joonis 21. Skeem number 1a.

Joonisel 22 on näidatud skeemi number 1a impedantsi graafik, mõõdetud kahel viisil ning ühe arvutatud näiduga, nagu eelmised skeemide graafikud. Joonte kujud on sarnased kondensaatorite impedantsi joone kujuga ning võib väita, et siinsel juhul domineerivad skeemis impedantsi mõõtmisel mahtuvuslikud omadused. Skeemi number 1a faasi graafik on kujutatud joonisel 23. Kokku joodetud skeemi faasi näidud on pikemat aega -90° -le lähemal kui makettplaadil tehtud skeemi abil. Arvutus skeemi number 1 impedantsi arvutamiseks sagedusel 100 Hz: $Z = R_1 || X_{C_1} + X_{C_2} =$

$$\frac{1000 \cdot \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot C_1}}{1000 + \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot C_1}} + \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot C_2} = \frac{1000 \cdot \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 100 \cdot 10^{-9}}}{1000 + \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 100 \cdot 10^{-9}}} + \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 100 \cdot 10 \cdot 10^{-9}} \approx 160154,3 (\Omega).$$

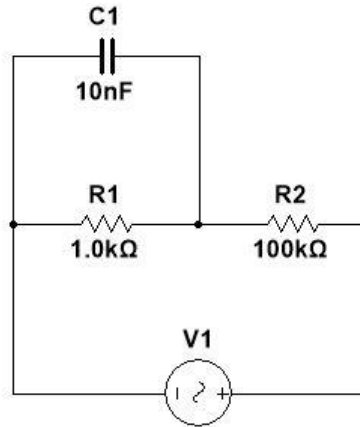


Joonis 22. Skeemi number 1a impedantsi graafik.



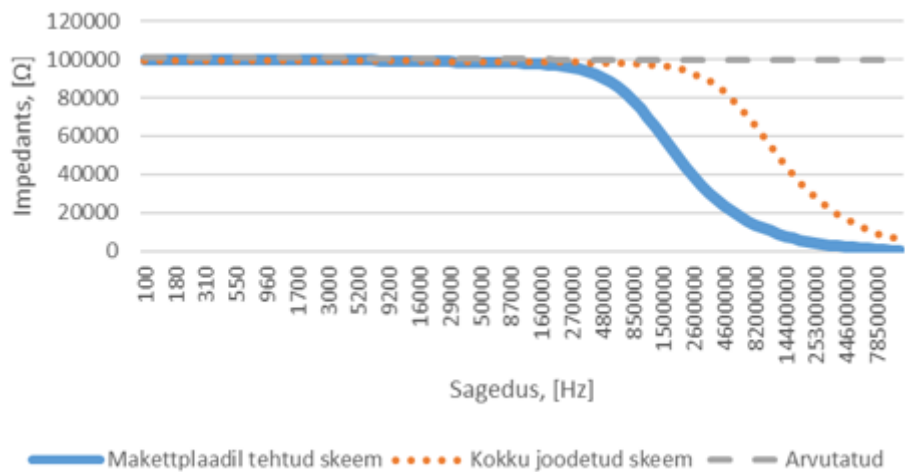
Joonis 23. Skeemi number 1a faasi graafik.

Joonisel 24 kujutatud skeem number 1b: 1 kΩ väärtusega takisti on ühendatud 10 nF kondensaatoriga paralleelselt ja selle skeemi osale on järjestikku ühendatud 100 kΩ takisti.

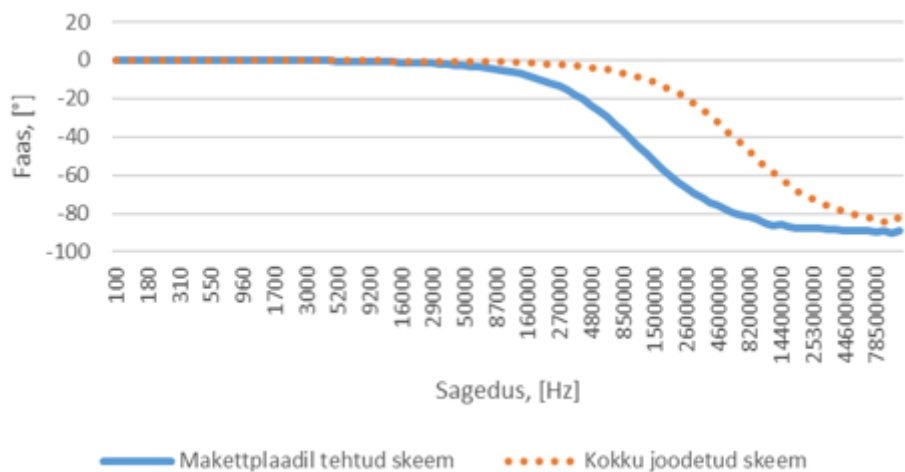


Joonis 24. Skeem number 1b.

Joonisel 25 on kujutatud skeemi number 1b impedantsi graafik. Nagu ka teiste skeemide puhul, siis püsib kokku joodetud skeemi variant kauem arvutatud näidu sarnane, kui võrrelda maketi näiduga. Teoreetiliste arvutuste järgi peavad niisugusel juhul domineerima takistuslikud omadused, st arvutatud näit on kogu sagedustelje vältel 100 000 Ω väärtuse lähedal. Mõõdetud impedantside puhul aga niimoodi ei toimu ja teatud hetkel hakkavad domineerima mahtuvuslikud omadused (makettplaadil tehtud mõõtmiste korral umbes 210 kHz sagedusel ning kokku joodetud variandi korral umbes 1,3 MHz sagedusel). Skeemi number 1b faasi graafikut on näha joonisel 26. Skeemi number 1b jaoks impedantsi väärtused on arvutatavad: $Z = \frac{R_1 * X_{C_1}}{R_1 + X_{C_1}} + R_2$.



Joonis 25. Skeemi number 1b impedantsi graafik.



Joonis 26. Skeemi number 1b faasi graafik. 26

3.4 Mõõtmised elektrodidega

Selles peatükis analüüsin eri aegumisastmega kokku liimitud elektrodide impedantsi. Seesugune analüüsiviis annab võimaluse välja selgitada, kuidas käituvad bioelektroodid „kõlblik kuni“ aja möödumisel. Kuna haiglates ja teaduskeskustes võib tekkida olukord, et elektroodid aeguvad, siis oleks hea teada, mis võib juhtuda, kui asutuse töötaja ei märka elektrodide mittekõlblikkust ja teeb mõõtmisi aegunud elektrodidega. Kas elektrodide aegumine mõjutab elektroode ja millisel määral?

