



TIETO- JA SÄHKÖTEKNIIKAN TIEDEKUNTA  
ELEKTRONIIKAN JA TIETOLIIKENNETEKNIIKAN TUTKINTO-OHJELMA

## **KANDIDAATINTYÖ**

# **JOHTAVAT JA ITSEKORJAUTUVAT ELASTOMEERISEOKSET BIOELEKTRONIIKAN JA BIOLÄÄKETIETEEN SOVELLUKSISSA**

Tekijä

Jonna Lyytinen

Ohjaajat

Jarkko Tolvanen  
Aldeliane da Silva

Huhtikuu 2026

**Lyytinen J. (2026) Johtavat ja itsekorjautuvat elastomeeriseokset bioelektronikan ja biolääketieteen sovelluksissa.** Oulun yliopisto, tieto- ja sähkötekniikan tiedekunta, elektroniikan ja tietoliikennetekniikan tutkinto-ohjelma. Kandidaatintyö, 21 s.

## **TIIVISTELMÄ**

**Tämä kandidaatintyö on tehty Oulun yliopiston Tieto- ja Sähkötekniikan tiedekunnassa Mikroelektronikan tutkimusryhmässä. Tässä kandidaatintyössä käsitellään johtavia itsekorjautuvia elastomeeriseoksia bioelektronikassa ja biolääketieteessä. Työssä käytettävät materiaalit valmistetaan ensiksi kemian laboratoriossa, jonka jälkeen sen karakterisointia jatketaan solulaboratoriossa. Pyrimme optimoimaan näytteitä bioelektronikan ja biolääketieteen sovelluksiin bioyhteensopivuuden, solujen kiinnittymisen ja lisääntymisen sekä johtavuuden suhteen. Esille nostetaan alustavia tutkimustuloksia, joita on jo saatu. Lopuksi pohditaan, kuinka materiaalin kehittämistä voidaan jatkossa jatkaa.**

**Avainsanat: bioelektronikka, biolääketiede, elastomeeriseos, itsekorjautuva.**

**Lyytinen J. (2026) Conductive and self-healing elastomer blends for bioelectronics and biomedical applications.** University of Oulu, Faculty of Information Technology and Electrical Engineering, Degree Programme in Electronics and Communications Engineering. Bachelor's Thesis, 21 p.

## **ABSTRACT**

**This bachelor thesis was done at the University of Oulu in the Faculty of Information Technology and Electrical Engineering, in the Microelectronics Research Group. The thesis examines conductive self-healing elastomer composites for bioelectronics and biomedicine. The materials used in this work are first prepared in a chemistry laboratory, after which its characterization continues in a cell laboratory. Our goal is to optimize the samples for bioelectronics and biomedical applications in terms of biocompatibility, cell adhesion and proliferation, as well as electrical conductivity. The thesis also presents preliminary research results that have already been obtained. Finally, we discuss how the development of the material can be further advanced in the future.**

**Keywords: bioelectronics, biomedical science, elastomer blend, self-healing.**

# SISÄLLYSLUETTELO

TIIVISTELMÄ

ABSTRACT

SISÄLLYSLUETTELO

ALKULAUSE

LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET

1	JOHDANTO .....	7
2	KOKEELLISET MENETELMÄT .....	8
	2.1 Elastomeeriseosten valmistaminen.....	8
	2.2 Inkubointi kasvatusalustassa .....	10
	2.3 Karakterisointimenetelmät.....	11
	2.3.1 Sähkön johtavuus .....	11
	2.3.2 AFM-mikroskooppi.....	11
	2.3.3 Optinen mikroskooppi.....	12
	2.3.4 Fluoresenssimikroskooppi.....	12
3	MITTAUSTULOKSET JA ANALYYSI .....	14
4	YHTEENVETO .....	20
5	LÄHTEET .....	21

## ALKULAUSE

Haluan lämpimästi kiittää ohjaajiani Aldeliane da Silvaa ja Jarkko Tolvasta tämän työn ohjauksesta. Kiitos yhteisistä työpäivistä, kärsivällisyydestä, opeista ja kannustuksesta tutkimustyön tekemiseen. Olen saanut yhdistää teidän kanssanne kaksi mielenkiinnonkohdettani yhteen ja työskennellä monenlaisissa työtehtävissä. Olen oppinut tämän prosessin kautta, kuinka tutkimuksen tekeminen ei aina suju ongelmitta, mutta olemme yhdessä saaneet ratkaistua vastaan tulleet ongelmat. Kiitos Gabriela Lorite-Yrjänä, että olen saanut olla osa tutkimusryhmääsi.

Oulussa 5.5.2026

Jonna Lyytinen

## LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET

CNT	Hiilinanoputki
DPBS	Dulbecon fosfaattipuskuroitu suolaliuos
DMEM/F12	Dulbecon muunneltu Eagle-elatusaine / ravinneseos F-12
PDMS-OH	Hydroksyyli-terminoitu polydimetyylisiloksaani
PEDOT:PSS	Poly(3,4-etyleenidioksitefeeni): polystyreenisulfonaatti
DMSO	Dimetyylisulfoksidi
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Booritrioksidi-nanopartikkelit
$\rho$	Resistiivisyys
$R$	Resistanssi
$A$	Poikkipinta-ala
$L$	Etäisyys kankaiden välillä
$\sigma$	Johtavuus

# 1 JOHDANTO

Materiaalitekniikka kehittyy jatkuvasti. Tarvitsemme tulevaisuudessa uusia materiaaleja biolääketieteen sovelluksiin sekä bioelektroniikkaan. Pehmeät sekä venyvät elektroniikan materiaalit ovat avainasemassa nykyisin uuden elektroniikan sovelluksien kehityksessä. Näitä materiaaleja voidaan hyödyntää tulevaisuudessa myös bioelektroniikassa sekä biolääketieteessä. [1][2]

Biolääketiede on tutkimusala, joka yhdistää lääketieteen ja luonnontieteet. Se tutkii ihmiskehon toimintaa solu- ja molekyyli tasolla. Sen avulla voimme ymmärtää esimerkiksi sairauksien syntymekanismeja ja kehittää parempia hoitomuotoja sairauksiin. [3] Bioelektroniikassa kudokset ja solut ovat yhteydessä elektroniikkaan. Esimerkiksi implantoitavat sydämentahdistimet ovat bioelektroniikkaa. Bioelektroniikan kehityksestä käydään jatkuvaa kilpailua ja sen kehityskulku kasvaa tulevaisuudessa. [2]

Bioelektroniikka ja biolääketieteen sovellukset aiheuttavat materiaaleille uudenlaisia vaatimuksia, sillä niiden tulee kestää niiltä vaaditut olosuhteet. Ihmisen elimistö reagoi erilaisilla kudosten reaktioilla jäykkiin vierasesineisiin. Kudosvasteet vaihtelevat suuresti eri kudosten välillä. Kudoksen tyyppi, fysiologinen tila ja sairaudet vaikuttavat siihen, miten materiaaleihin reagoidaan. Tämä aiheuttaa haasteita materiaalikehitykselle. [4][5] Kehitys vaatii moniammatillista yhteistyötä, jotta nämä haasteet saadaan huomioitua. Jos tuote halutaan markkinoille, tulee sille suorittaa lisäksi lain vaatimat testaukset, joka luo myös haasteita [6].

Vaativat olosuhteet aiheuttavat suuremman riskin materiaalin ja laitteiden sähköiselle tai mekaaniselle vikaantumiselle. Laitteen korjaaminen tai vaihtaminen voi olla esimerkiksi implantoitaville laitteille todella haastavaa tai mahdotonta. Johtavat itsekorjautuvat elastomeeriseokset voivat olla ratkaisu näihin ongelmiin, sillä niiden sisäänrakennettu materiaalitason itsekorjautuvuus voi parantaa suorituskykyä ja toimivuutta pitkällä aikavälillä. Poikkeuksellinen materiaalirakenne luo myös uusia käyttökohteita ja mahdollistaa monikäyttöisyyden [2][7].

