



**DISERTASI**

***WIRE MESH* TOMOGRAFI UNTUK KUANTIFIKASI  
DISTRIBUSI INTENSITAS MEDAN LISTRIK PADA SISTEM  
PERENCANAAN TERAPI ECCT (*ELECTRO CAPACITIVE  
CANCER THERAPY*) PADA KANKER OTAK**

**ANIS NISMAYANTI  
011115 6001 0001**

Dosen Pembimbing  
Dr.rer.nat. Triwikantoro, M.Sc.  
Dr. Warsito Purwo Taruno, M.Eng.  
Endarko, Ph.D.

**Departemen Fisika  
Fakultas Sains  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
2019**



**LEMBAR PENGESAHAN DISERTASI**

Disertasi disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar  
**Doktor (Dr)**

di  
**Institut Teknologi Sepuluh Nopember**  
Oleh:

**ANIS NISMAYANTI**  
**NRP : 011115 6001 0001**

Tanggal Ujian: 8 Juli 2019  
Periode Wisuda: September 2019

Disetujui oleh:  
Pembimbing:

1. Dr.rer.nat. Triwikantoro, M.Sc.  
NIP: 19660114 199002 1 001
2. Dr. Warsito Purwo Taruno, M.Eng  
NUP: 030903052
3. Endarko, Ph.D  
NIP: 19741117 199903 1 001



Penguji :

1. Prof. Dr.rer.nat. Agus Rubiyanto, M.Eng.Sc  
NIP: 19650619 198903 1 001
2. Dr. Sahudi, dr.,Sp.B(K)KL  
NIP: 19660504 199903 1 001
3. Dr.rer.nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc  
NIP: 19671117 199702 1 001



**Dr. Yono Hadi Pramono, M.Eng**  
**NIP: 19690904 199203 1 003**



**WIRE MESH TOMOGRAFI UNTUK KUANTIFIKASI DISTRIBUSI  
INTENSITAS MEDAN LISTRIK PADA SISTEM PERENCANAAN  
TERAPI ECCT (*ELECTRO CAPACITIVE CANCER THERAPY*) PADA  
KANKER OTAK**

Nama Mahasiswa : Anis Nismayanti  
NRP : 011115 6001 0001  
Pembimbing : Dr.rer.nat. Triwikantoro, M.Sc.  
Dr. Warsito Purwo Taruno, M.Eng.  
Endarko, Ph.D.

**ABSTRAK**

Penyakit kanker merupakan salah satu penyebab kematian utama di seluruh dunia. Pada tahun 2012 terdapat 14 juta penderita kanker dan 8 juta kematian akibat kanker di seluruh dunia. Diprediksi akan terjadi peningkatan penderita kanker sebesar 300 persen di seluruh dunia pada tahun 2030. Jumlah tersebut 70 persen berada di negara berkembang seperti Indonesia. Tingkat keberhasilan pengobatan kanker yang masih rendah membutuhkan pengembangan terapi kanker yang efektif dan efisien. Metode pengobatan kanker yang memanfaatkan medan listrik menjadi terobosan pengembangan teknologi yang dapat mengobati kanker. Medan listrik dapat menghambat pertumbuhan sel kanker dan menghancurkan sel kanker yang membelah.

Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan secara akurat distribusi intensitas medan listrik yang dihasilkan oleh alat terapi kanker ECCT dengan menggunakan tomografi *wire mesh sensor*. Penggunaan *wire mesh sensor* dilakukan untuk mendapatkan distribusi intensitas medan listrik pada setiap titik persilangan kawat. Penelitian ini meliputi eksperimen, simulasi komputasi dan rekonstruksi citra menggunakan fantom kepala untuk kasus kanker otak. Simulasi dilakukan menggunakan Comsol *multiphysics* dan Matlab. Rekonstruksi citra berbasis sensitifitas dan menggunakan algoritma interpolasi. Selanjutnya hasil eksperimen dan simulasi diolah dan dianalisis, sehingga dapat mengoptimisasi sistem perencanaan terapi ECCT.

Nilai medan listrik pada jaringan tubuh manusia tiruan lebih rendah dibandingkan nilai medan listrik pada medium udara dengan perbandingan 82% pada *wire mesh sensor* 8×8. Sementara pada *wire mesh sensor* 3×3 dapat diperoleh pada 61.8%. Rekonstruksi distribusi medan listrik menggunakan tomografi *wire mesh sensor* dapat diperoleh menggunakan model tubuh silinder dan model fantom kepala manusia dengan variasi letak sel kanker. Distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT menggunakan dua tipe helmet ECCT yaitu helmet-1 dan helmet-2. Nilai rata-rata medan listrik pada helmet-1 ECCT lebih besar dari helmet-2. ECCT helmet-1 lebih optimal digunakan untuk pasien dengan letak kanker di kanan dan bawah, sedangkan ECCT helmet-2 lebih optimal digunakan untuk pasien dengan letak kanker di atas dan bawah.

Kata kunci: tomografi *wire mesh sensor*, medan listrik, rekonstruksi citra, terapi kanker.

# **WIRE MESH TOMOGRAPHY FOR QUANTIFICATION OF INTENSITY ELECTRIC FIELD DISTRIBUTION IN ECCT TREATMENT PLANNING SYSTEM OF BRAIN CANCER**

By : Anis Nismayanti  
Student Identity Number : 011115 6001 0001  
Supervisor : Dr.rer.nat. Triwikantoro, M.Sc.  
Dr. Warsito Purwo Taruno, M.Eng.  
Endarko, Ph.D.

## **ABSTRACT**

Cancer is one of the leading causes of death worldwide. In 2012 there were 14 million cancer sufferers and 8 million cancer deaths worldwide. It is predicted that there will be an increase in cancer patients by 300 percent worldwide in 2030. The number is 70 percent in developing countries like Indonesia. The success rate of cancer treatment that is still low requires the development of effective and efficient cancer therapy. Cancer treatment methods that utilize the electric field become a breakthrough in the development of technologies that can treat cancer. Electric fields can inhibit the growth of cancer cells and destroy dividing cancer cells.

This study aims to accurately obtain the distribution of electric field intensity produced by ECCT cancer therapy devices using wire mesh sensor tomography. The use of a wire mesh sensor is done to obtain the distribution of electric field intensity at each wire crossing point. This study includes experiments, computational simulations and image reconstruction using phantom heads for cases of brain cancer. The simulation is done using Comsol multiphysic and Matlab. Image reconstruction based on sensitivity and using an interpolation algorithm. Furthermore, the experimental results and simulations was processed and analyzed. So that it is expected to optimize the ECCT therapy planning system.

The electric field value in emulated human body tissue is lower than the value of the electric field in the air medium with a ratio of 82% to the  $8 \times 8$  wire mesh sensor. While the  $3 \times 3$  wire mesh sensor can be obtained at 61.8%. The reconstruction of the electric field distribution using the wire mesh sensor tomography can be obtained using a cylindrical body model and a human head model phantom with variations in the location of cancer cells. Electric field distribution in the ECCT treatment planning system using two types of helmet ECCT are helmet-1 and helmet-2. The average electric field value at the ECCT helmet-1 is greater than helmet-2. ECCT Helmet-1 is more optimal to be used for patients with cancer locations on the right and bottom, whereas ECCT helmet-2 is more optimal to be used for patients with cancer locations above and below.

Key words: wire mesh sensor tomography, electric field, image reconstruction, cancer therapy.





## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT atas limpahan rahmat dan kasih sayang-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan disertasi ini dengan judul **“Wire Mesh Tomografi untuk Kuantifikasi Distribusi Medan Listrik pada Sistem Perencanaan Terapi ECCT (*Electro Capacitive Cancer Therapy*) pada Kanker Otak”**. Disertasi ini penulis susun untuk memenuhi persyaratan menyelesaikan pendidikan program Doktor (S3) di Departemen Fisika, Fakultas Sains, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Penulis juga ingin menyampaikan terimakasih kepada :

1. Keluarga tercinta, Ibunda Lilik Sukarni, Ayahanda Asrudin, Suami tersayang Junaedi, Ananda Qoid Muflih Salman, Ananda Shofiyah Hani Mardhiyah dan si kecil Qonita Hana Mardhiyah. Serta Ibu mertua Ngadiyem dan Bapak mertua Juber Sarjono. Terimakasih atas doa, dukungan, pengorbanan dan semua bantuannya.
2. Bapak Dr.rer.nat. Triwikantoro, M.Sc., Dr. Warsito Purwo Taruno, M.Eng., dan Bapak Endarko, Ph.D, selaku tim promotor. Terimakasih telah memberi bimbingan, ilmu, motivasi, nasehat dan bantuan sehingga penulis dapat menyelesaikan disertasi dengan baik.
3. Bapak Dr. Yono Hadi Pramono, M.Eng, Prof.Dr.rer.nat. Bagus Jaya Santoso, SU dan Dr. Mashuri, M.Si., selaku Kepala Departemen Fisika, Direktur Program Pascasarjana Fisika dan Sekretaris Program Pascasarjana Fisika yang telah memberi kemudahan administrasi dan sarana selama kuliah sampai selesainya disertasi ini.
4. Bapak Mahfudz Al Huda, Marlin Ramadhan Baidillah, Al Musfi, Harisma, dan semua staf C-Tech Lab Edwar Technology yang telah banyak membantu penelitian ini.
5. Bapak Bambang Prihandoko dan Bapak Subhan dari LIPI yang telah membantu karakterisasi bahan penelitian ini.
6. Adik-adik Fisika Medis dan Biofisika yang telah membantu dan saling memotivasi.
7. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

Penulis menyadari adanya kekurangan dalam penulisan disertasi ini. Untuk itu penulis mengharapkan saran dan kritik yang membangun dari semua pihak agar lebih baik dan lebih bermanfaat. Semoga disertasi ini berkah dan memberi manfaat bagi pihak yang membutuhkan.

Surabaya, Juli 2019

Penulis

## DAFTAR ISI

<b>JUDUL</b> .....	i
<b>LEMBAR PENGESAHAN DISERTASI</b> .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
<b>ABSTRAK</b> .....	v
<b>ABSTRACT</b> .....	vii
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	ix
<b>DAFTAR ISI</b> .....	xi
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	xiii
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	xvii
<b>BAB 1 PENDAHULUAN</b> .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian.....	5
1.4 Kontribusi dan Orisinalitas Penelitian.....	6
<b>BAB 2 KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI</b> .....	7
2.1 Sifat Kelistrikan pada Tubuh Manusia .....	7
2.2 Wire Mesh Sensor (WMS) .....	16
2.3 Karakteristik Sinyal Pengukuran pada Jaringan Tubuh Manusia.....	17
2.4 Simulasi Komputasi .....	18
2.5 Algoritma Rekonstruksi Citra .....	22
2.6 Rekonstruksi Citra Berbasis WMS.....	24
2.7 Anatomi Otak Manusia .....	25
2.8 Kanker Otak .....	26
2.9 Fantom Kepala .....	28
2.10 Metode pencitraan .....	30
2.11 Terapi Kanker.....	34
2.11.1 Terapi Kanker Berbasis Medan Listrik.....	35
2.11.2 Electro-CapacitiveCancer Therapy (ECCT).....	38
<b>BAB 3 METODE PENELITIAN</b> .....	41
3.1 Karakterisasi WMS untuk Pengukuran Medan listrik pada Jaringan Tubuh Manusia .....	42
3.2 Rekonstruksi Citra Menggunakan Tomografi Wire Mesh Sensor .....	43

3.3	Distribusi Medan Listrik pada Sistem Perencanaan Terapi ECCT.....	47
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>		<b>53</b>
4.1	Karakterisasi Wire Mesh Sensor untuk Pengukuran Medan Listrik pada Jaringan Tubuh Manusia .....	53
4.2	Rekonstruksi Citra Menggunakan Wire Mesh Sensor Tomografi.....	59
4.3	Distribusi Medan Listrik pada Sistem Perencanaan Terapi ECCT .....	69
<b>BAB V KESIMPULAN .....</b>		<b>85</b>
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>		<b>87</b>
<b>LAMPIRAN 1 .....</b>		<b>91</b>
<b>LAMPIRAN 2 .....</b>		<b>92</b>
<b>BIOGRAFI PENULIS.....</b>		<b>93</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar	Hal
Gambar 2.1 Sebuah material dielektrik sebelum dan sesudah mengalami polarisasi oleh medan listrik .....	8
Gambar 2.2 Torsi pada dipole dalam sebuah medan listrik .....	9
Gambar 2.3 Sifat dispersi jaringan tubuh berdasarkan frekuensi .....	10
Gambar 2.4 Pembelahan sel dengan pemberian medan listrik .....	13
Gambar 2.5 Pengaruh medan listrik pada sel .....	13
Gambar 2.6 Tubulin dimer pada mikrotubulus .....	14
Gambar 2.7 Fase mitosis pada siklus sel .....	15
Gambar 2.8 Spindel mitosis pada metafase .....	15
Gambar 2.9 Spindel mitosis pada anafase .....	15
Gambar 2.10 Skema <i>wire mesh sensor</i> .....	17
Gambar 2.11 Permittivitas jaringan tubuh manusia .....	18
Gambar 2.12 Pengaturan <i>subdomain</i> .....	19
Gambar 2.13 Pengaturan <i>boundary</i> .....	20
Gambar 2.14 Parameter <i>mesh</i> .....	21
Gambar 2.15 Parameter <i>solver</i> .....	22
Gambar 2.16 Metode bilinear interpolasi .....	23
Gambar 2.17 Perbandingan algoritma rekonstruksi citra untuk <i>wire mesh</i> tomografi.....	23
Gambar 2.18 Anatomi otak manusia .....	26
Gambar 2.19 <i>Astrocytoma</i> tingkat rendah .....	28
Gambar 2.20 Fantom kepala tipe <i>multilayer</i> .....	29
Gambar 2.21 Prinsip kerja EIS .....	30
Gambar 2.22 Gambaran <i>foto rontgen</i> kepala .....	31
Gambar 2.23 Gambaran <i>angiografi</i> .....	31
Gambar 2.24 <i>CT Scan</i> .....	32
Gambar 2.25 Hasil citra MRI .....	33
Gambar 2.26 (a). PET, (b). MRI pembobotan T4 .....	33
Gambar 2.27 Hasil citra (a) CT scan, (b) ECVT .....	33
Gambar 2.28 Sistem ECCT .....	38

Gambar 2.29 <i>Electro Capacitive Cancer Therapy (ECCT) Power Supply</i> .....	38
Gambar 2.30 Pengisian muatan baterai .....	39
Gambar 3.1 Roadmap penelitian .....	41
Gambar 3.2 Diagram alir metode penelitian karakterisasi sinyal sensor <i>mesh</i> ....	42
Gambar 3.3 Prinsip kerja <i>wire mesh sensor 3×3</i> .....	43
Gambar 3.4 Prinsip kerja <i>wire mesh sensor 8×8</i> .....	43
Gambar 3.5 Diagram alir metode penelitian rekonstruksi citra .....	44
Gambar 3.6 Model simulasi menggunakan <i>wire mesh sensor 3×3</i> .....	45
Gambar 3.7 Pengaturan subdomain pada WMS 8x8 .....	45
Gambar 3.8 Diagram alir penelitian distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT .....	47
Gambar 3.9 Model apparel helmet ECCT (a) helmet-1 dan (b) helmet-2 .....	48
Gambar 3.10 (a) Model kepala manusia dengan fantom biomaterial dan (b) Model kepala manusia dengan fantom biomaterial dan sel kanker .....	49
Gambar 3.11 Lima variasi letak kanker pada fantom kepala .....	49
Gambar 3.12 Fantom kepala dengan helmet ECCT .....	49
Gambar 3.13 Skema <i>wire mesh sensor</i> pada model fantom kepala .....	50
Gambar 3.14 Skema <i>wire mesh sensor</i> (a) tampak atas dan (b) tampak samping .....	50
Gambar 3.15 Model fantom kepala dengan anatomi grey matter and (b) Model fantom kepala dengan anatomi grey matter dan sel kanker .....	51
Gambar 3.16 Anatomi kepala dengan sel kanker (tampak atas) pada letak : (a) tengah, (b) kanan, (c) kiri, (d) atas, (e) bawah .....	51
Gambar 4.1 <i>Wire mesh sensor</i> : (a) 3×3, (b) 8×8 .....	53
Gambar 4.2 Hasil kalibrasi <i>wire mesh sensor</i> pada medium udara dan air untuk: (a) sensor 3×3, (b) sensor 8×8.....	54
Gambar 4.3 Nilai permitivitas relatif dan konduktivitas bergantung frekuensi pada material fantom.....	54
Gambar 4.4 Hasil distribusi tegangan: (a) WMS 3×3, (b) WMS 8×8 .....	56
Gambar 4.5 Arah medan listrik saat diberi tegangan luar pada: (a) sensor 3×3, (b) sensor 8×8 .....	57
Gambar 4.6 Hasil distribusi medan listrik (V/m) pada sensor 3×3 pada medium: (a) udara, (b) fantom .....	57
Gambar 4.7 Hasil distribusi medan listrik pada sensor 8×8 pada medium:	