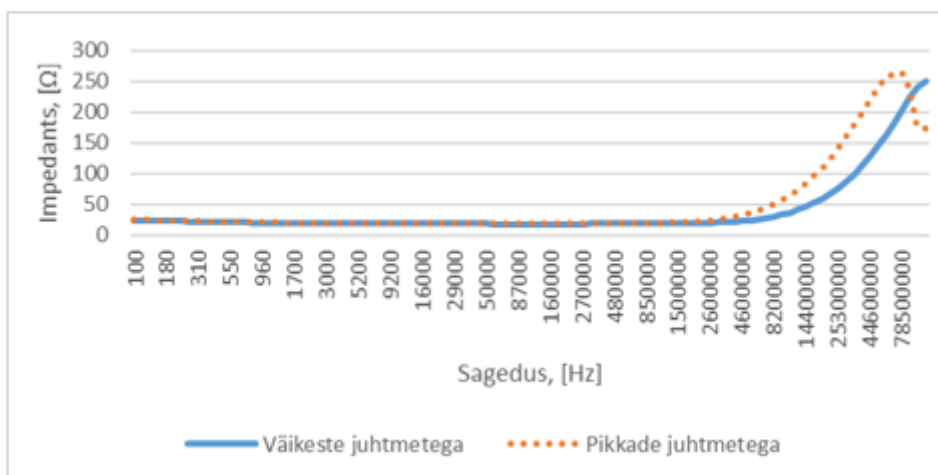
Vaadeldud on geelipõhised bioelektroode ning kuna nende peal on geel, siis võib oletada, et elektrodide aegumise korral kuivab geel ära ja see mõjutab ka elektroodi juhtivust. Enamik mõõtmistest tehti nii väiksete kui ka pikkade juhtmetega, et kontrollida, kas elektroonikakomponentide ja skeemide kohta tehtud järeldused kehtivad ka bioelektroode jaoks. Selles töös kasutatavaid elektroode on näha tabelis 1 ja lisas 5.

Tabel 1. Selle töö mõõtmistel kasutatavad elektroodid

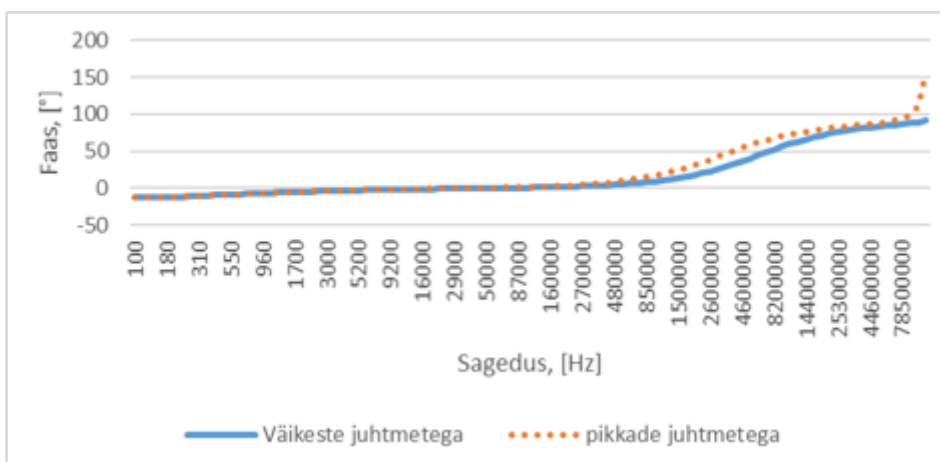
Elektrood	Tüüp	Tootjariik
3M 2228	Niiske elektrood kleepuva geeliga, mõeldud täiskasvanutele	Kanada
Ambu White Sensor 4535M	Niiske elektrood geeliga immutatud käsnaga, mõeldud täiskasvanutele	Taani
Skintact T-401	Niiske elektrood kleepuva geeliga, mõeldud lastele	Austria
Biopac EL503	Niiske elektrood geeliga immutatud käsnaga, mõeldud täiskasvanutele	Ameerika Ühendriigid
Ambu Blue Sensor VLC	Niiske elektrood geeliga immutatud käsnaga, mõeldud täiskasvanutele	Malaisia

Esialgul on mõistlik teha mõõtmisi mitteaegunud elektrodidega, mis on kokku liimitud mõõtmistega samal päeval. Elektrodiks võtsin 3M 2228 elektroodi. Pakk 3M 2228 elektrodidega oli avatud alles mõõtmiste ajal ning nende elektrodide kõlblikkuse aeg lõppeks 1,5 aasta pärast. Joonisel 27 on esitatud kokku liimitud elektrodide impedantsi graafik. Kuni umbes 1,5 MHz sageduseni väikeste ja pikkade juhtmetega mõõdetud

impedantsi väärtused erinevad vähem kui 1Ω võrra. Pikkade juhtmetega tehtud mõõtmine näitab kõrgetel sagedustel natuke suuremat väärtust kui väikeste juhtmetega tehtud mõõtmine. Peaaegu kogu sirgel vahemikul on impedantside väärtused võrdelised umbes 20Ω . 3M 2228 kokku liimitud elektroodide faasi graafik on näidatud joonisel 28. Takistuslikud omadused säilivad neil elektroodidel kuni sageduseni umbes 480 kHz. Peale selle hakkavad domineerima juba induktiivsed omadused.



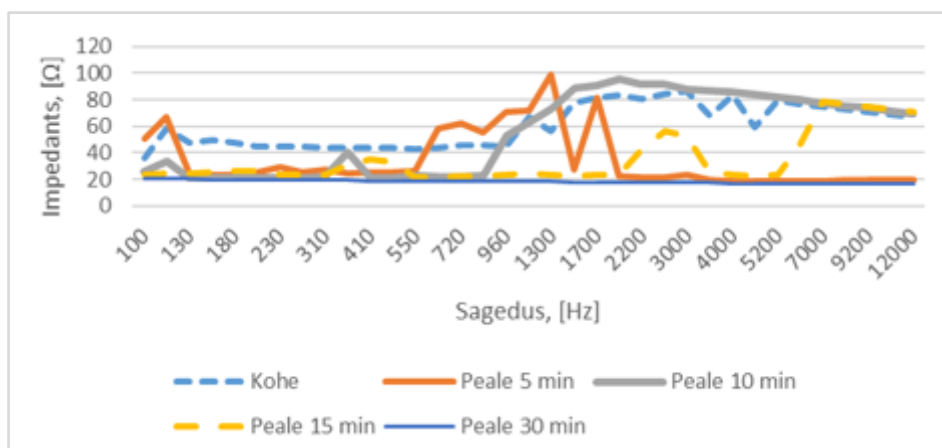
Joonis 27. 3M 2228 elektroodi impedantsi graafik, värskede elektroodide kokku liimimine.



Joonis 28. 3M 2228 elektroodi faasi graafik, värskede elektroodide kokku liimimine.

Joonisel 27 näidatud graafikul olevad mõõtetulemused on saadud samal päeval, kui elektroodid olid kokku liimitud, kuid mõni tund peale kokkuliimimist. Kas aga pilt

oleks sama, kui mõõtmised oleksid tehtud kohe peale elektroodide kokkuliimimist? Joonisel 29 on näidatud kokku liimitud elektroodide impedantsi graafik (eri aegadega peale kokkuliimimist). Need elektroodid olid samast pakist ehk sama tootja, tüübi ja valmistamise kuupäevaga nagu elektroodid, mille mõõtmiste tulemused on joonisel 27 oleval graafikul. On selgelt näha, et kui elektroodid olid kokku liimitud ning mõõtmised olid tehtud kohe pärast kokkuliimimist, siis on mõõdetud impedants graafiku alguses suhteliselt suur – see on ligikaudu 100 Hz sageduse korral umbes 58 Ω ning sagedusel umbes 3 kHz ulatub see väärtuseni 86 Ω . Kõikumisi on näha kõikidel graafiku joontel, välja arvatud joonel, millel on näidatud mõõdetud impedantsi väärtus, mis oli tehtud pärast 30 minutit peale elektroodide kokkuliimimist. Seda saab põhjendada asjaoluga, et mingi aja jooksul elektroodide peal olevad geelid ühtlustuvad omavahel. Analoogiline olukord tekib siis, kui mõõdetakse impedantsi inimese kehal, st pärast elektroodide liimimist peab ootama, kuni tekib nahaga hea kontakt [26].