Nykyisin jo käytössä olevia pehmeitä materiaaleja ovat esimerkiksi hydrogeelit ja silikoni-pohjaiset materiaalit. Polymeeripohjaiset hydrogeelit ovat suosittuja materiaaleja biolääketieteessä. Niiden etuna on kyky sitoa itseensä suuri määrä vettä. Niitä voidaan käyttää esimerkiksi kudosteknologiassa, farmasiassa, diagnostiikassa ja implanteissa [8]. Silikoni on pii-happi runkoon perustuva polymeeri, joka on yleensä lääketieteellisessä käytössä elastomeeri. Sitä käytetään mm. implanteissa, haavanhoidossa ja lääkinnällisissä välineissä. [9]

Tässä tutkielmassa tarkastellaan johtavia itsekorjautuvia elastomeeriseoksia, jotka voivat tulevaisuudessa soveltua biolääketieteelliseen käyttöön sekä bioelektroniikkaan. Materiaali on kehitetty Oulun yliopistossa, jossa sen kehitys jatkuu edelleen. [10][11] Tutkielmassa tutustutaan materiaalin valmistamiseen ja näytteiden karakterisointiin. Näytepalloja testataan fibroblasteille, jotka ovat ihmisen sidekudoksen perussoluja [12]. Pyrimme optimoimaan näytteitä bioelektroniikan ja biolääketieteen sovelluksiin bioyhteensopivuuden, solujen kiinnittymisen ja liittäytymisen sekä johtavuuden suhteen. Esille nostetaan alustavia tutkimustuloksia, joita on jo saatu. Lopuksi pohditaan, kuinka materiaalin kehittämistä voidaan jatkossa jatkaa.

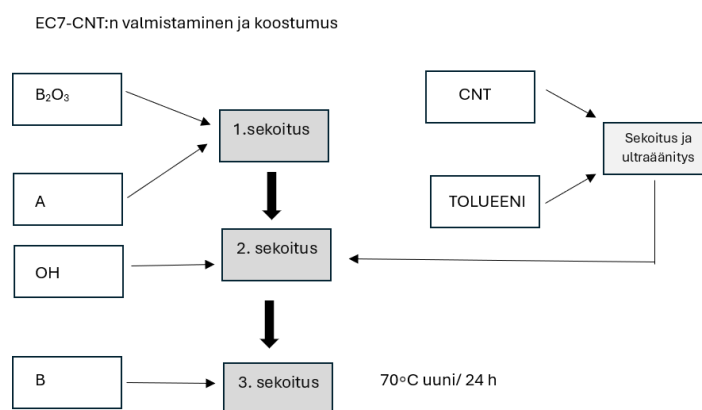
## 2 KOKEELLISET MENETELMÄT

Tässä kappaleessa käsitellään elastomeeriseosten valmistaminen, inkubointi kasvualustassa sekä työssä käytetyt karakterisointimenetelmät.

### 2.1 Elastomeeriseosten valmistaminen

Tutkimuksessa käytettävät näytteet koostuvat kahdesta osasta eri kerroksissa. Pohjalla on elastomeerisubstraatti, jota kutsutaan EC7-CNT:ksi. Substraatin pinnalle tehdään johtavakerros siirtopainatuksella, jossa poly(3,4-etyleenidioksidiofeeni): polystyreenisulfonaatti (PEDOT:PSS) -pohjainen elastomeerikalvo siirretään jälkikäteen substraatin pinnalle. Molemmat osat valmistetaan erikseen ja ne liitetään lopuksi toisiinsa.

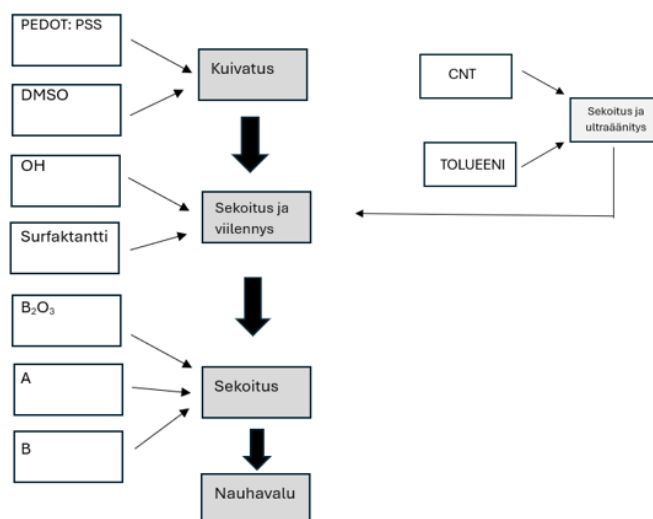
Materiaalin valmistaminen aloitetaan EC7-CNT:n valmistamisesta, joka toimii pohjana kaikille materiaalirakenteille. Valmistaminen esitetään Kuvassa 1. Ensimmäiseksi hiilinanoputket (CNT) punnitaan ja joukkoon lisätään tolueenia. Tämän jälkeen seos ultraäänitetään, jotta aiheet esisekoittuvat. Boorioksidinanopartikkelit ( $B_2O_3$ ) punnitaan jauheena ja sekoitetaan A-komponentin kanssa morttelissa. Hydroksyyli-terminoitu polydimetyylisiloksaani (PDMS-OH) ja CNT/tolueeniseos yhdistetään ja sekoitetaan keskenään. Tämä seos lisätään  $B_2O_3$ /A-komponentti seokseen. B-komponentti toimii kovettajana ja se lisätään lopuksi seokseen. Sekoituksen jälkeen seos voidaan käyttää vakuuissa, jotta ilmakuplat poistuvat. Seos nauha valetaan haluttuun paksuuteen tai valetaan käsin muottiin. Tämän jälkeen elastomeerisubstraatti laitetaan 70 asteiseen uuniin, jossa se on vähintään 24 tuntia ennen kuin sitä voidaan käyttää.



Kuva 1. EC7-CNT-substraatin valmistaminen.

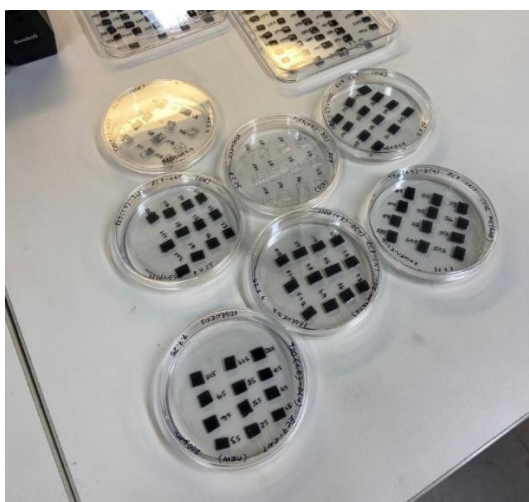
PEDOT: PSS-pohjaisen elastomeerikalvon valmistus aloitetaan kuivatusvaiheesta, jossa vesiliukoinen PEDOT: PSS-komponentti ja dimetyylisulfoksidi (DMSO) pipetoidaan dekanterilasiin. DMSO:n määrä riippuu halutusta konsentraatiosta/tilavuusosuudesta. Seosta kuivatetaan noin 41 % lähtöpainosta (Kuva 2). Kuivatuksen jälkeen seokseen lisätään haluttu surfaktantti. PEDOT: PSS-pohjaisissa elastomeereissa (2PEC7) voidaan käyttää erilaisia surfaktantteja, joita ovat esimerkiksi kaupalliset nimikkeet kuten Tween 20, Tween 80, Triton X100, tai Brij 58. Surfaktantti ja sen tilavuusosuus vaikuttaa merkittävästi 2PEC7-kalvon johtavuuteen. Surfaktanttien ja DMSO:n määrää säädelään samanaikaisesti, jotta näytteet pysyvät johtavina. Lopuksi joukkoon lisätään vielä CNT/tolueeniseos ja PDMS-OH. Näiden lisäyksen jälkeen seos nostetaan jääkaappiin viilentymään, jossa sen tulee olla vähintään kaksi tuntia, mutta mieluummin vuorokausi (Kuva 2).