(a) udara, (b) fantom.....	58
Gambar 4.8 Distribusi tegangan pada model silinder pada variasi letak WMS :	
(a) atas, (b) tengah, (c) bawah .....	59
Gambar 4.9 Tomografi distribusi tegangan pada variasi letak <i>wire mesh sensor</i>	
: (a) atas, (b) tengah, (c) bawah .....	59
Gambar 4.10 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada: (a) sensor 3×3,	
(b) sensor 8×8 .....	60
Gambar 4.11 Posisi fantom pada: (a) sensor 3×3, (b) sensor 8×8 .....	60
Gambar 4.12 Pola distribusi medan listrik sensor 8×8 setelah interpolasi .....	60
Gambar 4.13 Simulasi distribusi medan listrik pada: (a) sensor 3×3,	
(b) sensor 8×8 .....	61
Gambar 4.14 Hasil simulasi tomografi distribusi medan listrik pada variasi	
letak fantom: (a) ujung kiri atas, (b) ujung kanan atas,	
(c) ujung kiri bawah, (d) ujung kanan bawah, (e) atas, (f) bawah,	
(g) kanan, (h) kiri, (i) tengah.....	63
Gambar 4.15 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada variasi letak	
fantom: (a) ujung kiri atas, (b)ujung kanan atas, (c) ujung kiri	
bawah, (d) ujung kanan bawah, (e) atas, (f) bawah, (g) kanan, (h)	
kiri, dan (i) tengah .....	65
Gambar 4.16 Perbandingan nilai medan listrik antara hasil simulasi dan	
rekonstruksi pada letak fantom inklusi: a. tengah, b. ujung kiri	
atas, c. ujung kanan atas, d. ujung kiri bawah.....	67
Gambar 4.17 Hasil simulasi distribusi medan listrik pada ECCT (tampak	
samping) : (a) helmet-1 dan (b) helmet-2.....	69
Gambar 4.18 Hasil simulasi distribusi medan listrik menggunakan wire-mesh	
tomografi (tampak atas) pada medium udara dengan tipe ECCT:	
(a) helmet-1 and (b) helmet-2 .....	70
Gambar 4.19 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada anatomi kepala	
menggunakan ECCT helmet-1 dengan variasi letak sel kanker:	
(a) tengah, (b) kanan, (c) kiri, (d) atas, dan (e) bawah.....	71
Gambar 4.20 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada anatomi kepala	
menggunakan ECCT helmet-2 dengan variasi letak kanker : (a)	
tengah, (b) kanan, (c) kiri, (d) atas, dan (e) bawah .....	73
Gambar 4.21 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan	
sel kanker di tengah; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai	
medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di	
gambar (b) .....	74

Gambar 4.22 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan sel kanker di kanan; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	75
Gambar 4.23 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan sel kanker di kiri; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	76
Gambar 4.24 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan sel kanker di atas; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	76
Gambar 4.25 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan sel kanker di bawah; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	77
Gambar 4.26 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan sel kanker di tengah; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	78
Gambar 4.27 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan sel kanker di kanan; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	79
Gambar 4.28 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan sel kanker di kiri; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	79
Gambar 4.29 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan sel kanker di atas; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	80
Gambar 4.30 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan sel kanker di tengah; (b) batas pinggir sel kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas sel kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b)	81



## DAFTAR TABEL

Tabel	Hal
Tabel 2.1 Sifat Listrik Jaringan Biologis Manusia pada Frekuensi 100 kHz dan 200 kHz .....	18
Tabel 2.2 Perbedaan TTF dan ECCT .....	37
Tabel 4.1 Hasil Simulasi Perbandingan Nilai Rata-rata Distribusi Medan Listrik pada Titik Perpotongan Wire Mesh yang Ada Fantom Inklusi dan yang tidak Ada Fantom Inklusi .....	62
Tabel 4.2. Hasil rekonstruksi perbandingan nilai rata-rata distribusi medan listrik pada titik perpotongan wire mesh yang ada fantom inklusi dan yang tidak ada fantom inklusi .....	66
Tabel 4.3 Perbandingan nilai medan listrik antara simulasi dan rekonstruksi.....	67
Tabel 4.4. Nilai rata-rata distribusi medan listrik pada grey matter dan sel kanker dengan menggunakan ECCT helmet-1 dan helmet-2 ....	74
Table 4.5 Kompensasi error pada dua tipe helmet ECCT .....	83



## BAB 1

### PENDAHULUAN

#### 1.1. Latar Belakang

Selama beberapa dekade terakhir, kanker telah menjadi salah satu penyebab kematian paling penting. Penyakit kanker merupakan penyebab kematian nomor dua di dunia setelah penyakit kardiovaskular (Sudhakar, 2009). Berdasarkan data GLOBOCAN, *International Agency for Research on Cancer* (IARC), bahwa pada tahun 2012 terdapat 14 juta penderita kanker dan 8 juta kematian akibat kanker di seluruh dunia. Badan Kesehatan Dunia dan *Union for International Cancer Control* (UICC) memprediksi, akan terjadi peningkatan penderita kanker sebesar 300% di seluruh dunia pada tahun 2030. Dari jumlah tersebut 70% berada di negara berkembang seperti Indonesia.

Data Kementerian Kesehatan (Kemenkes) tahun 2012 menyatakan prevalensi kanker di Indonesia mencapai 4,3 banding 1.000 orang, sedangkan data sebelumnya prevalensinya 1 banding 1.000 orang. Kenaikan prevalensi kanker di Indonesia menjadi masalah bagi pengobatan. Karena pusat pengobatan kanker menggunakan radioterapi di Indonesia baru dapat melayani 15% pasien kanker (Kartika, 2013).

Kanker otak merupakan salah satu jenis kanker yang mematikan. Pada usia 0–14 tahun, kanker otak dan tumor sistem syaraf pusat lainnya merupakan penyebab kematian paling umum keempat setelah kondisi periode perinatal, anomali kongenital dan kecelakaan. Pada usia 15-39 tahun, kanker otak merupakan penyebab kematian paling umum kelima. Pada usia lebih dari 40 tahun, kanker otak menjadi penyebab kematian paling umum kedelapan (Ostrom dkk., 2018). Kanker otak disebabkan oleh massa abnormal pada otak baik di permukaannya, di dalam jaringan otak maupun di luar jaringan otak yang menyebar ke otak. Kanker otak menyebabkan masalah *neurologis* dan penurunan kemampuan kognitif bergantung pada jenis dan letak kanker tumbuh. Kanker otak merupakan salah satu jenis kanker yang sulit diobati (IRE, 2009).

Penderita kanker di Indonesia butuh penanganan yang serius dan biaya pengobatan yang mahal. Pengobatan kanker yang sudah ada baik melalui operasi,

radioterapi ataupun kemoterapi masih belum optimal. Pengobatan kanker tersebut menimbulkan efek samping negatif dan berdampak sangat kuat terhadap pasien sehingga dapat menimbulkan komplikasi yang mengakibatkan kesakitan dan kematian. Tingkat keberhasilan pengobatan kanker di Indonesia baru mencapai 50% (IRE, 2009).

Tingkat keberhasilan yang masih rendah membutuhkan pengembangan terapi kanker yang efektif dan efisien. Metode pengobatan kanker yang memanfaatkan medan listrik yang dikenal dengan *Tumor Treating Fields* (TTF) merupakan terobosan baru dalam pengembangan teknologi pengobatan kanker karena aman dan efektif ketika diterapkan pada kultur sel, model kanker hewan dan untuk pasien yang menderita tumor padat metastatik atau lokal maju. TTF adalah medan listrik bolak balik intensitas rendah 1–2 V/cm, frekuensi menengah 100–300 kHz yang dihasilkan oleh elektroda khusus yang ditempatkan pada permukaan kulit. Medan listrik ini tidak berpengaruh pada sel normal (tidak membelah), tapi memiliki efek anti-mitosis pada sel yang membelah. Medan listrik dapat menghambat pertumbuhan sel kanker dan menghancurkan sel kanker yang sedang membelah (Kirson dkk., 2004). Penelitian ini diuji coba pada tumor hewan, dan pasien penderita kanker otak, payudara dan paru-paru dengan metode *invitro* dan *invivo* (Kirson dkk., 2007). Tetapi sistem terapi ini masih memiliki kelemahan, TTF menggunakan elektroda yang memerlukan kontak langsung dengan kulit dan menggunakan tegangan listrik relatif besar.

Selain TTF ada metode lain untuk pengobatan kanker menggunakan medan listrik yaitu dikenal dengan *Electro-Capacitive Cancer Therapy* (ECCT). Metode terapi kanker kapasitansi listrik ECCT telah dikembangkan oleh lembaga riset, CTECH LABS EDWAR TECHNOLOGY. ECCT adalah salah satu metode yang diusulkan yang menggunakan medan listrik bolak balik untuk pengobatan kanker (Warsito, 2016). ECCT terdiri dari pakaian elektroda kapasitif dengan osilator baterai. Teknik kapasitif ini menggunakan medan listrik quasi-statis yang dihasilkan oleh tegangan generator dan menyebabkan permukaan tubuh tidak memiliki kontak langsung dengan elektroda. Metode terapi ini merupakan pengobatan kanker yang cukup optimal dengan efek samping lebih ringan. Metode ECCT ini bekerja dengan memberikan medan listrik dengan arus kecil berfrekuensi

menengah selama beberapa waktu yang dapat menghambat proses pembelahan sel kanker dan menghancurkan sel kanker ketika sel tersebut membelah diri (Handriyanto, 2013). Efek anti-proliferasi ECCT pada sel-sel tumor dalam kultur sel dan model hewan tikus berhasil diselidiki dan tumor berkurang secara signifikan lebih dari 67% (Alamsyah dkk., 2017).

Temuan alat terapi ECCT terbukti secara ilmiah bisa membunuh atau mematikan sel kanker. Medan listrik yang diberikan dari paparan ECCT pada sel kanker yang sedang membelah menyebabkan peningkatan tubulin A, yang menyebabkan polimerisasi mikrotubulus menjadi terhambat. Gangguan polimerisasi mikrotubulus akan mencegah pembelahan sel berkembang ke tahap anafase. Hasil ECCT yang berbasis biofisika membuktikan bahwa medan listrik dapat membunuh sel kanker melalui penggunaan medan listrik yang relatif tidak menimbulkan efek samping jika dibanding kemoterapi, radioterapi, maupun operasi (Sahudi, Alamsyah dan Warsito, 2017). Oleh karena itu ECCT diharapkan dapat menjadi pilihan pengobatan kanker yang efektif. Selain tanpa menggunakan radiasi dan bahan kimia, ECCT merupakan metode terapi kanker kapasitansi medan listrik yang dapat menghambat dan menghancurkan sel kanker dengan menggunakan teknologi baterai (osilator) dan terhubung dengan elektroda dalam bentuk pakaian (*apparel*).

Kunci keberhasilan TTF dan ECCT adalah perhitungan dan pengukuran distribusi medan listrik secara akurat di daerah tumor/ terapi. Sejauh ini belum ada metode yang cukup akurat untuk melakukan itu. Karenanya riset ini dilakukan untuk memberikan solusi permasalahan ini.

Untuk menghambat daerah tumor di dalam tubuh, desain elektroda kapasitif 3D ECCT harus dirancang sebelum terapi dalam sistem perencanaan terapi atau *treatment planning system* (TPS) dengan menggunakan fantom biomaterial 3D. Desain ECCT yang optimal berdasarkan akurasi dari elektroda kapasitif ECCT 3D menghasilkan intensitas medan listrik yang tepat di dalam area tumor. Tantangan TPS berasal dari perilaku inheren medan listrik yang gelombangnya menembus ke dalam tubuh dalam bentuk nonlinear. Penelitian menentukan intensitas medan listrik yang tepat pada fantom biomaterial 3D hanya dapat dilakukan dengan menggunakan simulasi numerik (Handriyanto, 2013); (Giladi dkk., 2014); (Andiani

dkk., 2017). Namun simulasi numerik dianggap sebagai kondisi ideal yang hasilnya perlu divalidasi. Oleh karena itu diperlukan perspektif baru dalam meningkatkan akurasi TPS untuk mendapatkan intensitas medan listrik.

*Wire mesh* tomografi (WMT) telah banyak digunakan dalam proses industri dengan memvisualisasikan konduktivitas listrik dan distribusi permitivitas yang mencerminkan lokasi fraksi kosong pada aliran fluida yang menggelembung atau *bubble* (Prasser dkk, 2001); (Da Silva dkk, 2007); (Azzopardi dkk, 2010). Tomografi ini menggunakan *wire mesh* sensor invasif dengan diameter antara 1 -2 mm tapi sangat efektif untuk menemukan secara akurat fraksi kosong pada titik persilangan kawat. Dalam hal ini, WMT memiliki fitur yang menonjol untuk mengukur distribusi medan listrik sebagai validasi simulasi numerik ECCT di TPS. Sehingga sensor ini menjadi pilihan untuk mendapatkan secara presisi dan akurat intensitas medan listrik pada tiap titik persilangan kawat dalam bentuk tomografi dua dimensi, dengan menggunakan sebuah fantom yang menyerupai jaringan tubuh khususnya kepala dengan sel kankernya secara tiga dimensi.

## **1.2 Perumusan Masalah**

*Wire mesh sensor* (WMS) dapat digunakan untuk mendapatkan distribusi *bubble* pada aliran fluida dengan melakukan pengukuran pada tiap titik persilangan kawat. Sehingga diperoleh sebuah gambar atau citra dalam bentuk dua dimensi yang biasa dikenal dengan tomografi. Sementara, sistem perencanaan terapi ECCT membutuhkan data yang akurat dan presisi mengenai distribusi intensitas medan listrik untuk optimalisasi terapi kanker. Permasalahan yang timbul adalah bagaimana mengembangkan teknik tomografi berbasis WMS untuk kuantifikasi distribusi intensitas medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT.

Interaksi medan listrik dengan materi dapat diukur dengan sebuah sensor. Intensitas medan listrik dapat diamati dari hasil pengukuran dan tergantung pada rekonstruksi citra yang dihasilkan. Oleh karena itu mengetahui kemampuan alat ukur dan kualitas citra distribusi intensitas medan listrik perlu dilakukan. Sehingga masalah lain yang muncul adalah :

1. Bagaimana karakteristik sinyal dari *wire mesh sensor* untuk pengukuran medan listrik pada jaringan tubuh manusia.
2. Bagaimana rekonstruksi citra menggunakan tomografi *wire mesh sensor*.
3. Bagaimana optimalisasi distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT.

### **1.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian**

Tujuan umum penelitian ini adalah:

Mengembangkan teknik tomografi berbasis *wire mesh sensor* untuk kuantifikasi distribusi intensitas medan listrik dalam optimalisasi sistem perencanaan terapi ECCT

Tujuan khusus adalah:

1. Mengetahui karakteristik sinyal listrik dari *wire mesh sensor* untuk pengukuran medan listrik pada jaringan tubuh manusia.
2. Mendapatkan rekonstruksi citra menggunakan tomografi *wire mesh sensor*.
3. Mengetahui distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT.

Manfaat penelitian ini adalah:

1. Tomografi *wire mesh* yang dikembangkan dapat digunakan untuk kuantifikasi distribusi intensitas medan listrik alat terapi kanker ECCT sebelum digunakan pasien agar didapatkan intensitas medan listrik yang sesuai dengan kasus kanker yang diderita. Sehingga sistem perencanaan terapi ECCT menjadi lebih optimal.
2. Metode pengukuran dan perhitungan yang dilakukan dengan pendekatan terapi listrik menggunakan ECCT dapat menjadi dasar terapi medan listrik secara umum.
3. Memberikan solusi alternatif pengobatan kanker di Indonesia bahkan di dunia sehingga alat terapi kanker ECCT dapat menjadi rujukan bagi penderita kanker di Indonesia dan seluruh dunia.