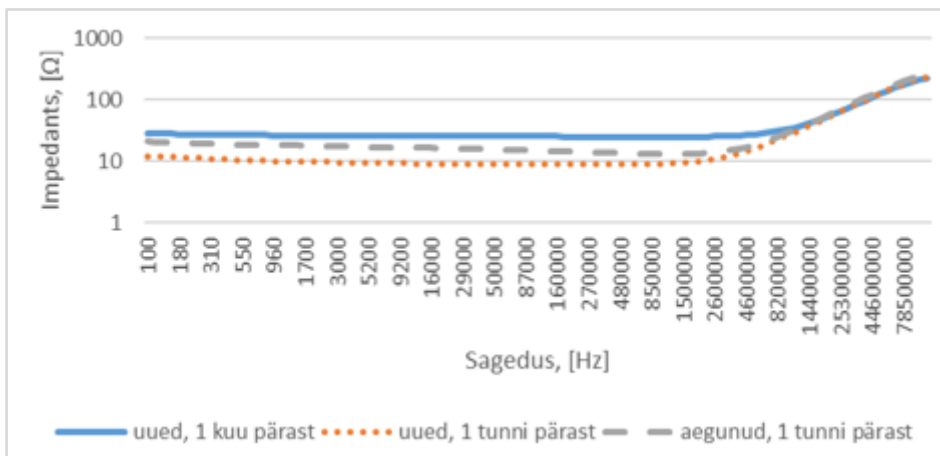


Joonis 29. 3M 2228 elektroodi impedantsi graafik, värskete elektroodide kokku liimimine, erinevad ajad.

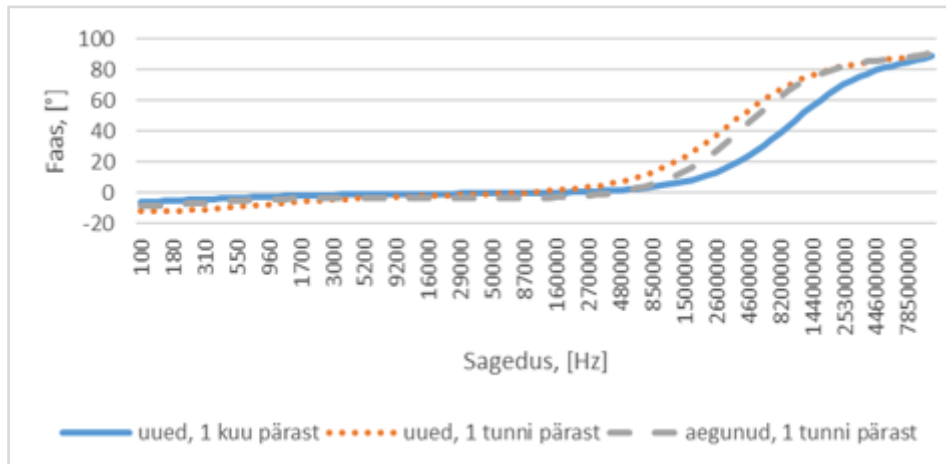
Ambu White Sensor 4535M-i kokku liimitud elektroodide impedantsi graafik on kujutatud joonisel 30 ning sama elektroodi faasi graafikut on näha joonisel 31. Võetud on nende elektroodide kaks varianti: uued elektroodid (mille kõlblikkusaeg lõppeks kolme aasta pärast) ning aegunud elektroodid (mille kõlblikkusaeg lõppes 1,5 aastat tagasi). Mitteaegunud kokku liimitud elektroodide impedants, mille kokkuliimimise vanus on umbes üks tund, on näidatud graafikul oranži värviga. Sageduse korral 100 ÷ 500 Hz, kõiguvad kokku uued liimitud kujul elektroodide impedantsi väärtused vahemikus 10,5 ÷ 12,2 Ω . Peale selle on impedantsi väärtus stabiilselt umbes 9–10 Ω kuni sageduseni umbes 2,3 MHz.

Hall joon joonisel 30 näitab impedantsi mõõtmiste tulemusi Ambu White Sensor 4535M-i elektroodidelt, mis on võetud vanast (aegunud) pakist. Mõõtmised olid tehtud üks tund peale kokkuliimimist. Alates 100 Hz kuni 44 kHz on impedantsi väärtus vahemikus $16 \div 21 \Omega$, mis on suurem näit võrreldes uute elektroodidega. Alates 50 kHz kuni 3 MHz on impedantsi väärtus $13\text{--}15 \Omega$ ja pärast seda hakkab kasvama.

Sinise värviga joonisel 30 oleval graafikul on näidatud uude Ambu White Sensor 4535M-i elektroodide impedantsi kuju (üks kuu peale kokkuliimimist). Sel juhul on impedantsi väärtus sagedusel $100 \div 500 \text{ Hz}$ umbes $27\text{--}28 \Omega$. Alates 500 Hz sagedusest kuni sageduseni umbes 2,5 MHz on impedantsi väärtus stabiilselt ligikaudu 26Ω . Võib eeldada, et nende ühe kuu ja 1 tunni vanuste impedantside erinevus on tõenäoliselt tingitud sellest, et elektroodide geel on juba mingil määral kuivanud ja elektroodide juhtivus vähenes selle tõttu.

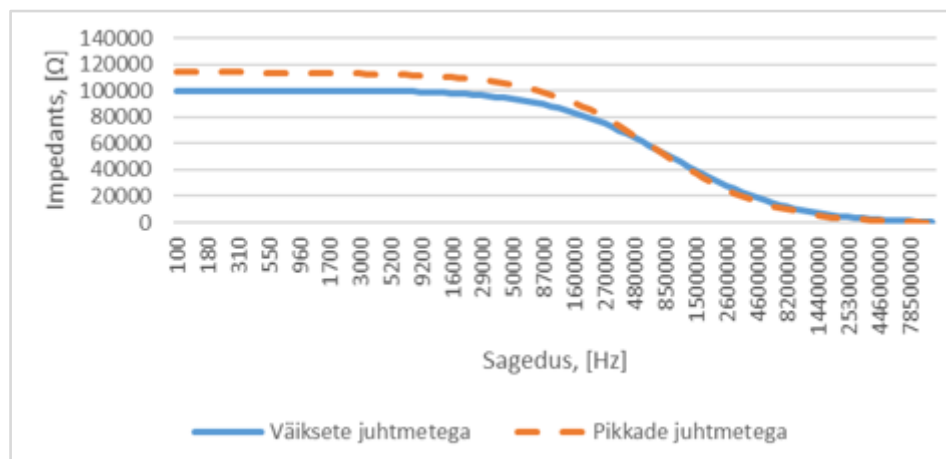


Joonis 30. Ambu White Sensor 4535M elektroodi impedantsi graafik, erinevad ajad peale kokkuliimimisest.