Kun seos on viilentynyt, voidaan siihen lisätä loput aineet.  $B_2O_3$  punnitaan ja sekoitetaan morttelissa yhdessä A-komponentin kanssa. Tämän jälkeen huoneen lämpötilassa ollut viilennetty seos lisätään joukkoon. Lopuksi seokseen lisätään B-komponentti, joka toimii kovettimena. Seos valetaan nauhavaluna metallikehikon avulla polyeteenitereftalaatin tai polytetrafluorieteenin päälle riippuen seoksen koostumuksesta. Metallikehikon raon avulla voidaan säätää kalvon paksuutta. 2PEC7-kalvon tulee olla 70 asteisessa uunissa vähintään tunti, jonka jälkeen se voidaan siirtää substraatin pintaan.



Kuva 2. 2PEC7 kalvon valmistaminen.

Palat liitetään yhteen asettamalla 2PEC7-kalvo substraatin päälle. Tärkeää on huomioida, että johtava puoli on oikein päin, jotta näytteiden yläpinta säilyy johtavana siirtopainatuksen jälkeen. 2PEC7-kalvo siirretään siirtoalustan kanssa substraatin päälle ja siirtoalustan irrotus tapahtuu, kun materiaalirakenne on ollut uunissa lyhyen aikaa. Yhdistettyjen kalvojen annetaan olla 70 asteisessa uunissa vähintään tunti, jonka jälkeen näytepalat voidaan leikata halutun kokoisiksi (Kuva 3). Yksittäiset palat ovat kooltaan yleensä noin 1 cm x 1 cm. Valmiit näytteet säilytetään muovirasioissa huoneenlämmössä (Kuva 3).



Kuva 3. Kuvassa eri koostumuksella tehtyjä näytepaloja.

## 2.2 Inkubointi kasvatusalustassa

Kasvatusalusta sisältää monimutkaisen seoksen erilaisia ainesosia, kuten aminohappoja, glukoosia, vitamiineja, suoloja sekä kasvutekijöitä, jotka voivat adsorboitua materiaalien pinnoille ja muodostaa kalvon. Nämä komponentit vaikuttavat myös kasvatusalustan ionivahvuuteen, mikä voi puolestaan vaikuttaa 2PEC7-pohjaisen materiaalin sähkönjohtavuuteen muuttamalla varauksia, ionien sitoutumista sekä polymeeriketjujen välisiä vuorovaikutuksia. Lisäksi kasvatusalustan koostumus voi muuttaa veden imeytymistä kalvoihin, mikä vaikuttaa niiden turpoamiskäyttäytymiseen ja voi aiheuttaa pitkäaikaisia muutoksia johtavuudessa.

Kuvan 3 kaltaisten näytteiden stabiilisuuden arvioimiseksi realistisissa soluviljelyolosuhteissa suoritettiin inkubointikokeita seuraavasti. Ennen inkubointia kaikki näytepalaset sterilisoitiin Sensor Steril ARTEM Mod. Sensor Art. 600901/1-laitteella, joka käyttää UV-C-valoa. Steriloidut näytteet siirrettiin tämän jälkeen 24 kuoppaiselle soluviljelylevylle. Kasvatusalusta valmistettiin käyttäen DMEM/F12-väliainetta ilman glutamiinia (Gibco), johon lisättiin sikiön naudan seerumia (Fetal Bovine Serum, FBS, Gibco), L-alanyyli-L-glutamiini-dipeptidiä (GlutaMAX, Gibco) sekä penisilliinistreptomysiiniä (ThermoFisher). Jokaiseen kuoppaan lisättiin yhteensä 2 ml kasvatusliuosta. Näytelevyjä inkuboitiin Heracell™ VIOS 160i CO<sub>2</sub>-inkubaattorissa (Thermo Fisher Scientific) 37 °C:n lämpötilassa ja 5 % CO<sub>2</sub>-pitoisuudessa 3, 7, 14, 21 ja 28 vuorokauden ajan. Kussakin aikapisteessä kasvatusliuos poistettiin ja näytteet huuhdeltiin kerran DPBS-liuoksella. Tämän jälkeen näytteet kuivattiin steriileissä olosuhteissa laminaarikaapissa. Kuivatus tapahtui huoneenlämmössä kolmen päivän ajan ennen karakterisointia.

Kontrollinäytteinä käytettiin identtisiä näytepaloja, joita säilytettiin inkubaattorissa ilman kasvatusliuosta jokaisessa aikapisteessä, jotta voitiin arvioida materiaalin muutoksia riippumatta kasvatusliuoksesta. Jokaisena mittauspäivänä analysoitiin viisi näytepalaa. Yksittäisen kasvatusliuoksen ainesosien vaikutuksen tutkimiseksi suoritettiin lisäksi inkubointikokeita kahdella eri glukoosipitoisuudella: korkea glukoosi (4 g l<sup>-1</sup>) ja matala glukoosi (1 g l<sup>-1</sup>). Glukoosipitoisuuden vaihtelut voivat muuttaa osmoottista tasapainoa, mikä vaikuttaa kalvojen vedenottoon ja turpoamiseen. Lisäksi se saattaa siten muuttaa niiden sähkönjohtavuutta. Inkubointikokeita tehtiin myös DPBS-puskuriliuoksessa, jotta voitiin eristää ionisten suolojen vaikutus ilman ravinteita ja glukoosin läsnäoloa. Nämä lisäkokeet suoritettiin saman inkubointiprotokollan mukaisesti kuin edellä on kuvattu.

Käytimme tutkimuksessa WI-38-ihmisen keuhkofibroblasteja. Yksi ampulli kryosäilöttyjä WI-38-soluja (soluerä 18) otettiin nestetypestä, sulatettiin nopeasti ja resuspensoitiin tuoreeseen kasvatusliuokseen. Solususpensio sentrifugoitiin 220 × g:ssä 5 minuutin ajan, minkä jälkeen supernatantti poistettiin. Solupelletti resuspensoitiin tuoreeseen kasvatusliuokseen ja siirrettiin T75-soluviljelypulloon.

Soluja inkuboitiin inkubaattorissa (37 °C, 5 % CO<sub>2</sub>) seitsemän päivän ajan, kunnes saavutettiin yli 80 %:n konfluenssi eli kasvutiheys. Halutun kasvutiheyden saavuttamisen jälkeen solut irrotettiin inkuboimalla trypsiinillä viiden minuutin ajan. Trypsinoitu solususpensio sentrifugoitiin 220 × g:ssä 5 minuutin ajan, resuspensoitiin tuoreeseen kasvatusliuokseen ja jaettiin kolmeen uuteen T75-pulloon jatkokasvatusta varten. Soluja viljeltiin jälleen samoissa inkubaatio-olosuhteissa vielä seitsemän päivän ajan.

Laajennusvaiheen jälkeen solut irrotettiin trypsiinillä, sentrifugoitiin 220 × g:ssä 5 minuutin ajan, resuspensoitiin ja laskettiin. Tämän jälkeen solut valmisteltiin näytepaloille, joita oli kuusi johtavaa PEDOT: PSS-kalvoa. Kontrollinäytteinä käytettiin kuutta lasia, sillä WI-38-

fibroblastien tiedetään kiinnittyvän hyvin lasipinnoilla. Kaikki näytteet steriloitiin UV-C-valolla 30 minuutin ajan ja siirrettiin tämän jälkeen 24-kuoppalevyille.