#### 1.4 Kontribusi dan Orisinalitas Penelitian

Kontribusi dan orisinalitas pada penelitian ini:

1. Sampai saat ini, WMS digunakan untuk mendeteksi sebaran ukuran *bubble* dalam aliran fluida (Prasser dkk, 2001); (Da Silva dkk, 2007); (Azzopardi dkk., 2010); (Rodriguez dkk., 2015). Prinsip kerja sensor ini adalah mendapatkan data pengukuran pada tiap titik persilangan kawat. Dengan memberikan tegangan eksitasi pada salah satu *channel* kawat *transmitter* secara bergantian kemudian *channel* kawat *receiver* membaca secara paralel. Sehingga diperoleh sebaran ukuran *bubble* dalam bentuk gambar dua dimensi. Kelemahan sensor ini adalah saat ada sumber tegangan luar yang lain yang diberikan pada sistem, maka pembacaan sinyal pada kawat *receiver* terganggu. Untuk itu penelitian ini menghadirkan metode baru untuk mendapatkan data pengukuran pada tiap titik persilangan kawat jika diberi sumber tegangan luar yaitu semua cabang kawat bertindak sebagai *receiver*. Dan pembacaan data tiap titik persilangan kawat diselesaikan dengan rekonstruksi.
2. Rekonstruksi citra berbasis WMS telah dilakukan menggunakan lima algoritma interpolasi (Chen, Ji dan Jin, 2012). Objek yang dibuat citra adalah campuran minyak dan air. Belum ada rekonstruksi citra berbasis *wire mesh* untuk distribusi intensitas medan listrik pada jaringan tubuh manusia tiruan. Untuk itu penelitian ini membuat rekonstruksi citra menggunakan algoritma bilinear interpolasi untuk kuantifikasi distribusi intensitas medan listrik pada jaringan tubuh manusia tiruan.
3. Pendeteksian distribusi intensitas medan listrik pada alat terapi kanker ECCT telah dilakukan menggunakan sensor antena *microstripline patch* (Handriyanto, 2013). Pengukuran dilakukan pada medium udara. Kelemahannya adalah sensor ini belum mampu melakukan pengukuran pada sebuah fantom yang menyerupai jaringan tubuh manusia. Sehingga WMS yang ditanam pada fantom yang menyerupai jaringan tubuh manusia dengan sel kanker tiruan akan mendapatkan kuantifikasi distribusi intensitas medan listrik pada alat terapi kanker ECCT. Sehingga sistem perencanaan terapi ECCT lebih optimal.



## BAB 2

### KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

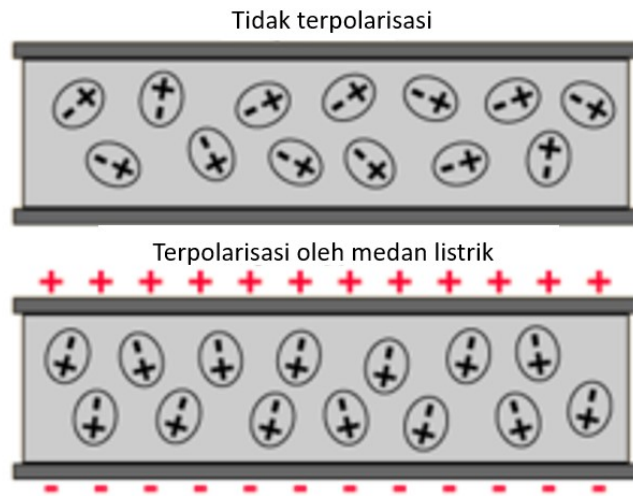
Dalam rangka mengembangkan teknik tomografi berbasis WMS untuk kuantifikasi distribusi intensitas medan listrik pada optimalisasi sistem perencanaan terapi ECCT, membutuhkan beberapa kajian pustaka dan dasar teori yang meliputi, sifat kelistrikan pada tubuh manusia, *wire mesh sensor*, karakteristik sinyal pengukuran pada jaringan tubuh manusia, simulasi komputasi, algoritma rekonstruksi citra, rekonstruksi citra berbasis *wire mesh sensor*, anatomi otak manusia, kanker otak, fantom kepala, metode pencitraan, dan terapi kanker.

#### 2.1 Sifat Kelistrikan pada Tubuh Manusia

Seluruh fungsi tubuh manusia dikontrol oleh sistem kelistrikan. Kelistrikan pada tubuh manusia diperlukan untuk sistem saraf dalam mengirim sinyal ke seluruh tubuh dan ke otak, sehingga memungkinkan manusia untuk bergerak, berpikir dan merasakan (Plante, 2011).

Tubuh manusia terdiri atas material dielektrik dan sebagian bersifat konduktif, memiliki ketebalan dan karakteristik impedansi yang berbeda (Handriyanto, 2013). Dielektrik adalah sejenis material isolator listrik yang dapat dikutubkan (*polarized*) dengan menempatkan material dielektrik dalam medan listrik. Ketika material ini berada dalam medan listrik, muatan listrik yang terkandung di dalamnya tidak akan mengalir, sehingga tidak timbul arus seperti material konduktor, tetapi hanya sedikit bergeser dari posisi setimbangnya mengakibatkan terciptanya pengutuban dielektrik (lihat Gambar 2.1) (Gupta, 2014).

Oleh karena pengutuban dielektrik, muatan positif bergerak menuju kutub negatif medan listrik, sedang muatan negatif bergerak pada arah berlawanan (yaitu menuju kutub positif medan listrik). Hal ini menimbulkan medan listrik internal (di dalam material dielektrik) yang menyebabkan jumlah keseluruhan medan listrik yang melingkupi material dielektrik menurun.



Gambar 2.1 Sebuah material dielektrik sebelum dan sesudah mengalami polarisasi oleh medan listrik

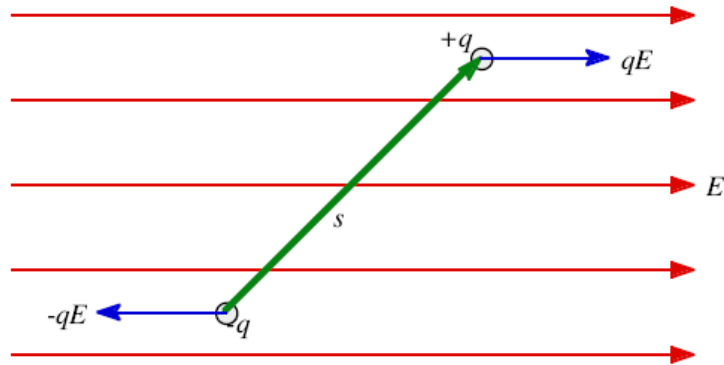
Jika material dielektrik terdiri dari molekul-molekul yang memiliki ikatan lemah, molekul-molekul ini tidak hanya menjadi terkutub, namun juga sampai bisa tertata ulang sehingga sumbu simetrinya mengikuti arah medan listrik. Polarisasi adalah jumlah momen dipol per satuan volume (Griffiths, 2013).

$$\mathbf{P} = \lim_{\Delta V \rightarrow 0} \frac{N\mathbf{p}}{\Delta V} \quad (2.1)$$

dengan:

- $\mathbf{P}$  = polarisasi ( $C/m^2$ ),
- $N$  = jumlah,
- $\mathbf{p}$  = momen dipol ( $C.m$ ),
- $V$  = volume ( $m^3$ ).

Pada Gambar 2.2 menunjukkan bahwa sebuah dipole  $\mathbf{p} = qs$  ditempatkan dalam sebuah medan listrik. Maka muatan negatif bergerak ke arah tegangan positif dan muatan positif akan bergerak ke arah tegangan negatif (searah dengan arah medan listrik eksternal).



Gambar 2.2 Torsi pada dipole dalam sebuah medan listrik

Torsi yang diberikan oleh medan listrik pada dipol adalah (Griffiths, 2013):

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{p} \times \boldsymbol{E} \quad (2.2)$$

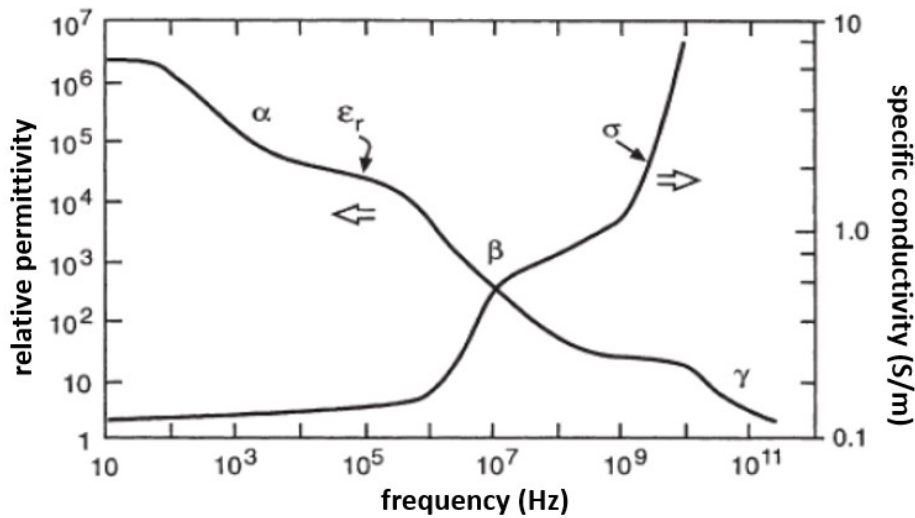
dengan:

$\boldsymbol{\tau}$  = torsi (N.m),

$\boldsymbol{p}$  = momen dipol (C.m),

$\boldsymbol{E}$  = medan listrik (N/C).

Sifat dielektrik pada jaringan biologis tergantung pada frekuensi dan dispersi. Perubahan signifikan dalam sifat dielektrik pada rentang frekuensi disebut dispersi dielektrik. Meskipun sifat dielektrik jaringan sangat bervariasi antara jaringan yang satu dengan yang lain, perilaku yang khas terdiri atas tiga dispersi dielektrik yaitu dispersi  $\alpha$ ,  $\beta$ , dan  $\gamma$  (lihat Gambar 2.3). Dispersi  $\alpha$  ( $<10^4$ Hz) menggambarkan adanya muatan terperangkap dalam sel dan dipol dalam sel tidak dapat merespon medan listrik eksternal. Pada dispersi  $\beta$  ( $10^5 - 10^7$ Hz) terjadi proses masuknya medan listrik eksternal ke dalam sel dan dapat mempengaruhi dipol dalam sel. Dispersi  $\gamma$  berada pada frekuensi gelombang mikro yang diakibatkan polarisasi karena reorientasi molekul air.



Gambar 2.3 Sifat dispersi jaringan tubuh berdasarkan frekuensi (Miklavčič, Pavšelj dan Hart, 2006)

Beberapa dielektrik menunjukkan fenomena yang memberikan pengaruh terhadap permitivitas. Hal tersebut merupakan permitivitas relatif,  $\epsilon_r$ , dari sebuah dielektrik sebagai permitivitas yang berhubungan dengan ruang hampa,  $\epsilon_0$ . Dapat dinyatakan sebagai berikut (Griffiths, 2013):

$$\epsilon = \epsilon_r \cdot \epsilon_0 \quad (2.3)$$

dengan:

$\epsilon$  = permitivitas (F/m),

$\epsilon_r$  = permitivitas relatif,

$\epsilon_0$  = permitivitas ruang hampa =  $8,85 \times 10^{-12}$  F/m.

Sifat medium dielektrik mencerminkan perpindahan muatan listrik dalam materi saat menanggapi medan listrik eksternal. Pada medium dielektrik dengan permitivitas,  $\epsilon$ , vektor pergeseran listrik,  $\mathbf{D}$ , dapat dinyatakan sebagai berikut (Griffiths, 2013) :

$$\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E} \quad (2.4)$$

dengan:

$\mathbf{D}$  = pergeseran listrik (C/m<sup>2</sup>),

$\epsilon$  = permitivitas (F/m),

$\mathbf{E}$  = medan listrik (V/m).

Polarisasi akan menambah besarnya pergeseran listrik, seperti persamaan di bawah ini (Griffiths, 2013) :

$$\mathbf{D} = \varepsilon_0 \mathbf{E} + \mathbf{P} \quad (2.5)$$

Respon dielektrik pada jaringan biologis selalu bergantung terhadap frekuensi. Respon linear berarti sifat dielektrik tidak bergantung pada medan listrik eksternal, ketika medan listrik eksternal tidak sangat kuat. Adanya pergeseran listrik bergantung pada frekuensi dari medan listrik yang diterapkan. Tidak ada pergeseran listrik saat medan listrik konstan. Pada domain frekuensi, permitivitas relatif material dapat dinyatakan dalam persamaan (Amdita, Warsito and Soejoko, 2013):

$$\varepsilon^* = \varepsilon' + j\varepsilon'' \quad (2.6)$$

dengan:

$\varepsilon^*$  = permitivitas kompleks materi bergantung frekuensi (F/m),

$\varepsilon'$  = bagian real permitivitas (F/m),

$\varepsilon''$  = bagian imajiner permitivitas =  $\frac{\sigma}{\omega}$  (F/m),

$j$  =  $\sqrt{-1}$ .

Dimana bagian *real*  $\varepsilon'$  menyatakan konstanta dielektrik dan merepresentasikan energi yang disimpan suatu material saat dilewati medan listrik. Bagian imajiner  $\varepsilon''$  mempengaruhi absorpsi energi dan atenuasi.

Berikut persamaan dengan asumsi medan listrik harmonik,  $\mathbf{E}$  diterapkan ke materi, dengan rapat arus  $\mathbf{J}$  di dalam materi (Amdita, Warsito and Soejoko, 2013) :

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} - j\omega \varepsilon'' \mathbf{E} = -j\omega \varepsilon^* \mathbf{E} \quad (2.7)$$

dengan:

$\mathbf{J}$  = rapat arus (A/m<sup>2</sup>),

$\mathbf{E}$  = medan listrik (V/m),

$\sigma$  = konduktivitas materi (S/m),

$\omega$  = frekuensi angular dari medan listrik yang diterapkan (rad/s),

$\varepsilon'$  = bagian *real* permitivitas (F/m),

$\varepsilon^*$  = permitivitas kompleks suatu materi bergantung frekuensi (F/m).

Berdasarkan penelitian Lynn Carr (Carr dkk., 2017), pada durasi *nanosecond pulsed electric field* (nsPEF) menyebabkan kematian sel kanker dengan adanya kerusakan mikrotubulus. Frekuensi pengulangan yang digunakan adalah 10 Hz pada pulsa 10 ns. Frekuensi pengulangan pulsa adalah jumlah pulsa yang terjadi setiap detik, dengan persamaan (Carr dkk., 2017):

$$T = \frac{1}{PRF} \quad (2.8)$$

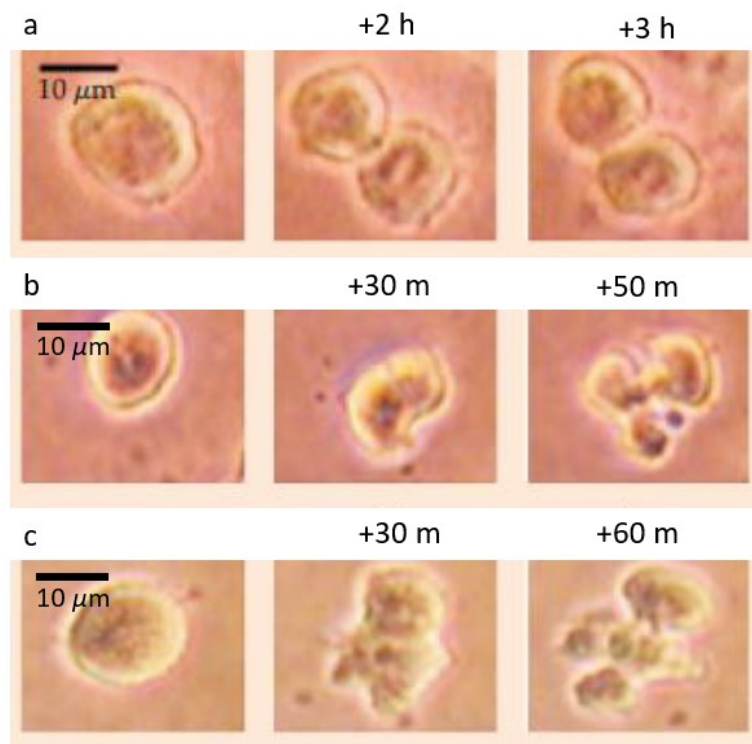
dengan:

T = periode pulsa atau waktu antara pulsa (s)

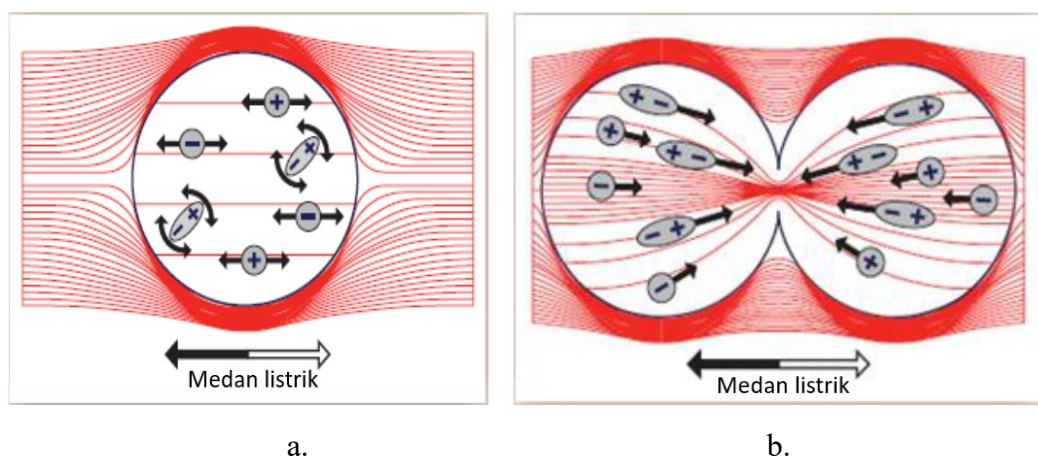
PRF = *pulse repetition frequency* (Hz)

Menurut Kirson dkk, medan listrik dapat menimbulkan efek biologis yang dipengaruhi oleh rentang frekuensi dari arus bolak-balik yang menimbulkan medan listrik tersebut. Medan listrik pada frekuensi menengah (100 – 300) kHz dapat digunakan sebagai terapi kanker karena tidak menimbulkan efek biologis bagi jaringan tubuh manusia dan memiliki daya penghambat serta penghancur pembelahan sel (Kirson dkk., 2004). Medan listrik pada terapi ini memiliki resiko yang sangat kecil bagi tubuh. Medan listrik dengan rentang frekuensi 10 kHz dapat menimbulkan efek bagi tubuh manusia berupa efek kejang dan aritmia jantung. Sedangkan efek dari rentang frekuensi yang tinggi yaitu di atas 1 MHz adalah pemanasan yang dominan.