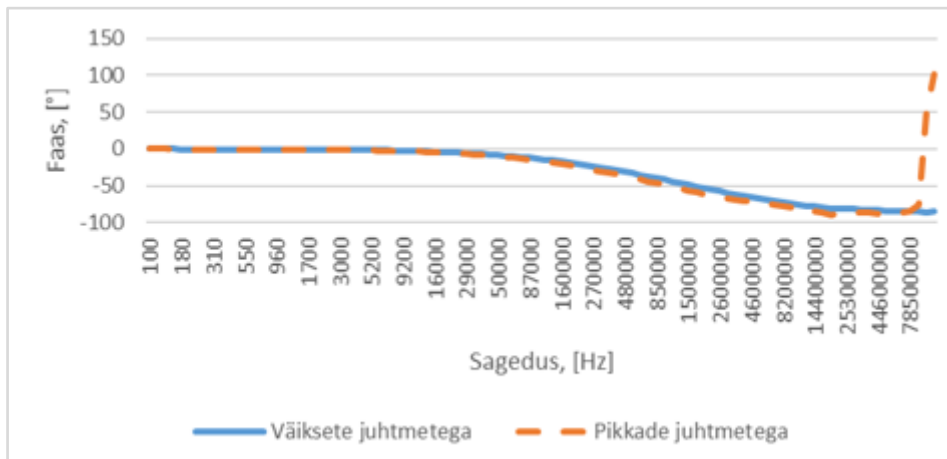


Joonis 31. Ambu White Sensor 4535M elektroodi faasi graafik, erinevad ajad peale kokku liimimisest.

Joonisel 32 ja joonisel 33 on kokku liimitud elektroodide tulemusi kujutav graafik, kusjuures elektroodi tüüp ja tootja on samad, mis olid näidatud joonisel 30. Joonisel 32 näidatud graafikul olid elektroodide impedantsi mõõtmised tehtud pärast 6 kuud peale elektroodide kokkuliimimist. Mõõtmised olid tehtud väikeste ja pikkade juhtmetega. Pikkade juhtmetega mõõdetud impedantsi väärtused on suuremad kui väikeste juhtmetega saadud näidud. Isegi kui arvestada väikeste juhtmetega tehtud mõõtmisi, siis 100 Hz korral oli impedants umbes 100 k Ω ja 120 MHz korral 414 Ω . See näitab, et poole aasta pärast on elektroode läbiv elektrivool väike.



Joonis 32. Aegunud Ambu White Sensor 4535M elektroodi impedantsi graafik, 6 kuud peale elektroodide kokku liimimisest.



Joonis 33. Ambu White Sensor 4535M elektroodi faasi graafik, 6 kuud peale elektroodide kokku liimimisest.

Skintact T-401 kokku liimitud elektroodide impedantsi graafik on samakujuline nagu graafik joonisel 32. Kui aegunud Skintact-i elektroodide impedantsi väärtused olid mõõdetud 6 kuud pärast elektroodide kokkuliimimist, siis impedantsi väärtus sagedusel 500 Hz on 87 k Ω . Mõõtepunktist järgmise mõõtepunktini impedants väheneb ja väärtusel 2,2 MHz on see 12 k Ω . Kui olid võetud samasugused aegunud Skintact-i elektroodid ning need liimiti kokku, siis ilmnes, et impedants on juba väiksema väärtusega kui vanadel (ammu kokku liimitud) elektroodidel – sagedusel 500 Hz on see 26 k Ω ja sagedusel 2,3 MHz on impedants 7,2 k Ω . Värskemalt kokku liimitud aegunud elektroodid näitavad väiksemat impedantsi, kuid väärtused on liiga suured võrreldes teiste mitteaegunud elektroodidega.

Mõõtmised olid tehtud Biopaci aegunud 6 kuud tagasi kokku liimitud elektroodidega. Sagedusel 500 Hz on impedantsi väärtus 2,5 M Ω ning igas järgnevas mõõtepunktis on impedants aina väiksem, aga väärtused olid jällegi liiga suured võrreldes teiste elektroodidega. Kuigi nii suure impedantsi väärtus võib olla sellepärast, et elektroodide vahel polnud enam geelkontakti ehk geel oli kuivanud. Kui võrrelda teiste varem kirjeldatud elektroodidega, siis Biopaci elektroodil on suurim impedantsi väärtus. Muu hulgas valitseb mahtuvuslike omaduste osakaal.

Mõõtmised oli tehtud ka Ambu Blue Sensor VLC elektrodidega. Need elektrodid aegusid 5,5 aastat tagasi ning olid täiesti ära kuivanud. Impedantsi väärtused on sel juhul väga suured.

3.5 Järeldused ja kirjanduse lühiülevaade

Selles peatükis on esitatud mõõtetulemuste kokkuvõte ja lühidalt välja toodud kirjanduse ülevaade sarnase iseloomuga ning eesmärgiga mõõtmistest.

Kuigi on uuritud standartsete EKG geelelektroodide aegumise mõju nende elektrilistele omadustele, on seda teaduskirjanduses tehtud siiski küllaltki piiritletud vormis. Erinevate tootjate erinevate EKG geelelektroodide aegumise mõju nende elektrilistele omadustele on võrreldud vähe ja seda peamiselt kaasneva uuringuna muul eesmärgil läbi viidud mõõtmiste juures. Samuti on uuritud erinevate elektrodigeelide omadusi, kuid mitte nende aegumise mõju elektrilistele omadustele [27]. Nimetatud järeldused kinnitavad, et antud teema vajab uurimist.

Elektrikomponentide, aseskeemide ja elektrodidega tehtud mõõtmiste järgi saab teha järelduse, et mida pikem on vahemaa mõõteseadmest mõõdetava objektini, seda suuremaks on mõõdetud impedantsi väärtus. Võib oletada, et ka EBI mõõtmiste kasutamisel randmelt pulsiline mõõtmiseks CAP hindamiseks, on mõõtmiste tegemisel vaja seda arvestada ning teha vahemaad mõõteseadmest elektrodideni võimalikult lühikeseks.

Kirjanduses võib sarnastest mõõtmistest veel välja tuua uuringu, kus selgitati mis juhtub kuivade elektrodide elektriliste omadustega nende korduva masinpesu korral. Uuringuga püüti selgitada kuivade elektrodide omaduste muutumist põhjusel, et masinpesu kasutatakse elektrodide pesemiseks haiglates peale kasutamist. Korduvate katseseeriade tulemusena selgus, et pesemine masinas mõjutab elektrodide impedantsi väärtusi, mis suureneb peale mitmekordset pesemist [28].