Solut laitettiin näytteille tiheydellä 20 000 solua/cm<sup>2</sup> lisäämällä 1 ml solususpensiota jokaiseen kuoppaan. Levyt inkuboitiin (37 °C:ssa 5 % CO<sub>2</sub>). 24:n tunnin kuluttua kasvatusliuos vaihdettiin ei-kiinnittyneiden solujen poistamiseksi. Soluja viljeltiin näytteillä yhteensä kolmen päivän ajan. Lopussa näytteet poistettiin inkubaattorista ja analysoitiin fluoresenssimikroskopialla solujen kiinnittymisen ja morfologian arvioimiseksi.

## 2.3 Karakterisointimenetelmät

Tässä kappaleessa käydään läpi tutkimuksessa käytettyjä karakterisointimenetelmiä. Käytettyjen karakterisointimenetelmien avulla voitiin tutkia muun muassa materiaalin mikrorakennetta, pintamorfologiaa ja muita ominaisuuksia.

### 2.3.1 Sähkön johtavuus

Sähkönjohtavuus selvitettiin näytepaloista virtamittarin (FLUKE 289 TRUE RMS MULTIMETER) avulla, jolla mitattiin resistanssi näytteen pinnasta. Apuna käytettiin hopeapinnoitettua kangasta, jotta kontaktiresistanssia mittapäiden ja näytteen pinnan välillä saatiin merkittävästi pienennettyä. Suikaleet asetettiin näytteiden reunoille niin, että väliin jäi halutun kokoinen pieni rako. Johtavan kerroksen todellinen paksuus tiedettiin etukäteen. Kaavan (1) avulla laskettiin resistiivisyys ( $\rho$ ). Resistiiivisyyden avulla saatiin näytteiden johtavuus Kaavan (2) avulla. Alla on ilmoitettu resistiivisyyden ( $\rho$ ) ja johtavuuden ( $\sigma$ ) kaavat:

$$\rho = \frac{RA}{L} \quad (1)$$

missä  $A$  on poikkipinta-ala,  $R$  on resistanssi ja  $L$  on etäisyys kankaiden välillä.

$$\sigma = \frac{1}{\rho} \quad (2)$$

missä  $\rho$  on resistiivisyys.

### 2.3.2 AFM-mikroskooppi

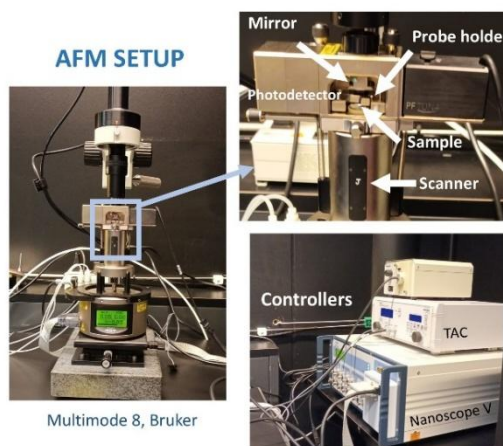
Atomivoimamikroskooppi (AFM) kuvaus suoritettiin Bruker Multimode 8-järjestelmällä, jossa oli Nanoscope V-ohjain. Kaikissa mittauksissa käytettiin E-skanneria, jonka enimmäisskannausalue on 10  $\mu\text{m}$   $\times$  10  $\mu\text{m}$ . AFM-laitteisto on esitetty Kuvassa 4. Kuvaus suoritettiin tapping-tilassa HQ:DPE-XSC11 type C-kärkien avulla, joiden nimellinen jousivakio on 7 N m<sup>-1</sup> ja resonanssitaajuus 155 kHz.

Tapping-tilassa kärki värähtelee lähellä sen ominaista resonanssitaajuutta. Kuvantamisessa hyödynnetään kahta signaalia, jotka ovat amplitudi ja vaihe. Tässä työssä käytettiin tapping-tilaa ilman kontaktia, koska se minimoi lateraaliset voimat ja siten suojaaa pehmeitä, helposti vaurioituvia näytteitä samalla, kun saavutetaan korkea resoluutio.

Ennen kuvantamista kärjet kiinnitettiin pidikkeeseen ja näytteet asetettiin magneettilevyille. Levyt kiinnitettiin skanneriin. Laser kohdistettiin kärkiosaan, minkä jälkeen peiliä säädettiin signaalisumman maksimoimiseksi. Fotodetektori kohdistettiin siten, että lasersäde osui keskelle. Kärkien resonanssi viritettiin Auto Tune-toiminnolla. Käyttötaajuus asetettiin noin 5 % resonanssihuipun alapuolelle. Amplitudia säädettiin välillä 100–200 mV riippuen näytteestä.

Seuraavaksi P- ja I-vahvistukset optimoitiin. Setpoint-arvo säädettiin oikein. AFM-kuvaus suoritettiin 0,5 Hz:n skannausnopeudella ja  $5\ \mu\text{m} \times 5\ \mu\text{m}$  skannausalueella. Jokaisesta näytteestä hankittiin topografia- ja vaihekuvat viidestä eri kohdasta.

Kuvankäsittely tehtiin Gwyddion-ohjelmistolla (versio 2.6). Topografiakuvista poistettiin kannausartefaktit ja säädettiin kontrastia. Neliöllinen keskiarvo (RMS) laskettiin koko kuvattulta alueelta samalla ohjelmistolla.



Kuva 4. Kuvassa käytössä ollut AFM-mikroskooppi.

### 2.3.3 Optinen mikroskooppi

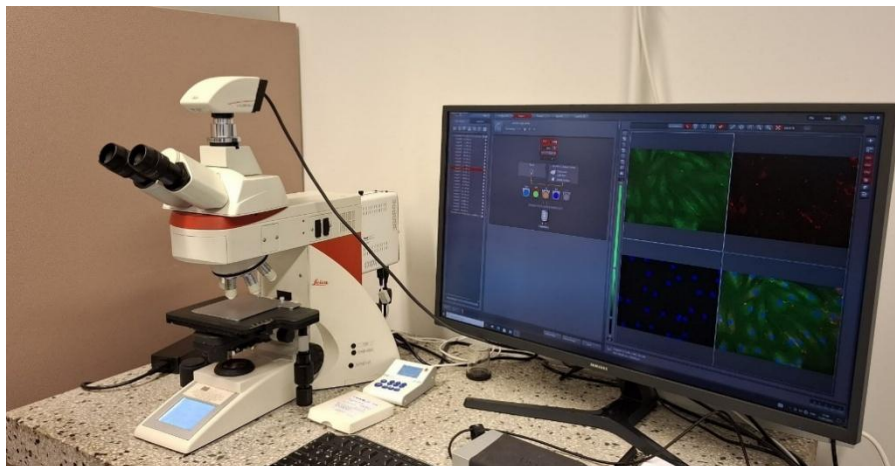
Näytepalat kuvattiin optisella mikroskoopilla (Olympus BX51), jossa on U-POTP3 polarisaattori. Mikroskoopilla saadaan tietoa 2PEC7-kalvon mikrorakenteesta. Mikroskoopin avulla näemme muun muassa onko kalvo liikunut tai muuttunut kokeiden edetessä. Kuvauksessa pyrimme käyttämään samoja asetuksia ja väriskaalaa jokaiselle näytepalalle, jotta kuvat olisivat mahdollisimman vertailukelpoisia.

### 2.3.4 Fluoresenssimikroskooppi

Fluoresenssikuvauksia fibroblastisoluista suoritettiin Leica DM4B -laajakenttäfluoresenssimikroskoopilla, joka oli varustettu CoolLED-valaistusjärjestelmällä ja kolmella eksitaatio-/emisiosuodinkuutiolla: UV (Ex 325–375 nm, Em 435–485 nm), vihreä fluoresenssi (Ex 450–490 nm, Em 500–550 nm) ja punainen fluoresenssi (Ex 532–558 nm, Em 572–648 nm).