Berdasarkan penelitian Kirson dkk, rentang waktu pembelahan sel normal tanpa medan listrik luar adalah  $\pm 1$  jam. Namun, setelah diberi medan listrik luar, proses pembelahan sel yang telah berlangsung 3 jam masih belum sempurna (Kirson dkk., 2004). Gambar 2.4(a) menunjukkan proses pembelahan sel setelah diberi medan listrik berlangsung lebih lambat. Gambar 2.4(b) dan 2.4(c) menunjukkan medan listrik juga dapat menghancurkan sel yang sedang membelah. Mekanisme pengaruh medan listrik terhadap sel normal dan sel kanker dapat dilihat pada Gambar 2.5.



Gambar 2.4 Pembelahan sel dengan pemberian medan listrik (a) menghambat pembelahan sel; (b), (c) menghancurkan sel (Kirson dkk., 2004)



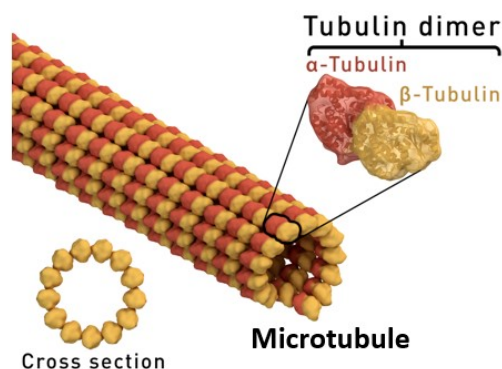
Gambar 2.5 Pengaruh medan listrik (a) Sel normal (tidak membelah), (b) Sel kanker (membelah) (Kirson dkk., 2007)

Pengaruh medan listrik terhadap sel normal (tidak membelah) dan sel kanker (sedang membelah) dapat dilihat pada Gambar 2.5. Medan listrik hanya menimbulkan vibrasi pada sel yang tidak membelah dan medan listrik eksternal tidak mampu mempengaruhi medan listrik internal yang ada di dalam sel (lihat

Gambar 2.5(a)). Membran sel atau lapisan lipid yang dimiliki oleh sel tidak membelah berperan seperti kapasitor berimpedansi tinggi pada frekuensi yang digunakan sehingga medan listrik eksternal tidak dapat menembus membran sel. Medan listrik eksternal hanya berada diluar dan sedikit sekali medan listrik eksternal yang melewati membran sel (Kirson dkk., 2007).

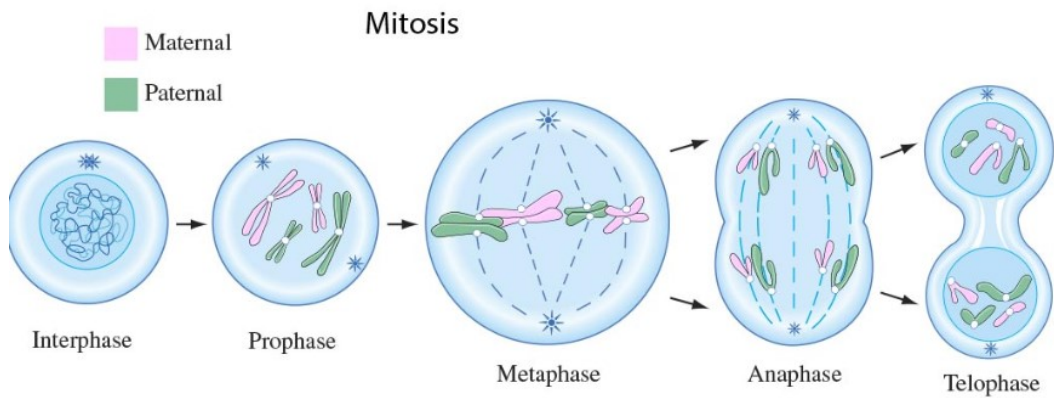
Gambar 2.5(b) menunjukkan distribusi medan listrik pada saat sel membelah (sel kanker). Medan listrik mempengaruhi sel yang sedang mengalami pembelahan karena sel tersebut menjadi sangat sensitif terhadap rangsang dari luar, termasuk medan listrik eksternal. Medan listrik eksternal mampu mempengaruhi medan listrik internal sehingga garis-garis medan listrik internal akan menjadi lebih rapat karena adanya polaritas (Kirson dkk., 2007).

Pada sel yang sedang mengalami pembelahan, medan listrik yang lebih besar terdapat dalam ujung antara dua sel anakan yang akan terpisah. Hal ini mengakibatkan tubulin dimer (lihat Gambar 2.6) bergerak ke arah medan listrik yang lebih besar (Kirson dkk., 2007). Peristiwa ini terjadi pada saat pra-telofase (antara anafase dan telofase) (lihat Gambar 2.7). Sementara itu, fungsi tubulin dimer adalah untuk menarik kromatid menuju ke kutub pembelahan. Akibat adanya pengaruh medan listrik ini, tubulin dimer tidak melaksanakan fungsinya dengan baik, sehingga mengakibatkan hancurnya pembelahan sel (Kirson dkk., 2007).

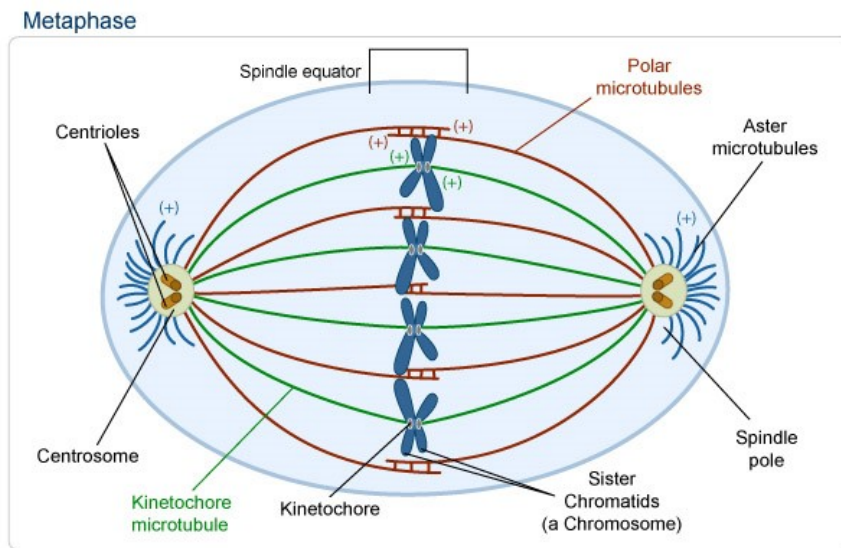


Gambar 2.6 Tubulin dimer pada mikrotubulus (Splettstoesser, 2015)

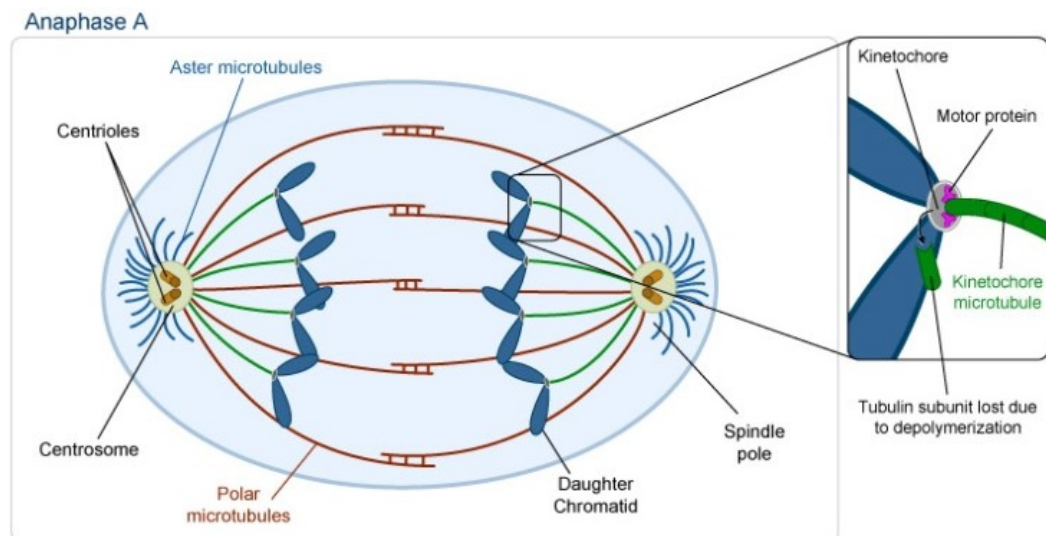




Gambar 2.7 Fase mitosis pada siklus sel (Kirsten, 2014)



Gambar 2.8 Spindel mitosis pada metafase (Pennstate, 2009)



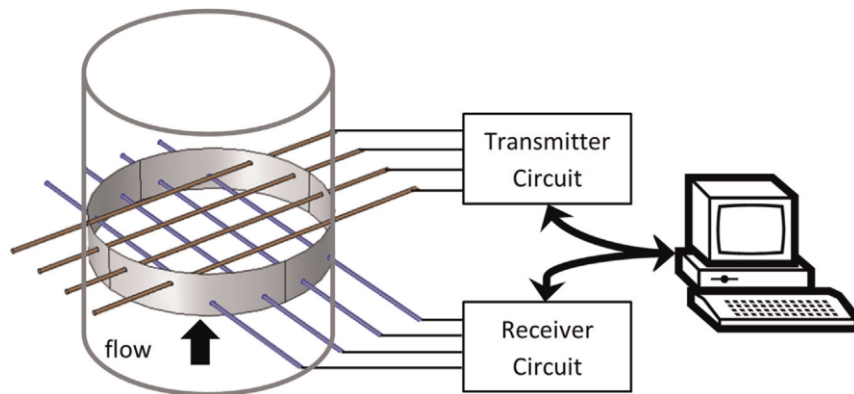
Gambar 2.9 Spindel mitosis pada anafase (Pennstate, 2009)

Medan listrik juga dapat menghambat pembelahan sel karena medan listrik dapat mempengaruhi pembentukan dan fungsi spindle mitosis. Spindel mitosis merupakan suatu struktur yang memandu replikasi kromosom saat mereka terpisah ke dalam dua sel anakan (Pennstate, 2009). Spindel mitosis (lihat Gambar 2.8) terdiri atas mikrotubulus yang dibentuk dari polimerisasi tubulin dimer. Mikrotubulus merupakan komponen yang memiliki momen dipol listrik yang tinggi sehingga mudah terpengaruh oleh medan listrik. Mikrotubulus terdiri dari satu jenis protein globular, yang disebut tubulin. Tubulin adalah dimer yang terdiri dari dua ikatan kuat 55-kd polipeptida,  $\alpha$ -tubulin dan  $\beta$ -tubulin (lihat Gambar 2.6) .

Pada tahap metafase, kromosom bersusun sejajar pada spindle equator. Tiap *sister* kromatid terhubung dengan *kinetochore* mikrotubulus (warna hijau pada Gambar 2.8). Mikrotubulus ini muncul dari *centrosome* pada spindle *pole* dan terhubung ke kromosom pada *kinetochores* (Pennstate, 2009). Pada penelitian Sahudi (Sahudi, Alamsyah dan Warsito, 2017), medan listrik yang diberikan pada sel kanker yang sedang membelah akan menyebabkan mikrotubulus tidak menempel pada *kinetochores* sehingga menyebabkan mitosis terganggu. Dan akhirnya terjadi kematian sel kanker akibat medan listrik. Medan listrik yang diberikan dari pajanan alat ECCT pada sel kanker yang sedang membelah menyebabkan terjadi peningkatan tubulin A sehingga menyebabkan polimerisasi mikrotubulus terhambat. Gangguan polimerisasi mikrotubulus mencegah proses pembelahan sel untuk tidak berlanjut ke tahap anafase. Tahap anafase seperti pada Gambar 2.9, dapat dicegah dengan mengganggu dinamika mikrotubulus menggunakan medan listrik. Sehingga sel kanker yang membelah terganggu proses pembelahannya dan menyebabkan kematian sel kanker (Sahudi, Alamsyah and Warsito, 2017).

## 2.2 Wire Mesh Sensor (WMS)

WMS konvensional terdiri dari dua *channel* kawat yaitu *transmitter* dan *receiver* yang disusun secara paralel dengan sudut  $90^\circ$  antara kedua *channel* kawat seperti ditunjukkan pada Gambar 2.10 (Velasco Pena dan Rodriguez, 2015).



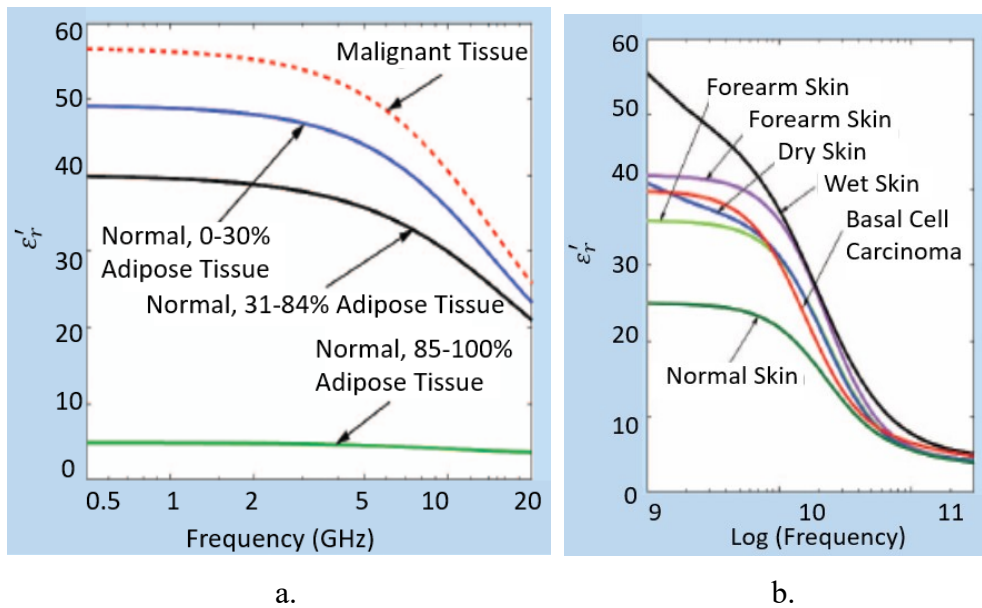
Gambar 2.10 Skema WMS (Velasco Pena dan Rodriguez, 2015)

Pengukuran pada sensor ini berdasarkan pengukuran sifat listrik (konduktivitas atau permitivitas) fluida pada tiap titik persilangan antara kawat tersebut. Selanjutnya hasil pengukuran pada tiap titik persilangan kawat dari WMS diolah ke dalam sebuah komputer menghasilkan tomografi atau gambar penampang melintang (Velasco Pena dan Rodriguez, 2015). Bahan *wire* adalah bahan dengan nilai konduktivitas yang baik seperti tembaga, perak, emas dan platina. Semakin baik konduktivitas bahan maka semakin baik untuk mendapatkan sinyal pengukuran.