Kui võrrelda kuivelektroode ja niiskeid elektroode, siis kuivelektroodid vajavad pesemist pärast kasutamist ning peale pesemist nende impedants suureneb. Geelelektroodid on ühekordsed ning neid ei ole vaja pesta. Nendel on aga defineeritud aegumiskuupäev, ning eeldatavasti on aegumisel mõju elektroodi elektrilistele omadustele. Kuigi geelelektroode ei saa kasutada väga pikaajasetel mõõtmistel, siis nii

mõnegi uuringu kohaselt on niisked Ag/AgCl elektroodi parim elektroodide tüüp biosignaali mõõtmiseks [29]. Sellele käesoleval hetkel võrreldavat alternatiivi ei ole.

Ambu White Sensor 4535M-i elektroodide näitel võib koostada tabeli, kus on näha, kuidas muutub kokku liimitud elektroodide impedants elektroodide aegumisel. Impedantsi muutus erineva aegumisastmega elektroodide korral on näha tabelis 3 (tabelis 2 on erinevate elektroodide variandid ja aegumisastmed). Ambu White Sensor 4535M elektroodi omaduste säilimine peale vaakumpakendi keskkonnast väljavõtmisest on tootja poolt kinnitatud 30 päeva [30].

Tabel 2. Ambu White Sensor 4535M tabelis 3 olevate elektroodide versioonid.

Variant	Elektroodide kirjeldus
Var. 1	Uued elektroodid, 1 tund peale avamist ja kokku liimimist
Var. 2	Uued elektroodid, 1 kuu peale avamist ja kokku liimimist
Var. 3	Aegunud elektroodid (1,5 aastat tagasi), 1 tund peale kokku liimimist
Var. 4	Aegunud elektroodid (1,5a tagasi), 6 kuud peale avamist ning kokku

Tabel 3. Ambu White Sensor 4535M elektroodide impedantsi mõõtmiste tulemused.

Sagedus	Z, Var. 1	Z, Var. 2	Z, Var. 3	Z, Var. 4
100 Hz	12,2 Ω	28,2 Ω	20,8 Ω	100192,2 Ω
1,1 kHz	10,0 Ω	26,1 Ω	18,3 Ω	100130,7 Ω
10 kHz	9,1 Ω	25,4 Ω	16,6 Ω	98968,5 Ω
100 kHz	8,8 Ω	25,1 Ω	14,9 Ω	88376,9 Ω
1,1 MHz	9,1 Ω	24,7 Ω	13,0 Ω	45962,1 Ω
10,8 MHz	28,5 Ω	34,7 Ω	31,2 Ω	9524,0 Ω
10,4 MHz	216,7 Ω	210,6 Ω	238,9 Ω	622,9 Ω

Var. 1 mõõtmised on võrreldes var. 2, var. 3 ja var. 4 mõõtmistega sagedusel 100 Hz kuni 10,8 MHz kõige väiksemate impedantsi väärtustega. Teoreetiliselt nii peabki olema, kuna var. 1-l kasutati elektroode, mis olid võetud uuest suletud pakist ehk need elektroodid pidid olema värsked ja mitte ära kuivanud.

Väga oluline on võrrelda var. 1-e ja var. 2-e kleebitud elektroodide tulemusi. Kuna Ambu White Sensor 4535M elektroodi omadused peavad jääma samaks peale 30 päeva

pärast paki avamist, nagu oli mainitud, siis esialgu autor eeldas, et impedantsi väärtused var. 1 ja var. 2 mõõtmistel peavad olema samad või peavad nad mitte märgatavalt erinema. Kuigi tulemuste põhjal on näha, et impedantsi väärtused sageduse vahemikus 100 Hz ÷ 1,1 MHz kasvasid 2-3 korra ulatuses. Seega on oluline, et geelelektroodide kasutamisel hoitakse elektroodide pakki avatult nii vähe kui võimalik.

Huvitavaks tulemuseks on var. 3-e elektroodide mõõtmised. Antud töö alguses tehti oletuse, et kui elektroodid aeguvad, siis suureneb ka nende impedantsi väärtus elektroodide ära kuivamise tõttu. Tõepoolest, Ambu White Sensor 4535M elektroodi näitel on näha, et sageduse vahemikus 100 Hz ÷ 10,8 MHz aegunud elektroodide impedantsi väärtused on suurem, kui uutel elektroodidel. Kui võrrelda var. 3-e var. 2-ga samas sagedusvahemikus tehtud mõõtmisi, selgub, et 1,5 aastat tagasi aegunud elektroodide impedantsi väärtused on 1 kuu tagasi uuest pakist võetud elektroodide mõõdetud impedantsist väiksemad. Samas peab tõdema, et visuaalsel võrdlemisel silmaga nähtavaid erinevusi ei tuvastatud.

Var. 4 elektroodide mõõtmiste põhjal saab teha järelduse, et kui geelelektroodid on olnud vaakumkeskkonnast väljas 6 kuud ja rohkem, siis nendega tehtud impedantsi mõõtmised on ebakorrektsed, kuna impedantsi väärtused kasvavad võrreldes uuest pakist võetud elektroodidega kordades. Seega, kleepides sellised elektroodid inimese nahale, siis nahk-elektrood kontaktpinna impedants on väga kõrge, vähendades mõõteseadme tundlikkust ja võimalikku biopotentsiaalide ja madalaväärtuseliste vastussignaalide avaldumist.

Kokkuvõtvaks järelduseks on see, et sageduse vahemikus 100 Hz ÷ 10,8 MHz nii aegunud kui ka vaakumkeskkonnast väljas olnud elektroodide impedantsi väärtused on kõrgemad, kui uuest pakist võetud elektroodide impedantsi väärtused ja aegunud elektroodid pole sobilikud korrektsete impedantsimõõtmiste jaoks.

4 Kokkuvõte

Selle töö üks ülesanne oli teha lühiülevaade bioimpedantsi mõõtmiseks kasutatavate enim levinud elektrootide kohta. Tehti ülevaade EKG elektrootidest, kuna EKG elektrootde on mugav kasutada impedantsi mõõtmistel ja need on enim kasutatavad. EKG elektrootid jagati eri gruppidesse: geelipõhised elektrootid, kuivad elektrootid, mahtuvuslikud elektrootid; aktiivsed ja passiivsed elektrootid.

Töö teine ülesanne oli uurida erinevaid mõõtemetoodika eri tüüpi (impedantsi mõõtmise) elektrootide elektriliste parameetrite alusel. Võrreldi erinevate tootjate ja aegumisastmetega bioelektrootde. Elektrikomponentide mõõtmiste tulemuste põhjal saab teha järelduse, et sobivaim sagedusvahemik bioimpedantsi mõõtmiste jaoks on 1 kHz ÷ 1,5 MHz. Kui sagedused on sellest diapasoonest väljas, siis tekib signaalis müra ja impedantsi mõõtmisel hakkavad mõjutama mõõdetava objekti teised elektrilised omadused.