Elävien ja kuolleiden solujen värjäys tehtiin käyttäen Calcein AM:ää ja Ethidium Homodimer-1:tä (EthD-1). Elävät solut visualisoitiin vihreän fluoresenssisuodattimen avulla, joka

vastaa Calcein AM:n emissiosignaalia. Kuolleet solut havaittiin punaisen suodattimen avulla EthD-1:n emissiosignaalin perusteella. Kuvantaminen suoritettiin 10× ja 20× vesi-immersio-objektiveilla, mikä mahdollisti värjättyjen solujen tarkastelun polymeeristen näytepintojen päällä. Mikroskoopin asetukset ja suodinyhdistelmät mahdollistivat fluoresenssisignaalien selektiivisen havaitsemisen, mikä mahdollisti elinkykyisten ja ei-elinkykyisten solujen määrällisen arvioinnin.



Kuva 5. Kuvassa käytössä ollut fluoresenssimikroskoopi.

### 3 MITTAUSTULOKSET JA ANALYYSI

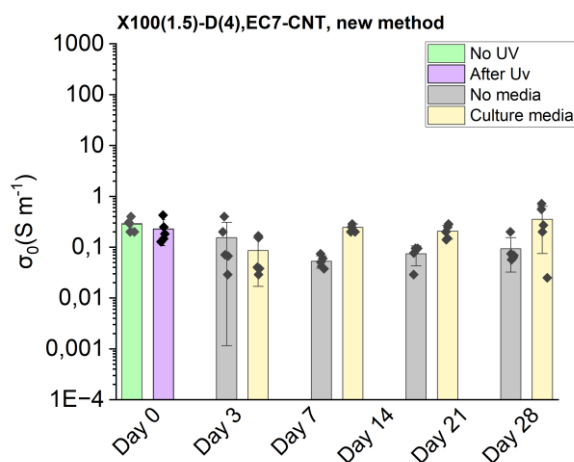
Tässä osiossa tarkastellaan tarkemmin Taulukon 1 2PEC7-kalvojen koostumuksella saatuja tuloksia. Työssä pyrimme optimoimaan näytteitä bioelektronikan ja biolääketieteen sovelluksiin bioyhteensopivuuden, solujen kiinnittymisen ja lisääntymisen sekä johtavuuden suhteen. Tarvittava johtavuusalue riippuu sovelluksesta eli siitä esimerkiksi minkälaista ärsykettä soluille haluamme antaa. Taulukossa 1 on esitetty työssä tarkasteltavan koostumuksen sisältämät painoprosentit ja tilavuusosuudet eri täyteaineille sekä matriisille.

Taulukko 1. Käytettyjen 2PEC7-kalvojen koostumus.

Materiaali	Painoprosentti (p. %)	Tilavuusosuus (til. %)
CNT	0,099	0,047
PEDOT:PSS	0,530	0,530
X100	0,734	0,670
Elastomeerimatriisi	98,637	98,753

Tarkastellaan ensimmäisenä koostumuksesta saatuja johtavuuksien mittaustuloksia, jotka ovat esitetty Kuvassa 6. Näytepaloja on viisi jokaista mittauspäivää kohden. UV-C-valotus laskee hiukan sähkönjohtavuutta, kun näytteitä verrataan ei-valotettuihin näytepaloihin. Ei UV-valotettujen näytteiden johtavuuden keskiarvo on noin  $0,23 \text{ S m}^{-1}$  ja UV-valotettujen puolestaan  $0,28 \text{ S m}^{-1}$ . Ei-kasvatusalustallisissa näytteissä johtavuus laskee edelleen hiukan. Johtavuuden keskihajonnat kolmannelta päivästä alkaen ovat noin  $0,15 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,05 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,07 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,09 \text{ S m}^{-1}$  ja  $12,89 \text{ S m}^{-1}$ . Ei-kasvatusalustallisissa näytteissä 28. päivän kohdalla johtavuudessa on isoja eroja. Tämä voi selittyä näytepalojen rakenteellisilla eroilla valmistusvariaation takia. Lisäksi näytepalat kuivuvat hiukan inkubaation jälkeen, kun paloilla ei ole kasvatusalustaa, mikä voi johtaa muutoksiin mikrorakenteessa ja morfologiassa.

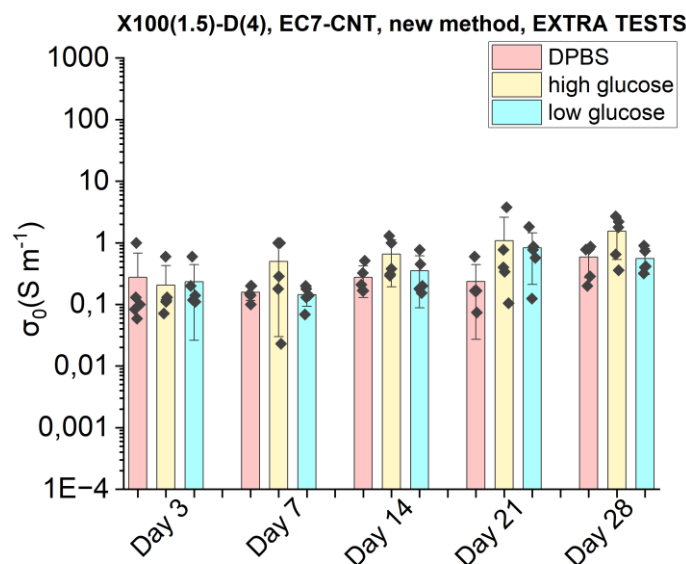
Johtavuuksissa tapahtuvat muutokset pysyvät tasaisimpina kasvatusalustallisissa näytteissä verrattuna ei-kasvatusalustallisiin näytteisiin. Kasvatusalustallisten näytteiden johtavuudet esitettynä kolmannelta päivästä alkaen ovat noin  $0,23 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,09 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,24 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,21 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,35 \text{ S m}^{-1}$  ja  $0,34 \text{ S m}^{-1}$ . Kuvaajasta 6 nähdään, että johtavuus pysyy korkeampana kasvatusalustallisissa näytteissä. Vaikka näytepaloissa on hajontaa, koostumuksen ajatellaan olevan stabiili, koska muutosta esiintyy yksittäisillä paloilla ja kaikki näytepalat pysyvät johtavina.



Kuva 6. Kuvaaja johtavuuksien mittaustuloksista.

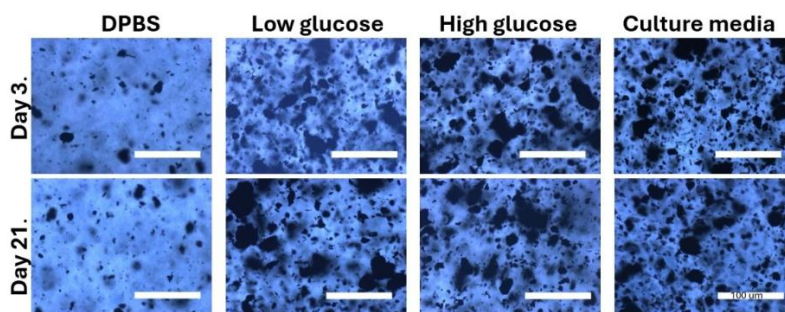
Tarkastellaan seuraavaksi lisäkokeista saatuja johtavuuksien mittaustuloksia, jotka ovat esitetty Kuvassa 7. Kuvaajasta nähdään, että yksittäisillä näytteillä on ollut enemmän vaihtelua kuin ylemmässä Kuvassa 6. Korkein johtavuus on keskimäärin korkealla glukoosipitoisuudella. Johtavuuksien keskiarvot esitettynä kolmannesta päivästä alkaen ovat noin  $0,21 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,50 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,66 \text{ S m}^{-1}$ ,  $1,08 \text{ S m}^{-1}$  ja  $1,50 \text{ S m}^{-1}$ . Huomataan, että johtavuus kasvaa mittauspäivien kuluessa. 2PEC7-kerroksen mikrokooppinen turpoaminen ajan myötä paksuussuunnassa parantaa materiaalin sisällä olevan johtavan verkoston välisiä kontakteja, jolloin sähkönjohtavuus kasvaa.