### 2.3 Karakteristik Sinyal Pengukuran pada Jaringan Tubuh Manusia

Karakteristik sinyal pengukuran pada jaringan tubuh manusia dapat dilihat pada Gambar 2.11(a). Nilai permitivitas jaringan tubuh yang normal atau sehat berada jauh di bawah nilai permitivitas jaringan kanker. Nilai permitivitas jaringan normal ada diantara 0 sampai 10, sedangkan jaringan kanker berada di antara 50 sampai 60. Untuk membuat jaringan tubuh buatan atau tiruan dibutuhkan material dengan nilai permitivitas yang sesuai dengan jaringan tubuh yang sebenarnya agar dihasilkan analisa yang akurat (Mobashsher, 2016).

Nilai permitivitas kulit normal dan kanker kulit juga berbeda (Gambar 2.11(b)). Nilai permitivitas untuk kulit normal lebih rendah dibandingkan kanker kulit. Kulit basah dan kering juga memiliki nilai permitivitas yang berbeda, kulit kering memiliki nilai permitivitas yang lebih rendah dibandingkan dengan kulit basah (Topfer dan Oberhammer, 2015).



Gambar 2.11 (a) Permittivitas jaringan tubuh manusia; (b) Permittivitas kulit dari bagian tubuh yang berbeda dan kondisi yang berbeda (Topfer dan Oberhammer, 2015)

Tabel 2.1 Sifat Listrik Jaringan Biologis Otak Manusia pada Frekuensi 100 kHz dan 200 kHz (Handriyanto, 2013)

No.	Jaringan	Permittivitas Relatif	
		100 kHz	200 kHz
1	<i>Air</i>	1	1
2	<i>Bone Cortical</i>	227,64	203,74
3	<i>Brain Grey Matter</i>	3221,8	2009,9
4	<i>BrainWhiteMatter</i>	2107,6	1288,6
5	<i>Cerebellum</i>	3515,3	2302
6	<i>CerebroSpinalFluid</i>	109	109
7	<i>Dura</i>	326,33	289,7

## 2.4 Simulasi Komputasi

Simulasi komputasi dibutuhkan untuk membuat model sistem WMS. Simulasi ini menggunakan Comsol *multyphysics* dan Matlab. Berikut langkah-langkah untuk menentukan parameter fisika pada simulasi. Pengaturan yang

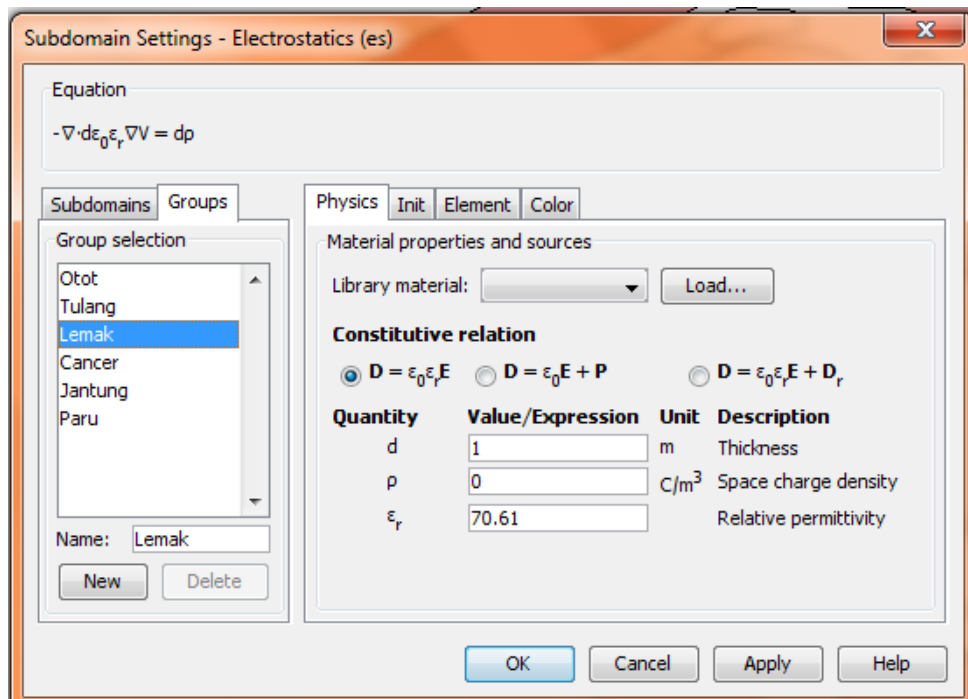
dilakukan yaitu: pengaturan *subdomain*, pengaturan *boundary*, parameter *mesh* dan parameter *solver* (Amdita, Warsito dan Soejoko, 2013).

### 1. Pengaturan *Subdomain*

Pada bagian submenu *subdomain* beberapa parameter fisika yang di input berkaitan dengan parameter permitivitas  $\epsilon$  dan rapat muatan  $\rho$ . Pemilihan nilai yang akan diinput dalam parameter ini berkaitan dengan beberapa pertimbangan. Pertimbangan ini bergantung pada jenis bagian interior geometri yang mewakili jenis jaringan serta frekuensi dan tegangan yang diberikan pada saat terapi. Parameter fisika pada subdomain ini mengikuti persamaan Poisson sebagai berikut:

$$\nabla(\epsilon(x, y)\nabla V(x, y)) = -\rho(x, y) \quad (2.9)$$

Secara umum untuk nilai 1 pada parameter permitivitas relatif yang dimasukkan diinterpretasikan bahwa geometri tersebut berupa rongga udara. Sedangkan nilai yang dimasukkan untuk jaringan lain disesuaikan dengan sumber referensi yang ada. Nilai permitivitas relatif ini cukup bervariasi untuk jenis jaringan yang sama pada frekuensi tegangan yang berbeda.



Gambar 2.12 Pengaturan subdomain (Amdita, Warsito dan Soejoko, 2013)

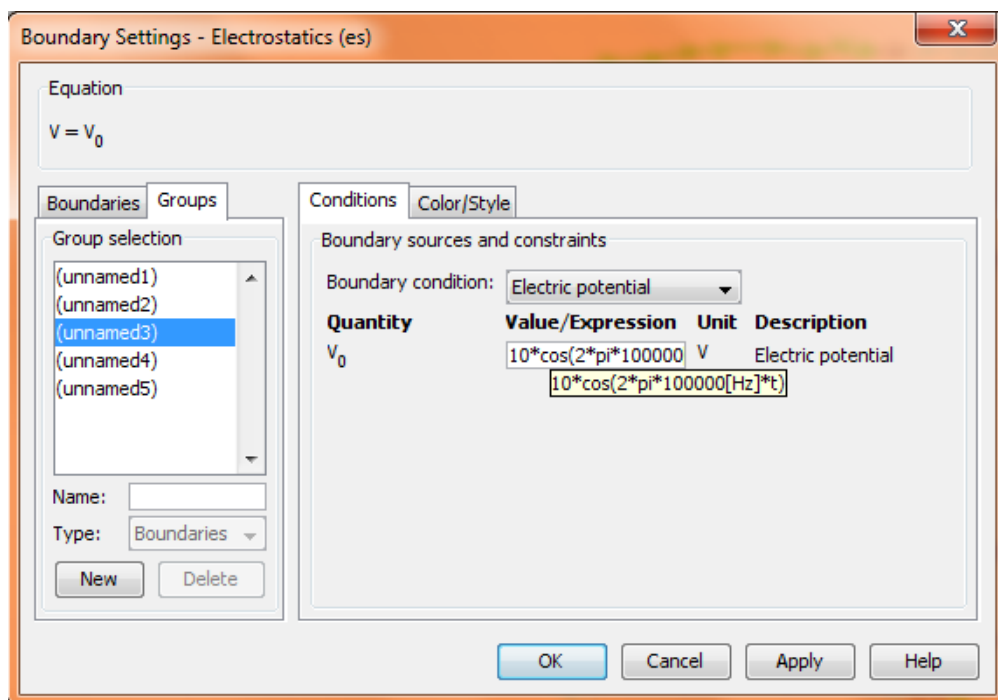
Nilai untuk rapat muatan yang diinput sama dengan nol, karena geometri interior yang mewakili jenis jaringan dianggap sebagai media dielektrik. Pada saat plat kapasitif dihubungkan dengan sumber tegangan maka jaringan akan mengalami polarisasi seperti halnya yang terjadi pada saat pengisian kapasitor pada umumnya.

## 2. Pengaturan *Boundary*

Pengaturan *boundary* dilakukan untuk membatasi bagian dalam interior yang berperan sebagai elektroda kapasitif. Pemilihan *boundary* yang akan diatur sesuai dengan rancangan elektroda kapasitif yang telah ditetapkan. Pada tahap ini diasumsikan bahwa elektroda kapasitif menempel langsung pada kulit pasien. Karena Comsol terbatas untuk membedakan dua geometri garis yang berdekatan pada jarak yang sangat dekat.

Asumsi ini menjadikan geometri yang mewakili geometri kulit juga dianggap sekaligus geometri elektroda kapasitif yang menempel pada kulit pasien. Parameter yang diinput pada submenu ini mengikuti bentuk fungsi gelombang secara umum yaitu (Amdita, Warsito dan Soejoko, 2013)

$$V = V_0 \sin(2\pi ft) \quad (2.10)$$



Gambar 2.13 Pengaturan Boundary (Amdita, Warsito dan Soejoko, 2013)

dengan:

$V_0$  = tegangan potensial sumber yang digunakan (V),

$f$  = frekuensi (Hz),

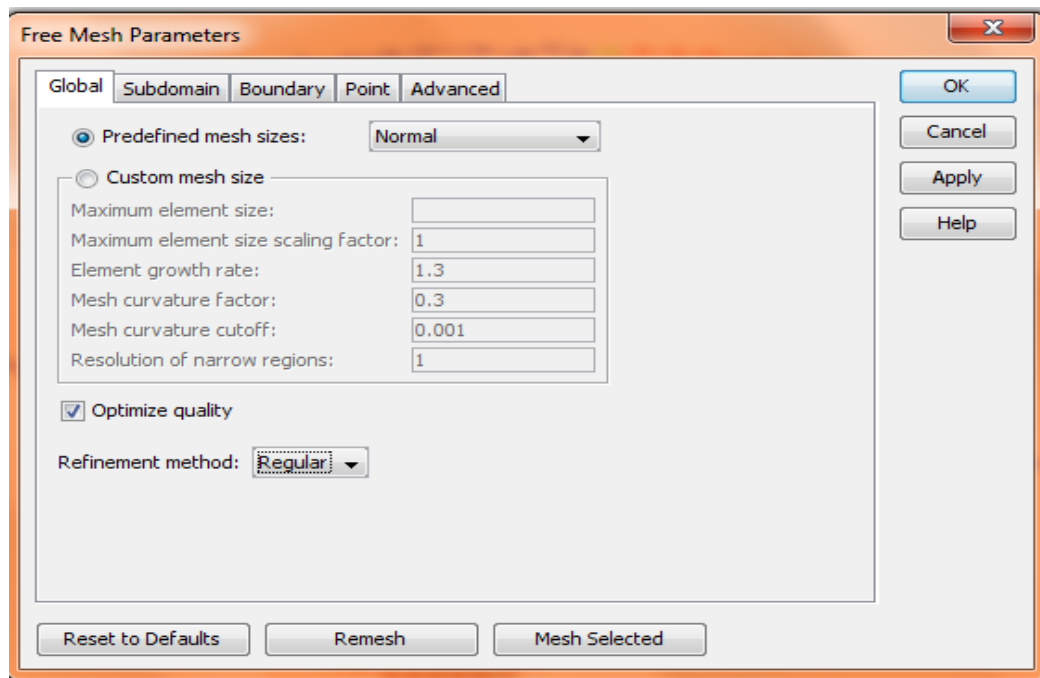
$t$  = lamanya simulasi terapi (s).

### 3. Parameter *Mesh*

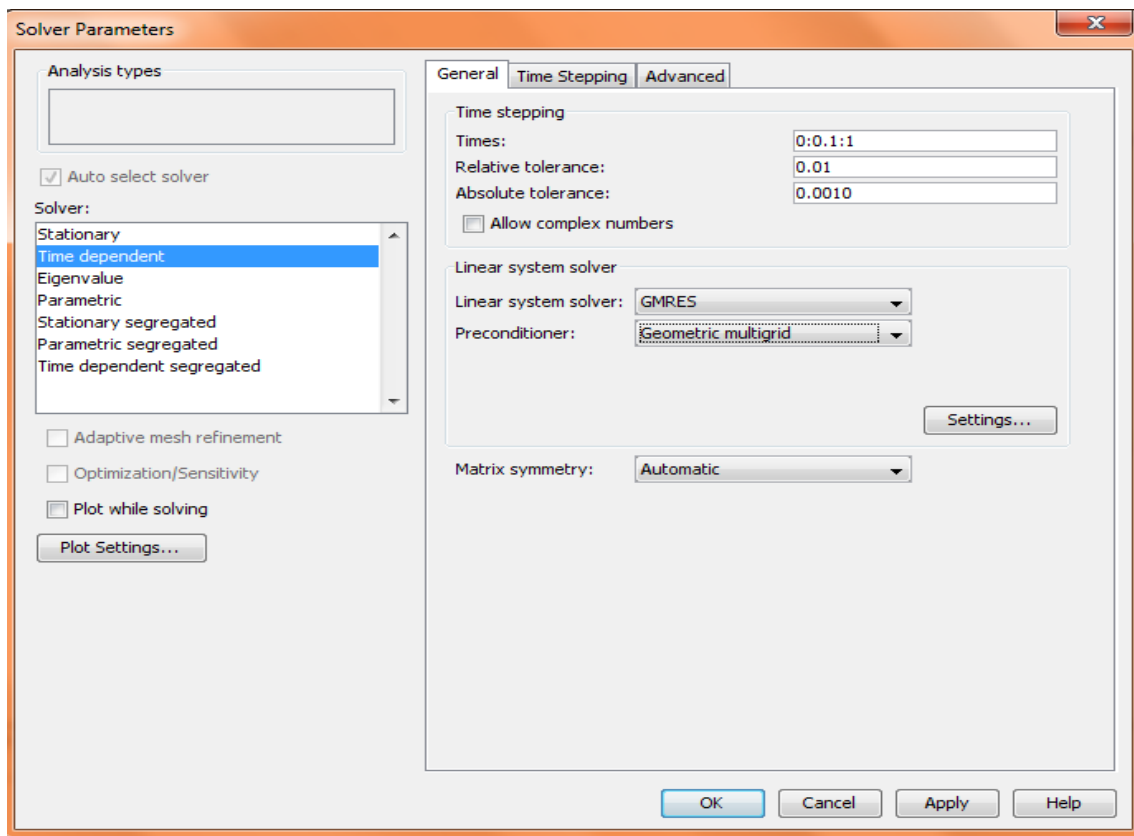
Parameter untuk dilakukan mesh adalah menggunakan *mesh* dengan ukuran normal dan metode perbaikan *mesh* dengan metode regular. Parameter yang dimasukkan akan berpengaruh pada lamanya waktu simulasi terapi. Untuk simulasi parameter *mesh* dapat dilihat pada Gambar 2.14.

### 4. Parameter *Solver*

Simulasi yang dilakukan bergantung pada waktu maka input solver parameter dipilih untuk analisis *time dependent*. Sistem penyelesaian linear yang dipilih adalah GMRES dengan *preconditioner geometric multigrid*. Pengaturan *time stepping* disesuaikan dengan ketentuan yang akan dilakukan pada *treatment*. Untuk simulasi parameter *solver* dapat dilihat pada Gambar 2.15.



Gambar 2.14 Parameter *mesh* (Amdita, Warsito dan Soejoko, 2013)



Gambar 2.15 Parameter *solver* (Amdita, Warsito dan Soejoko, 2013)

## 2.5 Algoritma Rekonstruksi Citra

Tomografi dari WMS hanya menghasilkan beberapa titik pengukuran, sehingga membutuhkan algoritma rekonstruksi citra untuk melengkapi gambar (*citra*) pada penampang melintang (Chen, Ji dan Jin, 2012). Algoritma rekonstruksi citra yang digunakan pada *wire mesh* tomografi yang paling utama yaitu algoritma interpolasi.