Veel üks ülesanne oli eksperimentaalsete mõõtmiste abil uurida eelgeelitatud elektrootide aegumise võimalikku mõju nende elektrilistele omadustele. Järelduseks aegumise kohta leidis see, et otseselt mõjutab aegumine elektrooti elektrilisi omadusi vaid pikema aja jooksul – aegumine võib eelgeelitatud elektrooti geeli ära kuivatada ja elektrooti voolujuhtivus halveneb. Samuti on väga tähtis see, kuidas elektrootipakki avatu või suletuna hoitakse. Kui elektrootipakk on avatud ja halvasti taas suletud, siis võivad elektrootid ära kuivada isegi varem kui märgitud „kõlblik kuni“ kuupäev pakil. Väga oluline on, et haiglate ja teaduskeskuste töötajad kasutaksid mitte ainult ajalisel kõlblikke elektrootde, vaid ka säilitaksid neid õigesti. Samas mõõtmiste analüüsimise tulemuseks on see, et kui elektrootide paki hoitakse avatult mitte kauem, kui seda lubab elektrootide tootja – ei taga see elektrootide elektriliste omaduste mitte muutmist halvema poole.

Autori jaoks oli bioimpedantsi mõõtmise teema uus valdkond ning töö käigus sai autor palju uudseid teadmisi. See töö on abiks inimestele, kellel on vähe teadmisi impedantsist ning kes ei ole varem elektrikomponentide ja bioelektrootidega mõõtmisi

teinud. Samuti on see hea kordamismaterjal. Nagu juba mainiti, siis sinne töö võib aidata parandada EBI abil CAP mõõtmisi ja nende väljatöötamisel, sest töös on käsitletud impedantsi ja uuritud ka bioelektroodide aegumist.

Kui rääkida inimese kehal tehtavatest bioimpedantsi mõõtmistest, siis üks tähtis parameeter on impedantsi mõõteviga. Töös seda vaadeldi, kuid tasub mainida veel, et elektroodi ja naha vaheline takistus peab olema minimaalne, et tagada minimaalne impedantsiviga. Üks töö järeldus on samuti see, et vahemaa mõõteseadmest elektroodideni (või mõõdetava kehani) peab olema minimaalne, et mõõtmiste käigus tekiks võimalikult vähe vigu ning et see tulemusi ei moonutaks.

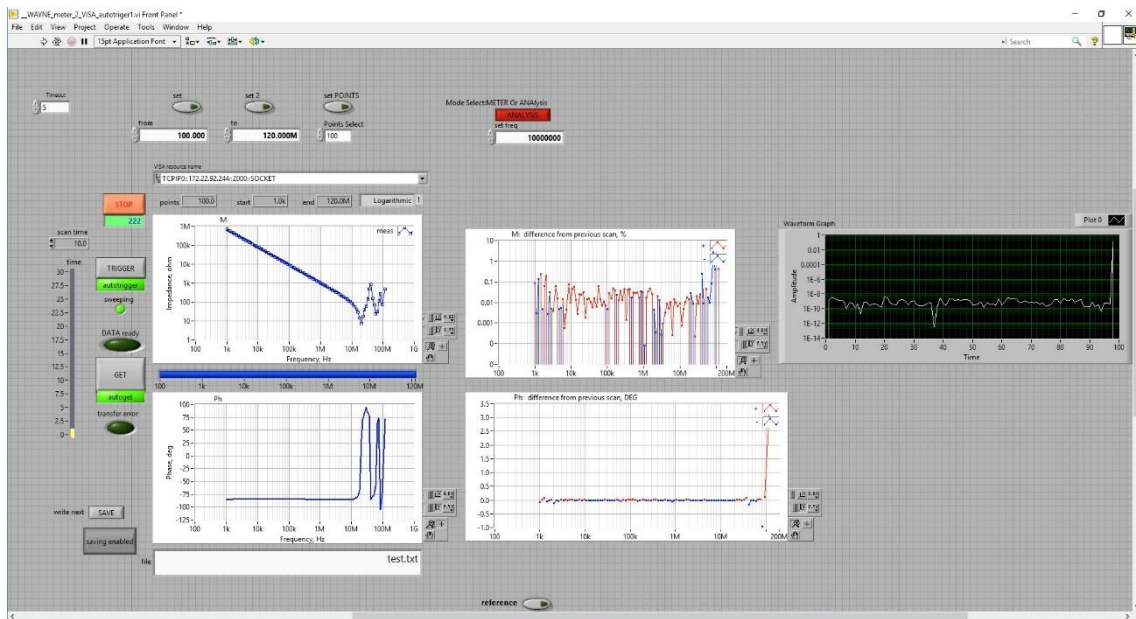
Tulevikus saab autor või teine antud valdkonnaga tegelev inimene käesolevat tööd jätkata. Antud bakalaureusetöös saadud tulemuste järgi võib oletada, et niiskete elektroodide aegumine mõjutab kehvasti ka bioimpedantsi mõõtmisi, kuid see pole siinses töös uuritud. Tulevikus saab teha täiendavat uuringut – kleepida erinevate aegumisastmetega elektroode nahale ja mõõta nende elektroodidega bioimpedantsi juba inimese kehal, et oletust kinnitada või eitada. Tasuks samuti uurida, kas elektroodide ja naha vaheline impedants kasvab (kui palju ning kui kiiresti), kui elektroodid nahalt ära võtta ja tagasi nahale kleepida. Lisaks võib erineva tüüpi ja aegumisastme elektroodidega leidma arteriaalse pulsi ning võrrelda selle tugevust mõõdetud signaalis. Kõik need kirjeldatud lisauuringud aitaksid vältida vigu geelektroodide mõõtmistel.

Kasutatud kirjandus

- [1] Tervise Arengu Instituut, „terviseinfo.ee,“ 27 06 2018. [Võrgumaterjal]. Available: <https://www.terviseinfo.ee/et/valdkonnad/sudametervis>. [Kasutatud 14 04 2020].
- [2] Всемирная организация здравоохранения, «www.who.int,» 17 05 2017. [В Интернете]. Available: [https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)). [Дата обращения: 18 04 2020].
- [3] M. Min, P. Annus, H. Kõiv, A. Krivošei, T. Uuetoa ja J. Lamp, „Bioimpedance sensing - a viable alternative for tonometry in non-invasive assessment of central aortic pressure,“ IEEE, Tallinn, 2017.
- [4] W. G. John, „Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation,“ John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2006, pp. 120-132.
- [5] A. Searle ja L. Kirkup, „A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes, Physiol. Meas.,“ IPEM, Sydney, 2000, pp. 271-283.
- [6] Tervise Abi OÜ, „www.terviseabi.ee,“ [Võrgumaterjal]. Available: <http://www.terviseabi.ee/index.php/et/teenused/individuaalsed-tallatoed/76-tens-protseduur>. [Kasutatud 29 10 2019].
- [7] Trail Running School, «www.trailrunningschool.com,» 06 12 2018. [В Интернете]. Available: <https://www.trailrunningschool.com/recovery/>. [Дата обращения: 10 11 2019].
- [8] Compex, “www.compex.com,” 13 02 2017. [Online]. Available: <https://www.compex.com/blog/tens-vs-nmes-whats-the-main-difference/>. [Accessed 10 11 2019].
- [9] Advance Physical & Aquatic Therapy, “advanceaquaticpt.com,” 29 11 2012. [Online]. Available: <https://advanceaquaticpt.com/electric-stimulation/>. [Accessed 10 11 2019].
- [10] Ida-Tallinna Keskhaigla, „www.itk.ee,“ [Võrgumaterjal]. Available: https://www.itk.ee/upload/files/Patsiendi-infomaterjal/ITK394_Elektroneuromuograafia.pdf. [Kasutatud 10 11 2019].
- [11] Tartu Ülikooli Kliinikum, „kliinikum.ee,“ [Võrgumaterjal]. Available: <https://www.kliinikum.ee/et/infovoldikud/uuringud/41-infovoldik/875-elektroentsefalograafia-uuring-eeg>. [Kasutatud 29 10 2019].
- [12] Tartu Ülikooli Kliinikum, „www.kliinikum.ee,“ [Võrgumaterjal]. Available: <https://www.kliinikum.ee/et/infovoldikud/uuringud/41-infovoldik/874-elektrokardiogramm-ekg>. [Kasutatud 11 11 2019].
- [13] Olimex, “www.olimex.com,” [Online]. Available: <https://www.olimex.com/Products/Modules/Biofeedback/ECG-GEL-ELECTRODE/>. [Accessed 11 03 2020].
- [14] J. Cionek, “www.brainlatam.com,” [Online]. Available: <https://www.brainlatam.com/blog/wet-dry-active-and-passive-electrodes.-what-are-they-and-what-to-choose-413>. [Accessed 22 11 2019].