Matalassa glukoosipitoisuudessa johtavuuksien keskiarvot kolmannesta mittauspäivästä alkaen ovat noin  $0,23 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,14 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,35 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,83 \text{ S m}^{-1}$  ja  $0,55 \text{ S m}^{-1}$  (Kuva 6). DPBS liuoksessa johtavuuksien keskiarvot kolmannesta mittauspäivästä alkaen ovat noin  $0,27 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,16 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,28 \text{ S m}^{-1}$ ,  $0,26 \text{ S m}^{-1}$  ja  $0,58 \text{ S m}^{-1}$  (Kuva 6). DPBS ja matalassa glukoosipitoisuudessa näytepalat noudattavat melko samanlaista kulkua (lukuun ottamatta 21. päivää). Viimeisenä mittauspäivänä molempien olosuhteiden näytteillä johtavuus on lähes sama. Sähkönjohtavuus säilyy jokaisessa mittauspäivässä ja muutoksissa ei ole suurta vaihtelua, joten tutkittu koostumus on stabiili näissä olosuhteissa.



Kuva 6. Kuvaaja lisäkokeiden johtavuuksien mittaustuloksista.

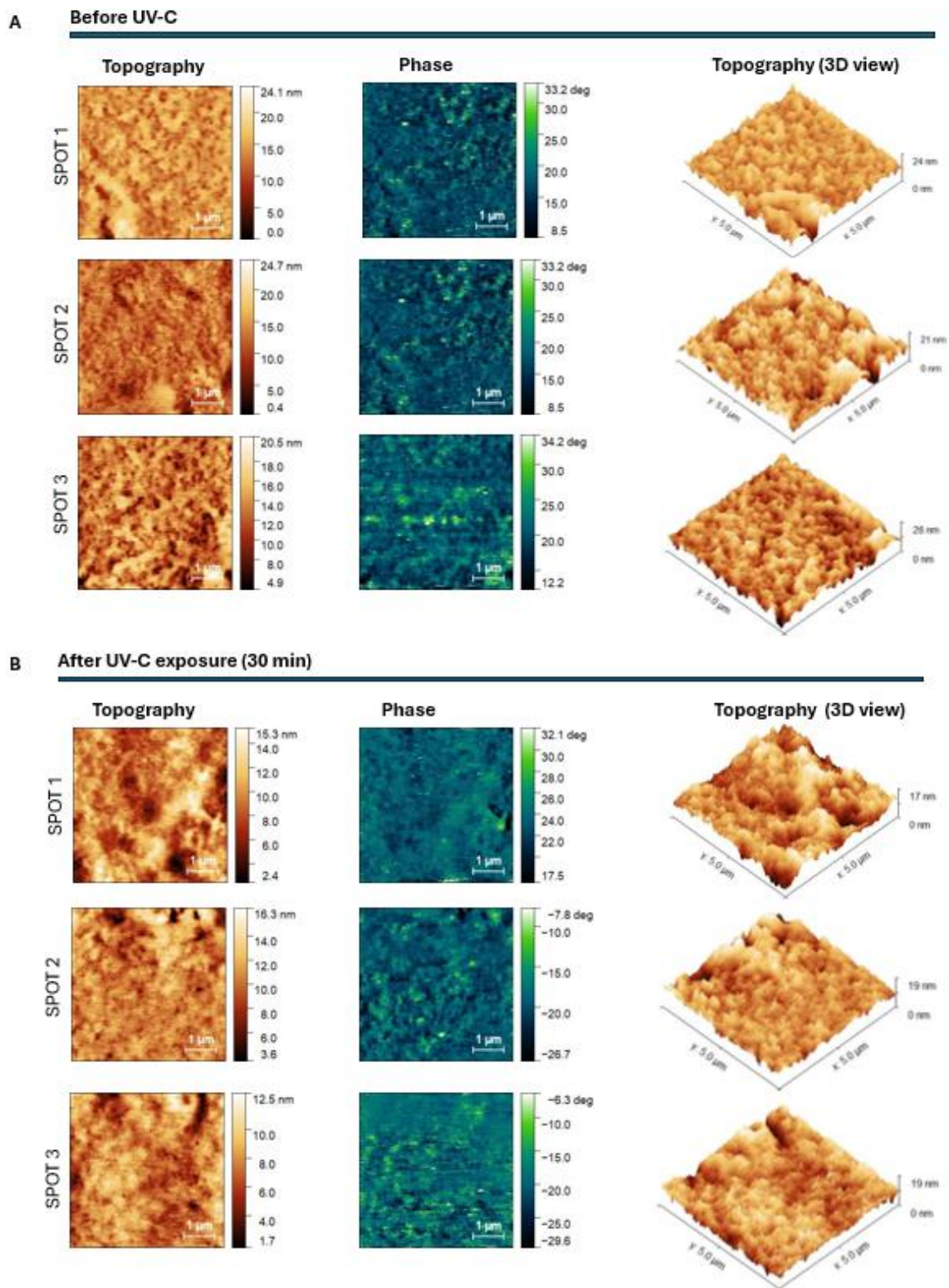
Tarkastellaan seuraavaksi optisella mikroskoopilla saatuja kuvia kalvojen pinnan morfologiasta (Kuva 8). 2PEC7-kalvo ei liikkunut missään mittauspäivässä silmämääräisesti katsottuna. Optisella mikroskoopilla otetuista kuvista nähdään, että pinnan morfologiassa ei tapahdu merkittäviä muutoksia mittauspäivien kuluessa eri olosuhteissa (Kuva 8). Kuvista voidaan nähdä heterogeeninen materiaali, jossa sinisellä näkyy rihmamainen ja kerroksellinen hunajakennoverkosto. Mustilla alueilla CNT on luultavasti konsentroitunut voimakkaasti.



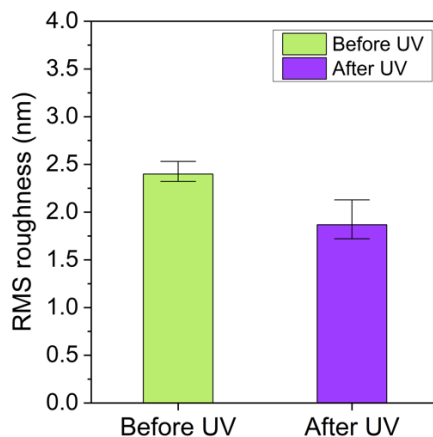
Kuva 8. Optisella mikroskoopilla otettuja kuvia 3. ja 21. päivänä eri olosuhteissa. Skaalapalkit 100 μm.

AFM-mikroskoopilla otetuista kuvista (Kuva 9) esitetään vain ennen ja jälkeen UV-C-altistusta otetut kuvat. Kuvista huomataan, että näytepalojen rakenteessa on eroja. Näytepalojen väliset erot selittyvät valmistuksesta, sillä näytepaloista ei saada täysin identtisiä tässä skaalassa. UV-C-valotuksen vaikutusten arvioimiseksi 2PEC7-kalvon pintamorfoлогияaan mikro- ja nanomittakaavassa kuvia otettiin kolmesta eri kohdasta näytteestä ennen UV-C-altistusta ja 30 minuutin UV-C-steriloinnin jälkeen samasta näytteestä. Kuvassa 9 esitetään vastaavat topografiakuvat, vaihekuvat ja kolmiulotteiset topografianäkymät. Kuvatut kohdat valittiin optisesti tasaisilta alueilta; kokeellisten rajoitteitten takia ennen ja jälkeen UV-altistuksen kuvatut alueet eivät kuitenkaan ole täsmälleen samoja.