### Algoritma Bilinear Interpolasi

Persamaan pada algoritma bilinear interpolasi (Chen, Ji dan Jin, 2012) :

$$destcolor = color0 * (1 - U) * (1 - V) + color1 * V * (1 - U) + color2 * U * (1 - V) + color3 * U * V \quad (2.11)$$

dengan :

*destcolor* = titik yang akan dicari,

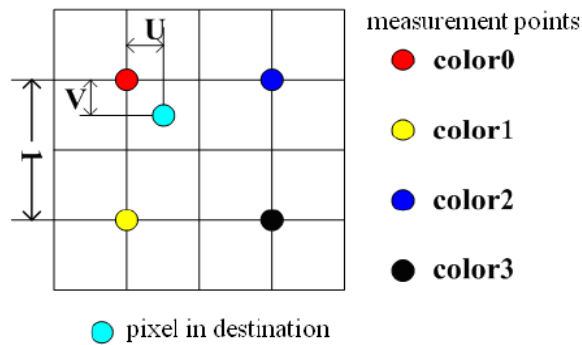
*color0* = titik pengukuran,

*color1* = titik pengukuran,

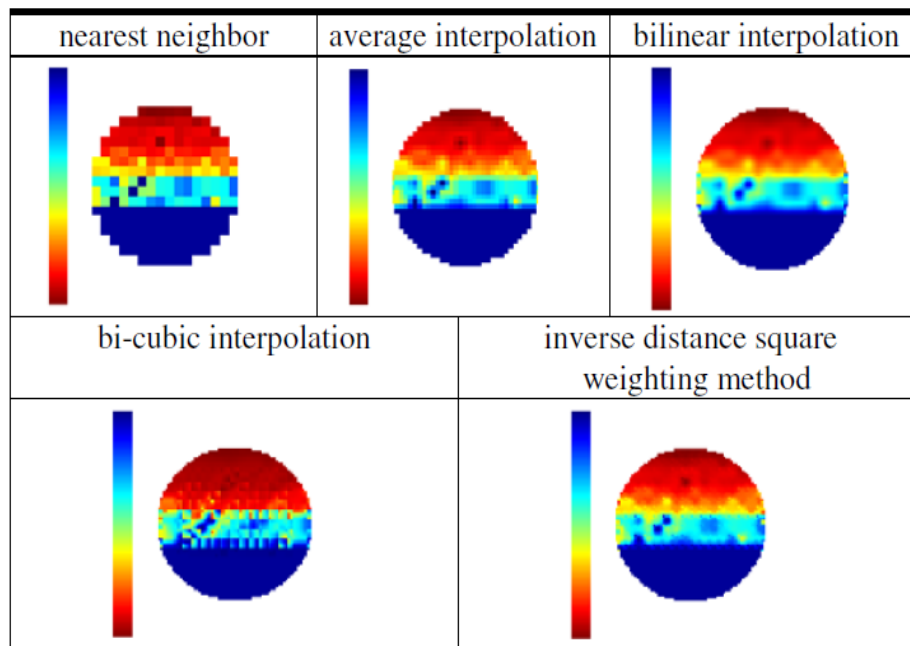


$color2$  = titik pengukuran,  
 $color3$  = titik pengukuran,  
 $U, V$  = jarak.

Keterangan persamaan (2.11) dapat dilihat pada Gambar 2.16.



Gambar 2.16 Metode bilinear interpolasi



Gambar 2.17 Perbandingan algoritma rekonstruksi citra untuk *wire mesh* tomografi pada campuran air (biru) dan minyak (merah) (Chen, Ji dan Jin, 2012)

## 2.6 Rekonstruksi Citra Berbasis WMS

Hasil rekonstruksi citra berbasis WMS telah dilakukan oleh Ping Chen dkk seperti pada Gambar 2.17. Hasil rekonstruksi yang paling baik adalah dengan metode bilinear interpolasi dan *inverse distance square weighting method*.

Gagasan untuk memprediksi distribusi medan listrik  $\mathbf{E}$  adalah dengan pertama-tama memprediksi flux listrik  $d\Phi$  pada titik persilangan kawat. Menurut Hukum Gauss, fluks listrik  $d\Phi$  ( $\sim dQ/\epsilon_0$ ) melalui sebuah luasan  $dA$  adalah didefinisikan sebagai medan listrik dikalikan dengan luas permukaan yang diproyeksikan dalam bidang tegak lurus dengan bidang  $dA$ . Dalam hal diskritisasi dalam sebuah matriks dari masing-masing titik persilangan kawat  $p$ , dapat dituliskan (Griffiths, 2013):

$$E_p = \frac{d\Phi}{dA_p} = \frac{dQ_p}{\epsilon_0 dA_p} \quad (2.12)$$

dengan

$E_p$  = intensitas medan listrik di  $p$  (V/m),

$d\Phi$  = fluks listrik di  $p$  (C/m<sup>2</sup>),

$dA_p$  = luas dari titik persilangan kawat (m<sup>2</sup>),

$\epsilon_0$  = permitivitas ruang hampa (F/m).

Karena hubungan nonlinear antara data kapasitansi yang diukur  $C_{ij}$  atau akumulasi muatan  $Q_p$  dengan permitivitas relatif pada titik  $p$ . Turunan Frechet digunakan untuk membuat linearisasi (Lionheart, 2001); (Geselowitz, 1971):

$$\delta Q_p = \delta \epsilon_{rp} \frac{dQ_p}{d\epsilon_{rp}} = \delta \epsilon_{rp} (S_n)_p \quad (2.13)$$

Diskritisasi dari permitivitas relatif pada titik persilangan kawat  $\delta \epsilon_{rp}$  dapat dijelaskan dari distribusi permitivitas yang direkonstruksi  $G$  (Lionheart, 2001).

$$G = \sum_{p=1}^{p=64} \epsilon_{rp} \chi_p \quad (2.14)$$

dengan

$\chi_p = 1$  pada titik persilangan kawat dan 0 pada lainnya

Sedangkan dalam persamaan (2.13) ini dianggap sebagai matriks Jacobian yang secara matematis terbentuk sebagai berikut (Lionheart, 2001):

$$S_{(ij)p} = \frac{dQ_{(ij)p}}{d\varepsilon_p} = \int \chi_p \nabla \phi_i \cdot \nabla \phi_j dx dy dz \quad (2.15)$$

dengan

$S_{(ij)p}$  = matriks Jacobian antara kawat  $i$  dan elektroda ECCT  $j$ ,

$\phi_i$  = distribusi tegangan ketika kawat  $i$  didefinisikan sebagai sumber tegangan,

$\phi_j$  = distribusi tegangan ketika elektroda ECCT  $j$  didefinisikan sebagai sumber tegangan.

Pada persamaan (2.15) matriks Jacobian  $S$  dengan dimensi  $[p \times n]$  dinormalisasi menjadi  $S_n$  dengan dimensi  $[p \times 1]$ :

$$(S_n)_p = \frac{S_p}{\sum_{i=1}^{i=32} S_{(ij)p}} \quad (2.16)$$

Metode evaluasi rekonstruksi citra menggunakan persamaan sebagai berikut :

$$Er = \frac{\mathbf{Es} - \mathbf{Ee}}{\mathbf{Es}} \times 100\% \quad (2.17)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\mathbf{Es} - \mathbf{Ee})^2}{n}} \quad (2.18)$$

$$NCC = \frac{\sum \mathbf{Es} \times \mathbf{Ee}}{\sqrt{(\sum \mathbf{Es}^2 \times \sum \mathbf{Ee}^2)}} \quad (2.19)$$

dengan

$Er$  = nilai *error*,

$RMSE$  = *root mean square error*,

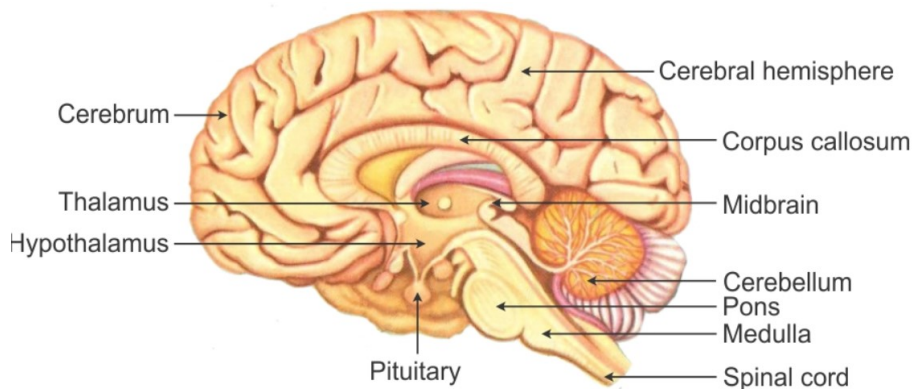
$NCC$  = *normalized cross correlation*,

$\mathbf{Es}$  = nilai medan listrik hasil simulasi (V/m),

$\mathbf{Ee}$  = nilai medan listrik hasil eksperimen atau rekonstruksi (V/m).

## 2.7 Anatomi Otak Manusia

Otak manusia merupakan organ dengan struktur paling kompleks dan heterogen yang memiliki massa sekitar 1300–1500 gr.



Gambar 2.18 Anatomi otak manusia (Patnaik, 2019)

Otak manusia mengandung 78% air, 10% lemak dan 8% protein. Otak menjadi bagian yang penting yang mengendalikan sistem syaraf dan mengatur seluruh aktifitas manusia. Otak manusia terdiri dari neuron yang sangat erat dan saling berhubungan melalui akson dan dendrit. Neuron mengintegrasikan input yang masuk untuk menghasilkan output yang sesuai serta berinteraksi dengan neuron lain melalui kontak yang disebut sinapsis. Dendrit menerima sinyal dari ribuan sinapsis dengan neuron lain. Neuron dianggap sebagai dasar blok-blok pembangun (*building blocks*) dari jaringan listrik yang menghasilkan aktifitas utama pada otak, seperti sensor input, pengendali motorik, memori dan kesadaran.

Secara anatomis, bongkahan otak dibagi menjadi otak besar (*cerebrum*), otak kecil (*cerebellum*), dan batang otak (*brain stem*). Pembelajaran sangat berhubungan dengan otak besar. Otak kecil lebih bertanggungjawab dalam proses koordinasi dan keseimbangan. Batang otak mengatur fungsi dasar kehidupan, misalnya denyut jantung, pernafasan, dan lain-lain (Patnaik, 2019).

## 2.8 Kanker Otak

Tumor otak adalah pertumbuhan sel abnormal (*neoplasma*) yang berasal dari otak, meningen atau tengkorak. Tumor otak adalah suatu lesi ekspansif yang bersifat jinak (*benigna*) ataupun ganas (*maligna*) membentuk massa dalam ruang tengkorak kepala (intra kranial) atau di sumsum tulang belakang (*medulla spinalis*). *Neoplasma* pada jaringan otak dan selaputnya dapat berupa tumor primer maupun

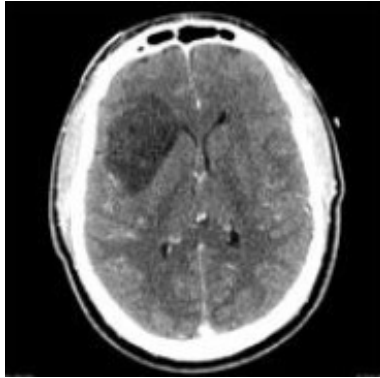
metastase. Apabila sel-sel tumor berasal dari jaringan otak disebut tumor otak primer dan bila berasal dari organ-organ lain (metastase) seperti kanker paru, payudara, prostate, ginjal, dan lain-lain disebut tumor otak sekunder. (Nuzulul, 2011). Tumor ini dapat bersifat jinak, tidak menyebar atau menyerang jaringan di sekitarnya. Dan dapat menjadi kanker jika bersifat ganas dan invasif.

Sifat sel kanker akan mempengaruhi sistem perencanaan terapi kanker, untuk menentukan metode pengobatan yang tepat, sehingga perlu untuk diketahui karakteristik sel kanker. Badan Kesehatan Dunia mengklasifikasikan tumor otak berdasarkan asal sel menjadi 7 jenis tumor yaitu : tumor dari sel neuroepitel, tumor dari saraf tepi, tumor dari selaput otak(mening), limfoma dan neoplasma dari sel hematopoitik, tumor dari sel germinal, tumor dari daerah sella dan terakhir adalah tumor metastase. Tumor susunan syaraf pusat (SSP) yang berasal dari stuktur intra kranial atau intraspinal sering disebut tumor primer, sedangkan yang dari organ lain disebut tumor SSP sekunder atau metastase. Glioma atau *astrocytoma* termasuk dalam tumor SSP yang berasal dari sel neuroepitelial, merupakan tumor intraaksial dan dapat tumbuh di supratentorial maupun infra tentorial (Cavane, dkk., 2000).

*Astrocytoma* adalah suatu neoplasma yang berasal dari sel astrosit, oleh karenanya *astrocytoma* sering disebut juga glioma. Glioma meliputi tumor yang berasal dari sel astrosit, oligodendrosit dan sel ependim (Cavane, dkk., 2000). WHO tahun 1999 membagi *astrocytoma* menjadi empat gradasi yaitu *astrocytoma* gradasi I (*Pilocytic astrocytoma*), gradasi II (*Diffuse Astrocytoma*), gradasi III (*Anaplastik Astrocytoma*) atau AA dan gradasi IV *Glioblastoma multiforme (GBM)*. *Astrocytoma* ganas atau gradasi tinggi adalah jenis anaplastik dan glioblastoma (gradasi III dan IV). Gradasi I dan II dikenal sebagai *astrocytoma* gradasi rendah atau *astrocytoma* jinak. Gradasi semakin tinggi sifat tumor makin ganas dan makin agresif. Gradasi III dan IV termasuk ke dalam *astrocytoma* tingkat tinggi yang tumbuh lebih cepat dan dikategorikan sebagai kanker otak (Cavane, dkk., 2000).

Astrositoma menjadi pusat perhatian karena bersifat sangat agresif (*the most aggressive cancer*). Tumor ini meliputi 42% - 60% dari seluruh tumor susunan saraf pusat dan 36% dari padanya bersifat ganas. Agresivitas dapat dilihat dari kemampuan proliferasi sel dan gradasi histopatologinya. Proliferasi sel makin

hebat, gradasi semakin tinggi, sifat tumor makin ganas, lebih agresif dan angka harapan hidup makin kecil (Mörk, dkk.,1998).



Gambar 2.19 *Astrocytoma* tingkat rendah (Weerakkody dan Gaillard, 2017)

CT Scan memiliki sensitifitas 85% untuk mendeteksi *astrocytoma*. Gambaran *astrocytoma* gradasi rendah adalah masa hipodense, batas tumor relatif dapat dibedakan dengan parenkim otak sekitar, penyerapan kontras tidak merata, adanya klasifikasi menandakan tumor tumbuh secara lambat, kista di luar tumor dan edema yang tidak terlalu mencolok di sekitar massa tumor. *Astrocytoma* ganas ditandai dengan gambaran masa difus, batas tidak tegas, densitas heterogen dan peningkatan penyerapan kontras yang menyengat, edema hebat sekitar tumor serta ditemukan tanda nekrosis atau kista di dalam tumor (Holt, dkk.,1996).

Berdasarkan histologi dan morfologis, tumor otak terbagi dua, yaitu :

- *Benigna* (jinak) : batas jelas, dapat diraba, tidak infiltratif, dan tidak ada metastase.
- *Maligna* (ganas) : batas tidak jelas, infiltratif / invasif, pertumbuhan cepat dan dijumpai adanya metastase.

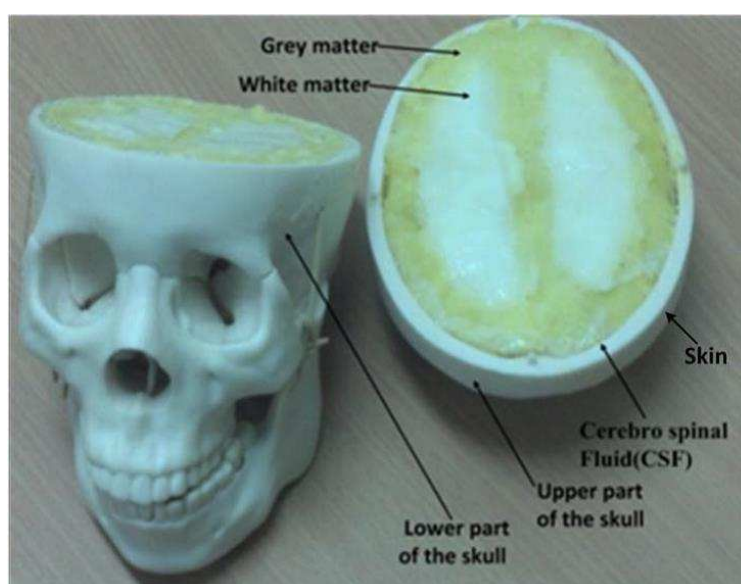
## 2.9 Fantom Kepala

Bentuk fantom kepala dapat dilihat pada Gambar 2.20. Pada potongan fantom kepala seperti Gambar 2.20 dapat diletakkan WMS untuk pengukuran

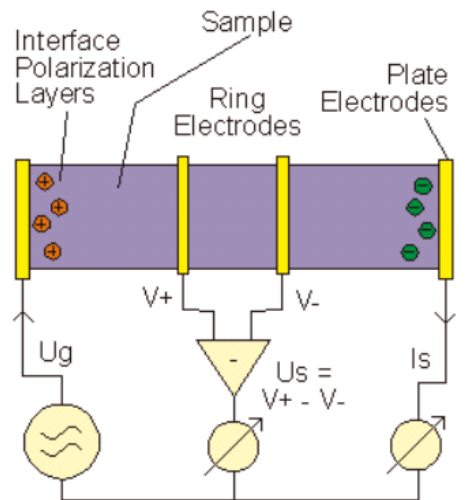
distribusi intensitas medan listrik. Sebuah fantom kepala dan leher telah dikembangkan dalam sebuah riset.