- [15] Y.-H. Chen, "Soft, comfortable polymer dry electrodes for high quality ECG and EEG recording," MDPI, 2014, pp. 23759-23780.
- [16] Henry Schein, "www.henryschein.com," [Online]. Available: https://www.henryschein.com/Products/1242648_01_FRONT_600x600.jpg. [Accessed 10 03 2020].
- [17] ООО "Медсенсор", «medsensor.ru,» [В Интернете]. Available: https://medsensor.ru/product/seracarta_suction_chest_electrodes_10030/. [Дата обращения: 10 03 2020].
- [18] ekgcardio, «<https://ekgcardio.ru>,» [В Интернете]. Available: <https://ekgcardio.ru/nachalnyj-uroven-ekg/nalozhenie-elektrodiv-dlya-ekg.html>. [Дата обращения: 17 05 2020].
- [19] N. Meziane, "Dry electrodes for electrocardiography, *Physiol. Meas.*," 2013, pp. R47-R53.
- [20] E. Spinelli and M. Haberman, "Insulating electrodes: a review on biopotential frontends for dielectric skin–electrode interfaces, *Physiol. Meas.*," IPEM, 2010, pp. S183-S198.
- [21] Wayne Kerr Electronics, „www.waynekerrtest.com,“ [Võrgumaterjal]. Available: http://www.waynekerrtest.com/products_detail.php?indexs=4. [Kasutatud 10 11 2019].
- [22] M. Metshein, Elektrilise bioimpedantsi mõõtmise juures kasutatavad elektroodid. Ülevaade, Tallinn, 2010, lk. 16.
- [23] «electron287.narod.ru,» [В Интернете]. Available: http://electron287.narod.ru/pages/rus_reactance.htm. [Дата обращения: 30 03 2020].
- [24] «www.sxemotehnika.ru,» [В Интернете]. Available: <http://www.sxemotehnika.ru/kondensator-v-tsepi-peremennogo-toka-emkostnoe-soprotivlenie.html>. [Дата обращения: 30 03 2020].
- [25] «www.sxemotehnika.ru,» [В Интернете]. Available: <http://www.sxemotehnika.ru/polnoe-soprotivlenie-tsepi-peremennogo-toka.html>. [Дата обращения: 30 03 2020].
- [26] S. Grimnes and Ø. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, London: Academic Press, 2014, pp. 109-111.
- [27] C. Tronstad, G. K. Johnsen, S. Grimnes and O. Martinsen, "A study on electrode gels for skin conductance measurements," *Physiological Measurement*, Volume 31, Number 10, IOP, Oslo, 2010, pp. 1395-1410.
- [28] E. S. Каарпа, A. S. Joutsen, A. Cömert and J. Vanhala, "The electrical impedance measurements of dry electrode materials for the ECG measuring after repeated washing," *Research Journal of Textile and Apparel* 2017, Volume 21 Issue 1, pp. 59-70.
- [29] A. Albulbul, "Evaluating Major Electrode Types for Idle Biological Signal Measurements for Modern Medical Technology," *Bioengineering*, Volume 2, Issue 20, 2016, pp. 1-10.
- [30] Ambu, [Online]. Available: <https://www.ambu.com/cardiology/ecg-electrodes/product/ambu-whitesensor-4535m>. [Accessed 14 05 2020].

Lisa 1 – Pilt LabVIEW keskkonnast



Lisa 2 – Näide impedantsi arvutamisest 10 nF kondensaatori jaoks, sagedusel 100 Hz ja 120 MHz

Arvutused on tehtud valemi järgi:

$$X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C}.$$

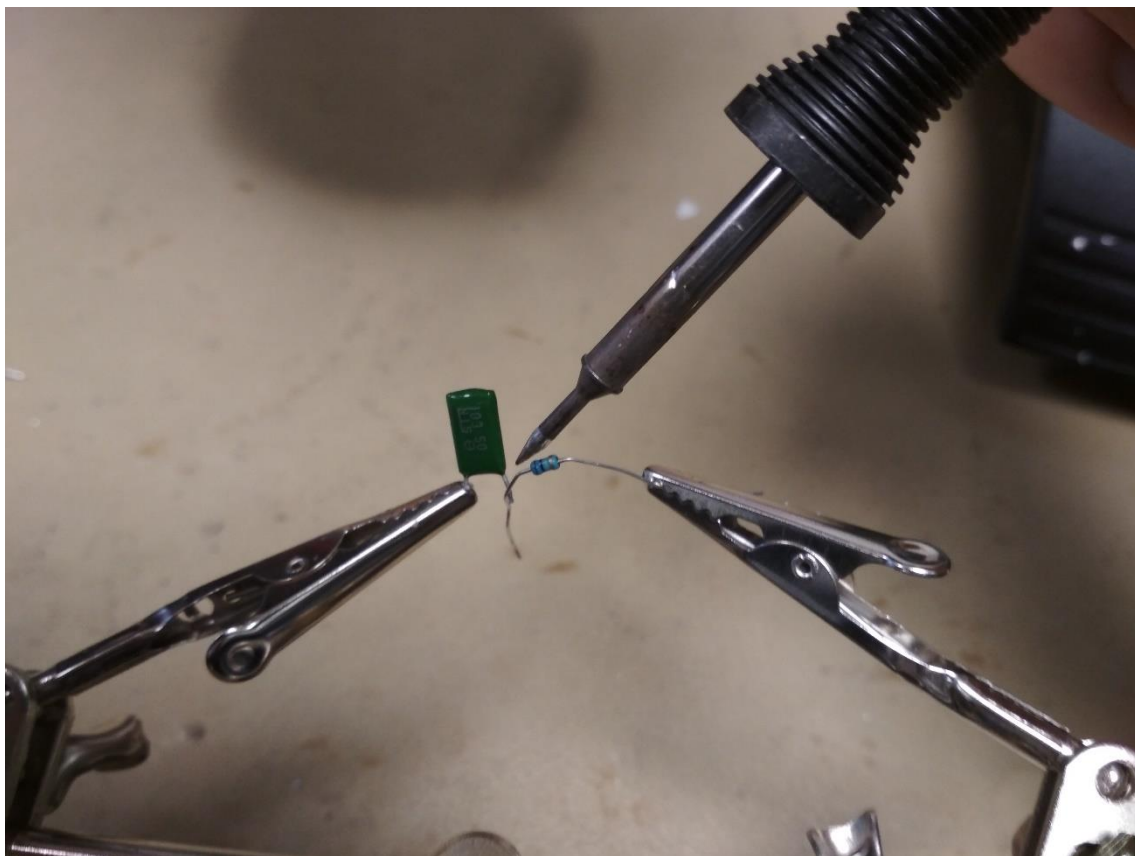
100 Hz sageduse juures impedantsi arvutus oleks:

$$Z = X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C} = \frac{1}{2 * \pi * 100 * 10 * 10^{-9}} = 159154.9431 (\Omega)$$