Ennen UV-C-käsittelyä topografiakuvat osoittavat sileitä pintoja, joiden korkeuserot ovat alle 25 nm. UV-altistuksen jälkeen merkittäviä morfologisia muutoksia ei havaita, vaikka piirteiden korkeuseroissa on havaittavissa lievää pienenemistä, arvojen jäädessä alle 16 nm. Vaihekuviissa näkyvä kontrasti johtuu johtavien kalvojen heterogeenisestä koostumuksesta. UV-altistuksen aiheuttamien pintamuutosten kvantitatiiviseksi arvioimiseksi laskettiin RMS-arvo koko alueelta ja keskiarvotettiin kolmesta kuvasta ennen ja jälkeen UV-C-valotuksen, kuten kuvassa 10 esitetään. Keskimääräinen RMS-karheus pienenee arvosta  $2,40 \pm 0,90$  nm ennen UV-altistusta arvoon  $1,87 \pm 0,18$  nm UV-C-käsittelyn jälkeen. Tämä vähäinen RMS-arvon pieneneminen viittaa siihen, että 30 minuutin UV-C-altistus ei merkittävästi muuta 2PEC7-kalvojen pintamorfoлогияaa.

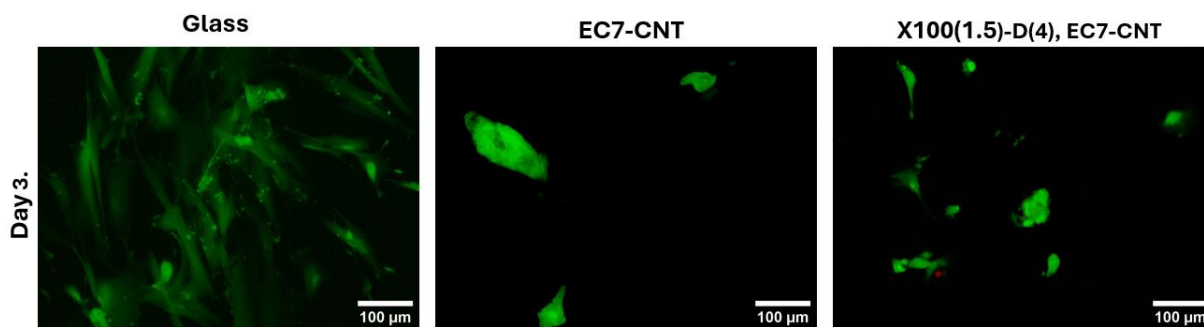


Kuva 9. Havainnollistaa kolmen näytepalan vaihe- ja topografia kuvantamista ennen UV-C-valotusta. (A) ennen ja (B) UV-C-valotuksen jälkeen.



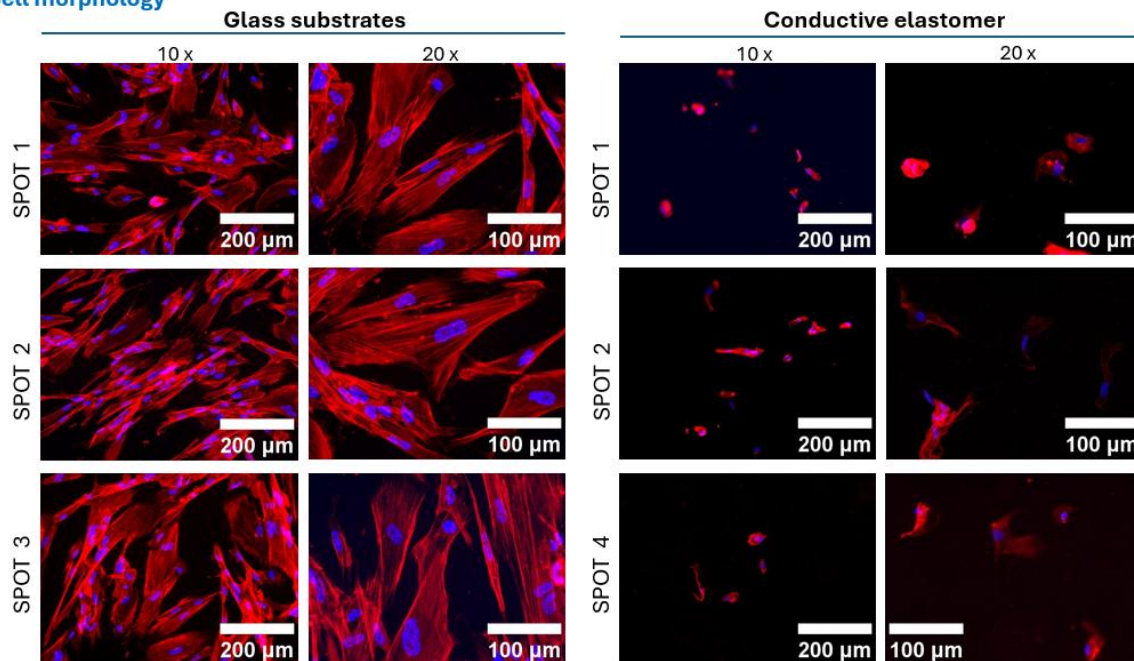
Kuva 10. Havainnollistaa RMS-arvon muutosta.

Kuvassa 11 esitetään fluoresenssimikroskoopilla otettuja elävien ja kuolleiden solujen kuvia, kun solut ovat kasvaneet 3 päivää alustan kanssa. Vihreä väri näyttää elävät solut ja punainen kuolleet. Lasilla olevia soluja käytetään vertailukohteena. Fibroblastit ovat levinneet hyvin ja ne muodostavat pitkulaisia rakenteita, mikä on tyypillistä niille. Solut koskettavat toisiinsa, mikä tarkoittaa hyvää kasvua. Punaisia soluja ei näy eli joukossa ei ole kuolleita soluja. Vertailun vuoksi testasimme myös pelkän elastomeerisubstraatin eli EC7-CNT:n, jotta näemme, onko 2PEC7-kalvon ja EC7-CNT:n välillä eroja. Kuvasta voidaan huomata, että soluja on vain muutama. Solut ovat yrittäneet levitä hieman, mutta tyypillinen pitkulainen rakenne puuttuu. Solujen ulkonäkö viittaa siihen, että ne alkavat pyöristyä. Sama ilmiö nähdään Triton X100-näytepalalla olevista soluista. Lisäksi kuvassa on yksi kuollut solu. Suoritimme soluille lisäksi F-aktiini kuvauksen, jonka avulla saamme tarkempaa tietoa solujen tumista ja aktiini säikeistä. Nämä kuvat ovat esitetty Kuvassa 12.



Kuva 11. Fluoresenssimikroskoopilla otettuja kuvia fibroblasteista eri alustoilla, kun solut ovat kasvaneet alustan kanssa kolme päivää. Ensimmäisenä lasi, substraatti (EC7-CNT) ja näytepala(X100(1.5)-D(4),EC7-CNT).

## Cell morphology



Kuva 12. F-aktiini kuvaus fibroblastisoluista lasilla ja substraatilla. TRITC-falloidiini näyttää aktiinisäikeet punaisina. DAPI näyttää tumat sinisenä.

Materiaalin jäykkyys, pinnan karheus ja -koostumus todennäköisesti vaikuttavat solujen adheesioon. Tulevissa kokeissa pyrimme optimoimaan materiaaleja, jotta solujen kiinnittyminen paranee. Ensimmäiseksi selvitämme, vapautuuko materiaalista liukenevia yhdisteitä tai ainesosia, jotka estävät solujen adheesion. Jos näitä ilmenee, kehitämme menetelmiä näiden tekijöiden poistamiseen. Myös näytepalojen pinnoitusta tulee miettiä. Pinnoitus voi tapahtua esimerkiksi fibronektiinillä, joka on proteiini.

Jatkossa käytettäviä surfaktanteja ja koostumuksia tulee tarkastella uudelleen. Surfaktanteja on mahdollista vaihtaa tai niitä voidaan käyttää yhdistelminä. Ensin tulee selvittää kuitenkin millä painoprosentilla/tilavuusosuudella näytteistä saadaan johtavia, sillä muun muassa perko-laatiokynnyksessä esiintyy vaihtelua. Rakenteen valmistamisen aikana tehtävää huuhtelua voidaan myös kokeilla.