Satu set senyawa kimia dan proporsi beratnya telah dipilih untuk memproduksi komposisi unsur dan kepadatan massa otak, tulang, tulang rawan, otot dan jaringan kulit. Semua disiapkan dengan bahan sintesis. Komposisi yang dibutuhkan dicapai dengan menggunakan campuran air dan jeli dengan bahan dasar PMMA (*polymethyl methacrylate*). Otak dan jaringan tumor disiapkan dengan agar-agar sebagai bahan dasar. Untuk jaringan tumor dibuat dengan campuran 6,68% agar-agar dalam komposisi otak normal untuk menaikkan densitas menjadi  $1,11 \text{ g/cm}^3$ , sedangkan densitas otak normal dewasa adalah  $1,04 \text{ g/cm}^3$  (Thompson dan Campos, 2013).

Bahan fantom akrilik adalah plastik bening dengan rumus kimia  $(\text{C}_5\text{H}_8\text{O}_2)_n$  atau *polymethyl methacrylate* (PMMA). Akrilik memiliki kerapatan  $1,185 \text{ g/cm}^3$ . (JRT Associates, 2017). Konstanta dielektrik akrilik pada suhu  $73^\circ\text{F}$  adalah  $3,06 - 3,92$  (ASTM D150). (Prospector, 2017). Bahan akrilik memiliki sifat yang dapat digunakan dalam perancangan dan pembuatan fantom medis untuk tujuan penjaminan mutu medis. Fantom medis akrilik dapat digunakan untuk mensimulasikan jaringan manusia. (Carville, 2017).



Gambar 2.20 Fantom kepala tipe *multilayer* (Mobashsher dan Abbosh, 2015)



Gambar 2.21 Prinsip kerja EIS (Zahner Messsysteme, 2019)

Bahan fantom dapat dikarakterisasi menggunakan Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS). Adapun prinsip kerja EIS dapat dilihat pada Gambar 2.21. Bahan fantom diletakkan diantara dua elektroda, kemudian diberi tegangan AC dengan rentang frekuensi 1 Hz sampai 100 kHz. Arus akan terbaca pada EIS, kemudian diperoleh nilai impedansi dari bahan fantom tersebut.

## 2.10 Metode pencitraan

Pencitraan merupakan salah satu cara mendiagnosis kanker berdasarkan gambar yang ditangkap dari daerah dalam tubuh yang dapat membantu melihat keberadaan massa kanker. Diagnostik kanker adalah hal penting untuk mengetahui karakteristik kanker.

Pencitraan anatomi otak dapat mengidentifikasi struktur tengkorak, otak, pembuluh darah pada sistem saraf, dan cairan serebrospinal. Sedangkan pencitraan fisiologis otak dapat memberi informasi keadaan fungsi jaringan otak, termasuk kadar air, aliran darah, volume darah, metabolisme dan biokimia.



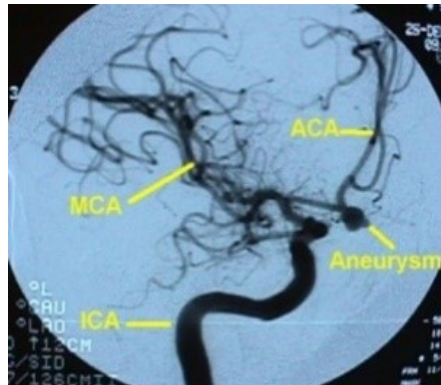
Metode pencitraan memiliki peran mendiagnosis tingkatan kanker, panduan pengobatan kanker, menentukan pengobatan kanker bekerja dengan baik atau tidak, memonitor kambuhnya kanker, dan memfasilitasi penelitian medis, khususnya dalam bidang penemuan pengobatan kanker untuk meningkatkan perawatan pasien. Teknik umum mendiagnosis kanker otak yaitu menggunakan *foto rontgen (X-ray)*, *Angiography*, *Computed Tomography (CT)*, *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*, *Positron Emission Tomography (PET)* dan *Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT)*.

**Foto rontgen** adalah cara paling umum untuk melihat organ dan tulang di dalam tubuh yang menggunakan sinar-X. Gambaran *foto rontgen* kepala dapat dilihat pada Gambar 2.22. Struktur tengkorak dapat dilihat dengan memproyeksikan sinar-X melalui kepala. Tulang relatif terlihat *opaque* (buram) terhadap sinar-x, sedangkan jaringan lunak relatif terlihat transparan atau *lucent*. Foto rontgen dapat melihat keretakan pada tulang, namun tidak melihat *grey matter* dan *white matter* pada otak.

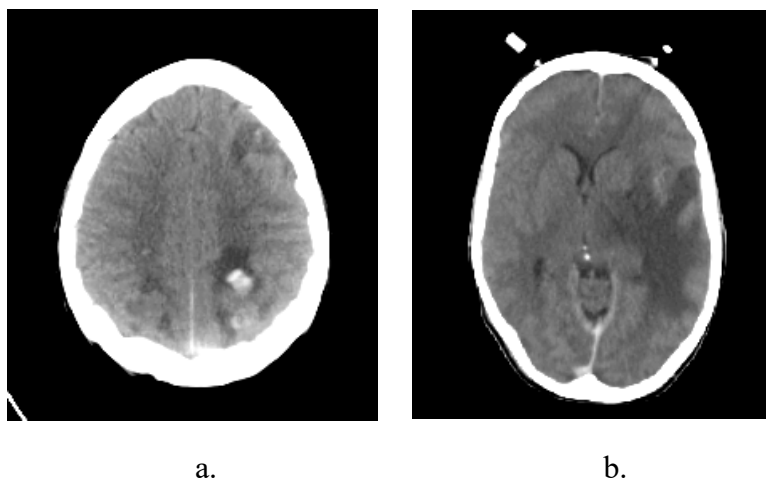
**Angiografi** merupakan metode pencitraan pembuluh darah menggunakan sinar-x dengan kontras yang disuntikkan ke dalam aliran pembuluh darah arteri (arteriografi) atau pembuluh darah vena (venografi). *Angiografi* otak digunakan untuk mengidentifikasi atau mengkonfirmasi masalah pada pembuluh darah di otak. Gambaran *angiografi* dapat dilihat pada Gambar 2.23.



Gambar 2.22 Gambaran *foto rontgen* kepala (Handriyanto, 2013)



Gambar 2.23 Gambaran *angiografi* (Handriyanto, 2013)

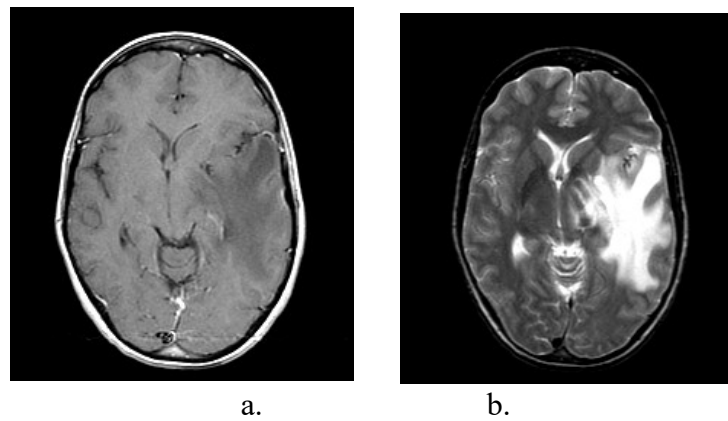


Gambar 2.24 *CT Scan* a. *hemorrhage* (pendarahan) ; b. tumor (Handriyanto, 2013)

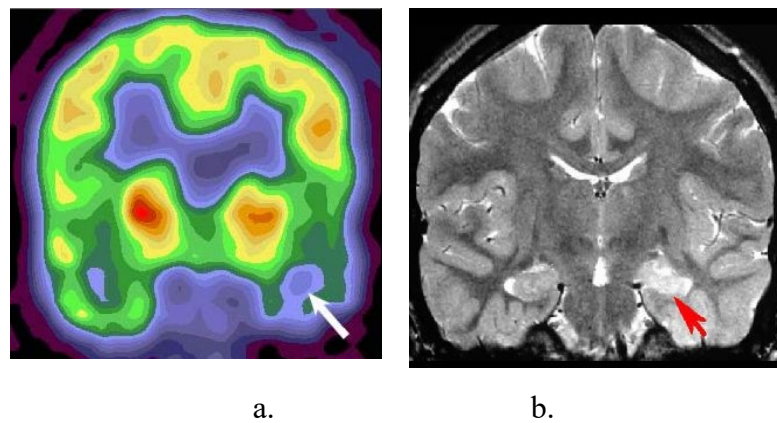
**Computed Tomography (CT) Scan** merupakan teknik radiografi yang menghasilkan gambar potongan tubuh secara melintang berdasarkan penyerapan sinar-X pada irisan tubuh. *CT scan* dapat memberikan gambaran yang lebih rinci dibandingkan dengan foto rontgen konvensional (lihat Gambar 2.24). *CT scan* kepala dapat mengidentifikasi tumor, infeksi, *hemorrhage* (pendarahan), stroke dan cacat bawaan.

**Magnetic Resonance Imaging (MRI)** merupakan suatu teknik pencitraan dengan menggunakan medan magnet yang kuat dan resonansi getaran terhadap inti atom hidrogen. MRI menganalisis respons terhadap sinyal radio frekuensi untuk menghasilkan gambaran organ internal yang jelas dan detail. Dalam pengaturan medan magnet yang kuat, proton akan tereksitasi dan kemudian mengalami relaksasi, memancarkan sinyal radio, yang kemudian diproses melalui komputer untuk membentuk sebuah citra. Hasil citra MRI dapat dilihat pada Gambar 2.25.

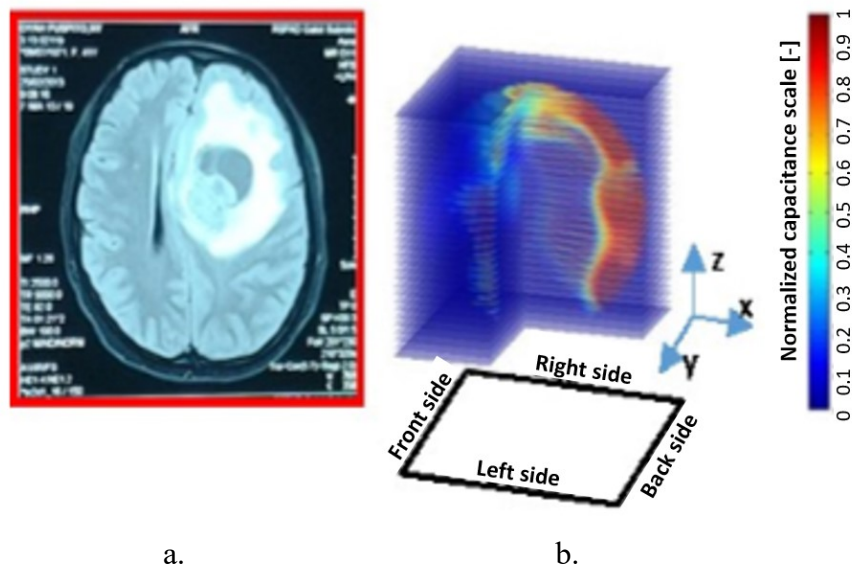
*Positron Emission Tomography (PET)* merupakan suatu metode pencitraan dengan memanfaatkan kedokteran nuklir untuk melihat organ tubuh secara metabolik dan molekuler. Pasien akan menerima suntikan bahan radioaktif melalui pembuluh vena dan akan diserap oleh sel kanker. PET akan menghasilkan gambaran yang menunjukkan aktifitas kimia dalam tubuh (lihat Gambar 2.26). Sel kanker terlihat pada jaringan dengan aktifitas tinggi.



Gambar 2.25 Hasil citra MRI (a. pembobotan T1; b. pembobotan T2) (Handriyanto, 2013)



Gambar 2.26 (a). PET; (b). MRI pembobotan T2 (Handriyanto, 2013)



Gambar 2.27 Hasil citra (a). CT Scan; (b) ECVT (Warsito dkk., 2013)

*Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT)* merupakan metode pencitraan berbasis medan listrik statis. Sistem sensor ECVT mengukur kapasitansi sinyal listrik otak pada korteks, dan menghasilkan peta volumetrik aktivitas otak pada korteks dan di dalam otak melalui algoritma rekonstruksi citra tomografi. ECVT mampu mendeteksi tumor otak melalui pemeriksaan kelainan fungsional otak, karena tumor memblokir penyebaran sinyal-sinyal saraf dan menyebabkan kelainan pada gambar aktivitas otak. Desain sensor ECVT telah dioptimalkan untuk mendeteksi tumor otak di berbagai daerah sensitivitas otak (Warsito dkk., 2013). Hasil citra ECVT dapat dilihat pada Gambar 2.27(b).

## 2.11 Terapi Kanker

Saat ini ada tiga jenis terapi kanker yang dikenal di dunia kedokteran yaitu operasi, radioterapi dan kemoterapi.

**Operasi** adalah tindakan pengangkatan tumor atau kanker otak atau disebut kraniotomi. Ahli bedah berusaha mengangkat seluruh tumor bila memungkinkan. Jika tumor dapat diangkat tanpa merusak jaringan otak penting, dokter dapat mengangkat tumor sebanyaknya. Pembuangan parsial membantu meredakan gejala

dengan mengurangi tekanan pada otak. Untuk mengurangi jumlah tumor harus dilakukan oleh radioterapi atau kemoterapi.

Operasi efektif ketika mengangkat tumor jinak karena biasanya tumor tersebut tidak tumbuh kembali. Tapi jika tumor ganas/kanker, tindakan operasi saja tidak efektif, karena mustahil untuk ahli bedah mengangkat kanker tanpa meninggalkan batas-batas sel kanker.

**Radioterapi** adalah metode mencegah sel kanker untuk tumbuh dan membelah diri dengan merusak DNA sel. Pasien menerima dosis radiasi yang ditujukan pada massa kanker dan dosis yang diterima pada jaringan sehat di sekitarnya diminimalkan melalui berkas yang datang dari arah yang ditentukan. Radioterapi cukup efektif dalam pengobatan kanker tapi memiliki banyak efek samping, seperti menimbulkan kerusakan jaringan sehat yang dilewati berkas radiasi, keracunan, dan inisiasi sel kanker di jaringan sehat.

**Kemoterapi** adalah penggunaan obat-obatan untuk membunuh kanker yang sudah menyebar ke organ yang jauh. Kemoterapi termasuk terapi sistemik. Kemoterapi diberikan dalam suatu siklus. Jangka waktu pengobatan diikuti periode pemulihan dan periode pengobatan lainnya. Obat-obatan kemoterapi bukan tanpa efek samping, karena selain membunuh sel kanker, juga merusak beberapa sel normal yang membelah.

### **2.11.1 Terapi Kanker Berbasis Medan Listrik**

Selain ketiga terapi kanker di atas, ada satu alternatif terapi kanker yang sedang berkembang yaitu terapi kanker berbasis medan listrik. Salah satunya adalah ECCT. Metode terapi kanker kapasitansi listrik ECCT merupakan teknologi terapi kanker yang terus dikembangkan oleh CTECH LABS EDWAR TECHNOLOGY. ECCT adalah terapi kanker yang memanfaatkan medan listrik untuk menghambat pertumbuhan dan menghancurkan sel kanker ketika sel membelah diri. Berdasarkan penelitian Kirson, dkk bahwa pertumbuhan sel kanker dapat dihambat bahkan dimatikan dengan medan listrik bolak-balik. Medan listrik dapat menembus membran sel dan masuk ke dalam sel serta mempengaruhi sel yang sedang membelah.

Terapi kanker berbasis medan listrik yang dikembangkan oleh Kirson dkk. dinamakan TTF. Namun sistem terapi ini masih memiliki kekurangan, TTF menggunakan elektroda yang memerlukan kontak langsung dengan kulit dan menggunakan tegangan listrik yang besar. Sedangkan ECCT merupakan modifikasi dari penemuan tersebut yang lebih unggul dengan menggunakan teknologi baterai tegangan rendah dan elektroda yang terpasang pada permukaan tubuh tanpa kontak langsung.