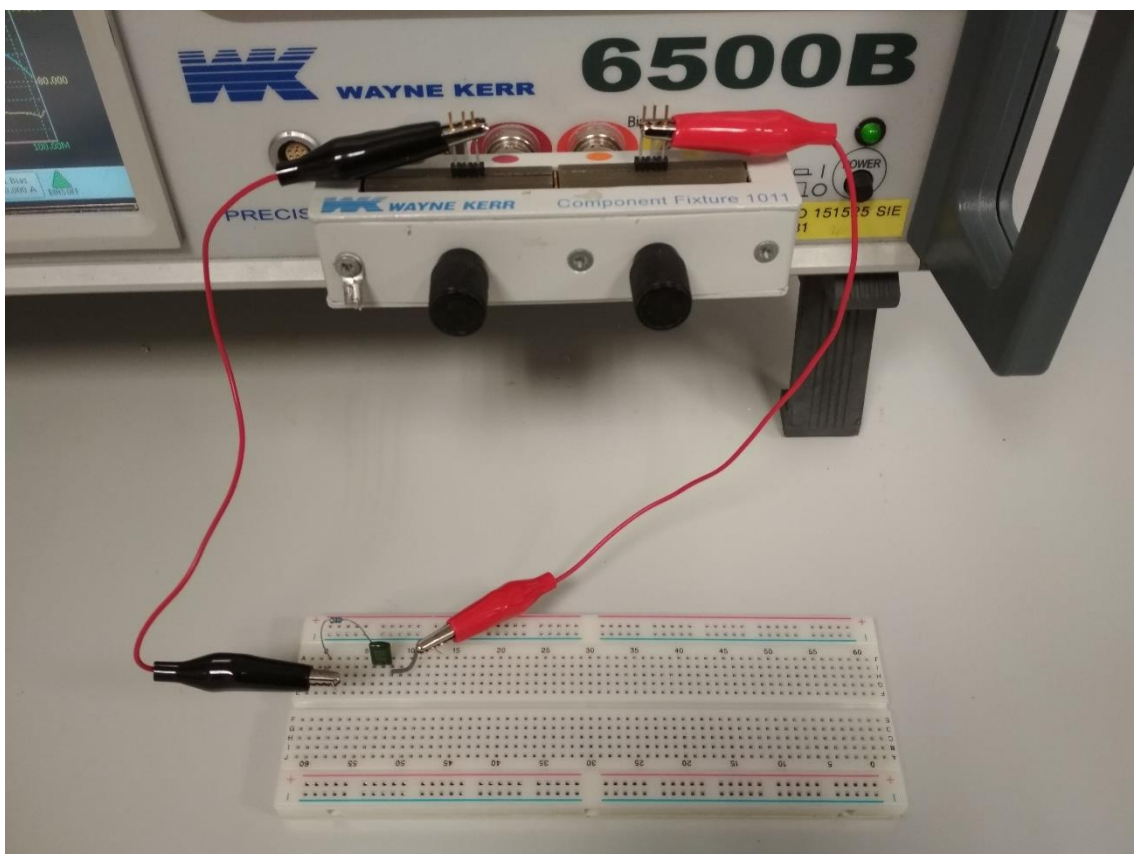
120 MHz sageduse juures oleksid arvutused järgmised:

$$Z = X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C} = \frac{1}{2 * \pi * 120 * 10^6 * 10 * 10^{-9}} = 0.1326 (\Omega).$$

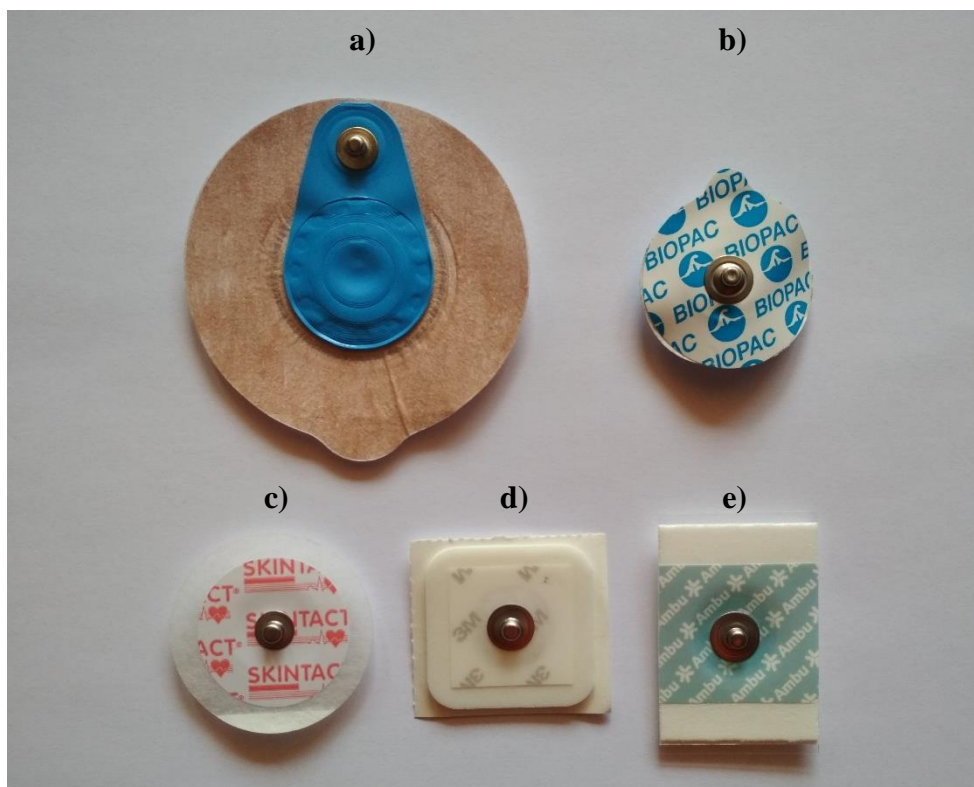
Lisa 3 – Komponentide jootmise pilt



Lisa 4 – Makettplaadi abil mõõtmise pilt



Lisa 5 – Pilt lõputöös kasutatavatest elektroodidest



a) Ambu Blue Sensor VLC; b) Biopac EL509;
c) Skintact T-401; d) 3M 2228; e) Ambu White Sensor 4535M