## 4 YHTEENVETO

Tässä kandidaatin tutkielmassa tutkittiin johtavia ja itsekorjautuvia elastomeeriseoksia bioelektroniikan ja biolääketieteen sovelluksiin. Tavoitteena oli jatkaa Oulun yliopistossa kehitetyn materiaalin parantamista yllä mainittuihin sovelluksiin. Lopuksi pohdittiin jo saatuja mittaustuloksia.

Mittaustuloksista nähdään, että johtavuudessa tapahtuu pieniä muutoksia kasvatusalustallisissa sekä ei-kasvatusalustallisissa näytteissä mittauspäivien kuluessa. Tuloksista nähdään, että ei-kasvatusalustallisissa näytteissä johtavuus laskee hiukan päivien kuluessa, mikä voi selittyä morfologisilla eroilla. Lisäkokeissa korkein johtavuus on keskimäärin korkealla glukoosipitoisuudella. DPBS ja matalassa glukoosipitoisuudessa näytepalat noudattavat melko samanlaista kulkua (lukuun ottamatta 21. päivää). Viimeisenä mittauspäivänä molempien olosuhteiden näytteillä johtavuus on lähes sama. Sähkönjohtavuus säilyy jokaisessa mittauspäivässä ja muutoksissa ei ole suurta vaihtelua, joten koostumus on stabiili näissä olosuhteissa.

Optisella mikroskoopilla otetuista kuvista nähdään, että pinnan morfologiassa ei tapahdu merkittäviä muutoksia mittauspäivien kuluessa eri olosuhteissa. AFM-mikroskoopilla otetuista kuvista huomataan, että näytepalojen rakenteessa on eroja. Näytepalojen väliset erot selittyvät valmistuksesta, sillä näytepaloista ei saada täysin identtisiä. Fluoresenssimikroskoopilla otettiin solukuvia, kun solut ovat kasvaneet 3 päivää alustan kanssa. Vihreä väri näyttää elävät solut ja punainen kuolleet. Lasilla olevia soluja käytettiin vertailukohteena. Fibroblastit olivat levinneet hyvin ja ne muodostivat pitkulaisia rakenteita, mikä on tyypillistä niille. Punaisia soluja ei näkynyt eli joukossa ei ollut kuolleita soluja.

Vertailun vuoksi testasimme myös pelkän pohja substraatin eli EC7-CNT:n, jotta näemme, onko 2PEC7-kalvon ja EC7-CNT:n välillä eroja. Kuvasta nähtiin, että soluja oli vain muutama. Solut olivat yrittäneet levitä hieman, mutta tyypillinen pitkulainen rakenne puuttuu. Solujen ulkonäkö viittaa siihen, että ne alkavat pyöristyä. Sama ilmiö nähdään Triton X100 -näytepalalla olevista soluista. Lisäksi kuvassa on yksi kuollut solu.

Tutkimustulokset osoittavat, että materiaalin kehitys on vasta alkuvaiheessa ja tutkimustuloksia sekä optimointia tarvitaan vielä lisää, jos materiaalin halutaan toimivan siltä vaadituissa olosuhteissa. Suunta on kuitenkin oikea ja uusia kehitysideoita on jo valmiina.

Materiaalin jäykkyys, pinnan karheus ja -koostumus todennäköisesti vaikuttavat solujen adheesioon. Tulevissa kokeissa pyrimme optimoimaan materiaaleja, jotta solujen kiinnittyminen paranee. Ensimmäiseksi selvitämme, vapautuuko materiaalista liukenevia yhdisteitä tai muita ainesosia, jotka estävät solujen adheesion. Jos näitä ilmenee, kehitämme menetelmiä näiden tekijöiden poistamiseen. Myös näytepalojen pinnoitusta tulee miettiä. Pinnoitus voi tapahtua esimerkiksi fibronektiinillä, joka on proteiini.

Jatkossa käytettäviä surfaktantteja ja koostumuksia tulee tarkastella uudelleen. Surfaktantteja on mahdollista vaihtaa tai niitä voidaan käyttää yhdistelminä. Ensin tulee selvittää kuitenkin millä painoprosentilla/tilavuusosuudella näytteistä saadaan johtavia, sillä muun muassa perko-laatiokynnyksessä esiintyy vaihtelua. Rakenteen valmistamisen aikana tehtävää huuhtelua voidaan myös kokeilla. Aika näyttää voiko tämä materiaali olla tulevaisuudessa biolääketieteen tai bioelektroniikan sovelluksiin sopiva.

## 5 LÄHTEET

- [1] C. Wang *et al.*, "Advanced Carbon for Flexible and Wearable Electronics," *Advanced Materials*, vol. 31, no. 9, Mar. 2019, doi: <https://doi.org/10.1002/adma.201801072>
- [2] M.Mariello, "Reliability and stability of Bioelectronic Medicine: a critical and pedagogical perspective," *Bioelectronic Medicine*, vol. 11, no. 16, Jul. 2025, doi: <https://doi.org/10.1186/s42234-025-00179-4>
- [3] "biolääketiede," Terveyskirjasto.fi. Viitattu 15.4.2026. [Online] Saatavissa: [www.terveyskirjasto.fi/ltt00425](http://www.terveyskirjasto.fi/ltt00425)
- [4] S.G. Rahaman *et al.*, "Molecular signaling in biomaterial-induced foreign body response: current perspectives," *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, vol. 329, no. 5, 2025, doi: <https://doi.org/10.1152/ajpcell.00595.2025>
- [5] M.E. Dickenson, R.S. Oakes, A.H. Morris, "Don't judge an implant by its cover: how the foreign body response and fibrotic capsule might be harnessed for good," *npj Biomedical Innovations*, vol. 3, no. 3, Jan. 2026, <https://doi.org/10.1038/s44385-025-00053-7>
- [6] "Lääkinnällisiin laitteisiin liittyvä lainsäädäntö," Fimea.fi Viitattu 15.4.2026. [Online] Saatavissa: [https://fimea.fi/laakinnalliset\\_laitteet/laakinnallisiin-laitteisiin-liittyva-lainsaadanto](https://fimea.fi/laakinnalliset_laitteet/laakinnallisiin-laitteisiin-liittyva-lainsaadanto)
- [7] J. Tolvanen, J. Hannu, H.Jantunen, "Stretchable and Washable Strain Sensor Based on Cracking Structure for Human Motion Monitoring," *Scientific Reports*, vol. 8, no. 1, Sep. 2018, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-018-31628-7>
- [8] Popa, M.V. Ghica, C.E. Dinu-Pîrvu, Eds. *Hydrogels: Smart Materials for Biomedical Applications*, Lontoo, Yhdistynyt kuningaskunta: IntechOpen, 2019, pp. 13, doi: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.78482>
- [9] M.Zare *et al.*, "Silicone-based biomaterials for biomedical applications: Antimicrobial strategies and 3D printing technologies," *Applied Polymer Science*, vol. 138, no. 38, Oct. 2021, doi: <https://doi.org/10.1002/app.50969>
- [10] J.Tolvanen, M.Nelo, J.Hannu, J.Juuti, H.Jantunen, "All-Around Universal and Photoelastic Self-Healing Elastomer with High Toughness and Resilience," *Advanced Science*, vol. 8, no. 24, Dec. 2021, doi: <https://doi.org/10.1002/advs.202103235>
- [11] J.Tolvanen *et al.*, "Ultraelastic and High-Conductivity Multiphase Conductor with Universally Autonomous Self-Healing," *Advanced Science*, vol. 9, no. 36, Dec. 2022, doi: <https://doi.org/10.1002/advs.202205485>
- [12] "Fibroblasti," Solunetti.fi. Viitattu: 15.4.2026. [Online]. Saatavissa: <https://www.solunetti.fi/fi/patologia/fibroblasti/>