ECCT terdiri dari pakaian elektroda (*apparel*) dengan sebuah osilator baterai. Pakaian elektroda ECCT menyelubungi permukaan tubuh sehingga polaritas dan banyaknya elektroda pada *apparel* didesain agar sel kanker terlingkupi dan dilalui oleh medan listrik statis. Teknik ini bersifat kapasitif karena memanfaatkan medan listrik statis yang ditimbulkan oleh pasangan elektroda yang melingkupi tubuh sebagai medium dielektrik. Teknik kapasitif ini menyebabkan permukaan tubuh tidak perlu kontak langsung dengan *apparel*.

ECCT dan TTF menggunakan baterai portabel yang dapat diisi ulang. ECCT mempunyai tegangan output antara 17–30 V yang diterapkan pada permukaan kepala tanpa kontak langsung, sedangkan TTF mempunyai tegangan 50 V yang diterapkan pada kulit kepala. Pada terapi kanker otak, seperangkat osilator ECCT dan *apparel helmet* memiliki massa yang tidak sampai 1 kg, sedangkan TTF memiliki massa yang lebih berat yaitu 3 kg. Setiap elektroda pada *apparel helmet* ECCT yang melingkupi setengah permukaan kepala memiliki area dengan luas sekitar 350 cm<sup>2</sup>, sedangkan area masing-masing elektroda TTF sebesar 22,5 cm<sup>2</sup>. ECCT memiliki beberapa konfigurasi elektroda yang didesain pada *apparel helmet*, sedangkan TTF memiliki empat set pasangan elektroda terisolasi.

Pemakaian ECCT dapat dengan sistem reguler (pemakaian kontinu) dan sistem parsial. Pada terapi kanker otak, pemakaian ECCT memiliki jumlah waktu pemakaian 12-16 jam per hari yang dipakai selama masa terapi 3-6 bulan yang dapat diperpendek maupun diperpanjang sesuai kondisi pasien. Sedangkan waktu pemakaian rata-rata TTF 100A adalah 18 jam per hari selama masa maksimum 18 bulan.

Energi yang ditransmisikan ECCT menggunakan medan listrik bolak balik quasi-statis dengan bentuk sinyal kotak sehingga perubahannya sangat cepat.

Sedangkan TTF menggunakan arus bolak balik dengan bentuk sinyal sinusoidal sehingga perubahannya lambat. Mekanisme medan listrik dari ECCT untuk menghambat pertumbuhan sel kanker dan menghancurkan sel kanker adalah adanya polarisasi karena medan listrik lebih kuat di daerah permukaan sel kanker akibat kapasitansi yang menyebabkan polimerisasi mikrotubulus terhambat dan akhirnya tidak menempel pada *kinetochores*, sehingga mitosis terganggu dan terjadinya kematian sel kanker (Sahudi, Alamsyah and Warsito, 2017). Sedangkan pada TTF adalah adanya pergeseran listrik karena medan listrik lebih kuat di tengah sel kanker akibat impedansi yang menyebabkan tubulin dimer bergerak ke arah berlawanan dengan arah kutub pembelahan sehingga hancurnya pembelahan sel kanker (Kirson dkk., 2007).

ECCT menggunakan prinsip kapasitansi sehingga intensitas medan listrik yang diberikan pada pasien lebih kecil dibandingkan dengan intensitas medan listrik pada TTF. Intensitas medan listrik yang dihasilkan pada ECCT lebih kuat berada di permukaan sel yang sedang membelah karena prinsip polarisasi, sehingga pada TPS ECCT membutuhkan nilai medan listrik pada permukaan sel kanker akibat polarisasi. Sedangkan medan listrik dari TTF menjadi lebih kuat di bagian tengah sel yang sedang membelah karena prinsip impedansi, sehingga pada TPS membutuhkan nilai medan listrik pada bagian tengah sel kanker. Perbedaan antara TTF dan ECCT dapat dirangkum pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Perbedaan TTF dan ECCT

No	Metode	Keterangan
1.	TTF	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Perlu kontak langsung dengan kulit, teknik impedansi</li> <li>2. Tegangan listrik yang besar, 50 V</li> <li>3. Berat massa perangkat &gt; 3 kg</li> <li>4. Luas area elektroda 22,5 cm<sup>2</sup></li> <li>5. Konfigurasi elektroda, empat set elektroda terisolasi</li> <li>6. Waktu pemakaian 18 jam per hari, selama 18 bulan maksimum</li> <li>7. Energi yang ditransmisikan, arus bolak balik dengan bentuk sinyal sinusoidal sehingga perubahan lambat</li> <li>8. Mekanisme menghancurkan sel kanker, adanya pergeseran listrik karena medan listrik lebih kuat di tengah sel kanker sehingga tubulin dimer bergerak ke arah berlawanan dengan arah kutub pembelahan, sehingga terjadi kematian sel kanker</li> </ol>
2.	ECCT	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Tidak perlu kontak langsung dengan kulit, teknik kapasitif</li> <li>2. Teknologi baterai tegangan rendah, 17-30 V</li> <li>3. Berat massa perangkat &lt; 1 kg</li> <li>4. Luas area elektroda 350 cm<sup>2</sup></li> <li>5. Konfigurasi elektroda, didesain pada apparel helmet</li> <li>6. Waktu pemakaian 12-16 jam per hari, selama 3-6 bulan kondisional</li> <li>7. Energi yang ditransmisikan, medan listrik bolak balik quasi-statis dengan bentuk sinyal kotak sehingga perubahan cepat</li> <li>8. Mekanisme menghancurkan sel kanker, adanya polarisasi karena medan listrik lebih kuat di permukaan sel kanker sehingga polimerisasi mikrotubulus terhambat dan tidak menempel pada <i>kinetochores</i>, sehingga sel kanker mati</li> </ol>

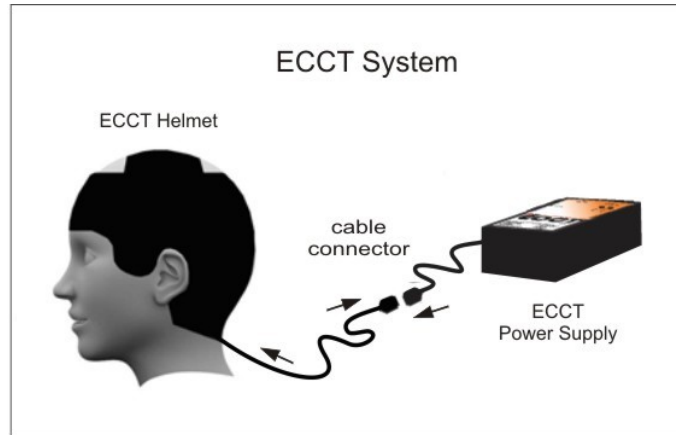
### 2.11.2 Electro-CapacitiveCancer Therapy (ECCT)

ECCT pada kanker otak merupakan suatu sistem perangkat yang terdiri atas ECCT *power supply*, *cable connector* dan *apparel helmet* (lihat Gambar 2.28). ECCT *power supply* menghasilkan arus listrik lemah berfrekuensi menengah yang digunakan untuk menghambat proses pembelahan sel kanker dan menghancurkan sel kanker yang sedang membelah. Arus listrik lemah berfrekuensi menengah ini kemudian dialirkan ke ECCT helmet melalui *cable connector* (Handriyanto, 2013).

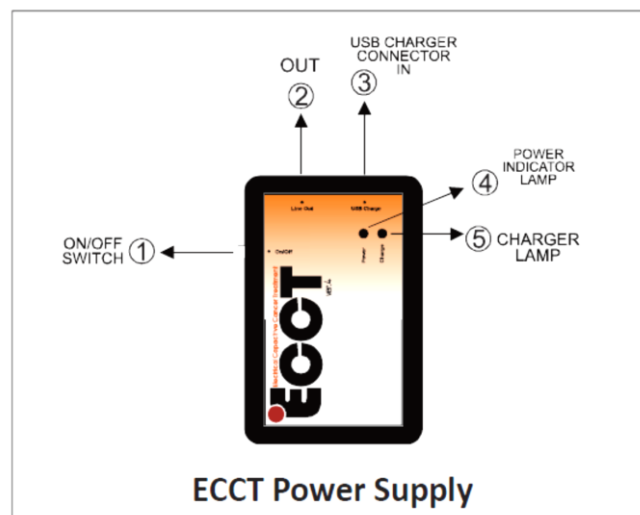
ECCT *power supply* pada Gambar 2.29 memiliki tegangan input sebesar 2,4 – 3 volt. Sumber tegangan berasal dari baterai yang dapat diisi ulang atau *rechargeable* dengan *maximum current charging* sebesar 350 mA. Pengisian



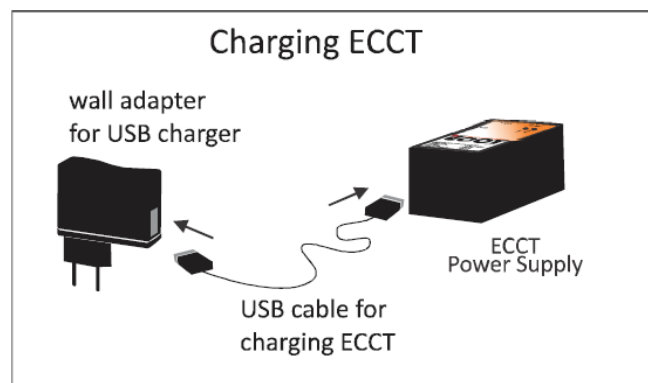
muatan baterai (lihat Gambar 2.30) yang dilakukan selama 4 jam dapat memberikan waktu penggunaan ECCT *power supply* selama 12 jam.



Gambar 2.28 Sistem ECCT (Handriyanto, 2013)



Gambar 2.29 ECCT *Power Supply* (Handriyanto, 2013)



Gambar 2.30 Pengisian muatan baterai (Handriyanto, 2013)

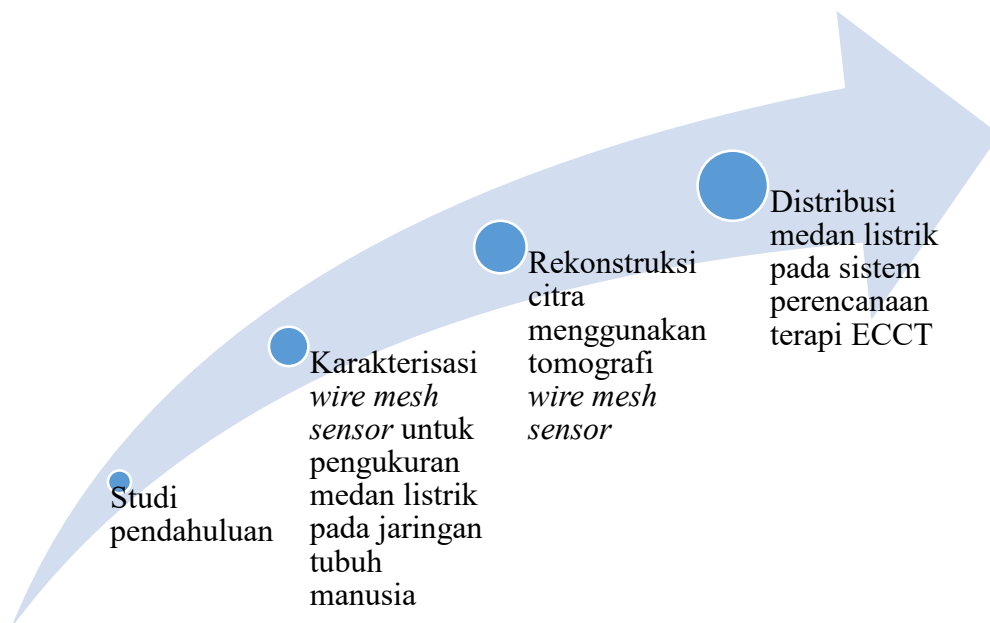
Pemakaian *apparel helmet* ECCT dilakukan dengan menyambungkan *connector* ke *power supply*. Rangkaian osilator ECCT menggunakan generator sinyal tegangan AC (*alternating current*) berbentuk gelombang kotak yang mengatur nilai tegangan elektroda. Terapi medan listrik terhadap jaringan tubuh manusia bergantung terhadap besar kecilnya frekuensi. Terapi kanker ini menggunakan medan listrik dengan rentang frekuensi listrik AC 50–500 kHz.

## BAB 3

### METODE PENELITIAN

Roadmap penelitian ini menuju pada hasil bahwa pengembangan teknik tomografi berbasis WMS mampu mendapatkan kuantifikasi distribusi intensitas medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT. Road penelitian dapat dilihat pada Gambar 3.1. Ada dua publikasi internasional yang dihasilkan dari roadmap penelitian ini yaitu:

1. *Electric field distribution measurement for electro-capacitive cancer therapy by using wire mesh tomography* (Prosiding iBioMed 2018, The 2<sup>nd</sup> International Biomedical Engineering).
2. *A novel method for measurement of electric field in emulated human body tissue using wire mesh sensor* (Jurnal Teknologi dari UTM Malaysia).



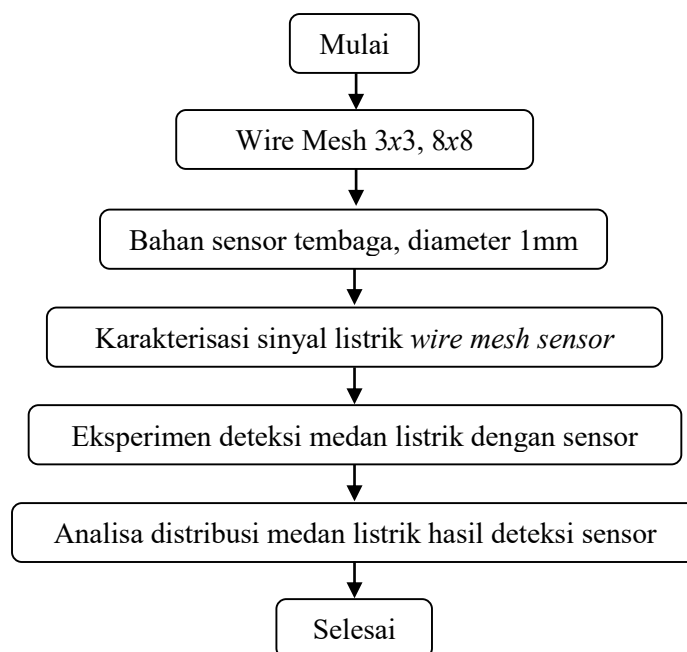
Gambar 3.1 Roadmap penelitian

Penelitian ini dibagi menjadi tiga tahap. Tahap pertama menitikberatkan pada studi pendahuluan untuk melihat WMS apakah dapat diterapkan pada pendeteksian tegangan dan medan listrik. Hasil percobaan pendahuluan menyatakan bahwa WMS dapat mendeteksi distribusi tegangan dan medan listrik. Tahap kedua adalah

karakterisasi sinyal listrik, desain WMS, eksperimen deteksi distribusi medan listrik. Pada tahap ini seluruh karakteristik sinyal diharapkan dapat diambil datanya. Tahap ketiga adalah rekonstruksi *citra* berdasarkan tomografi WMS sehingga sudah diperoleh citra dari *image processing*. Sedangkan pada tahap keempat adalah menerapkan tomografi WMS pada alat terapi kanker ECCT sehingga diperoleh nilai medan listrik yang akurat untuk mengoptimalkan sistem perencanaan terapi ECCT.

### 3.1 Karakterisasi WMS untuk Pengukuran Medan listrik pada Jaringan Tubuh Manusia

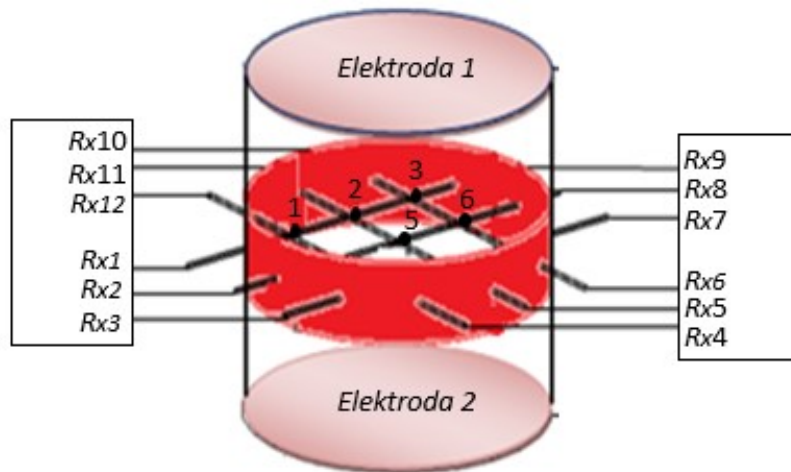
Metode yang digunakan dalam karakterisasi WMS untuk pengukuran medan listrik pada jaringan tubuh manusia terlihat pada Gambar 3.2.



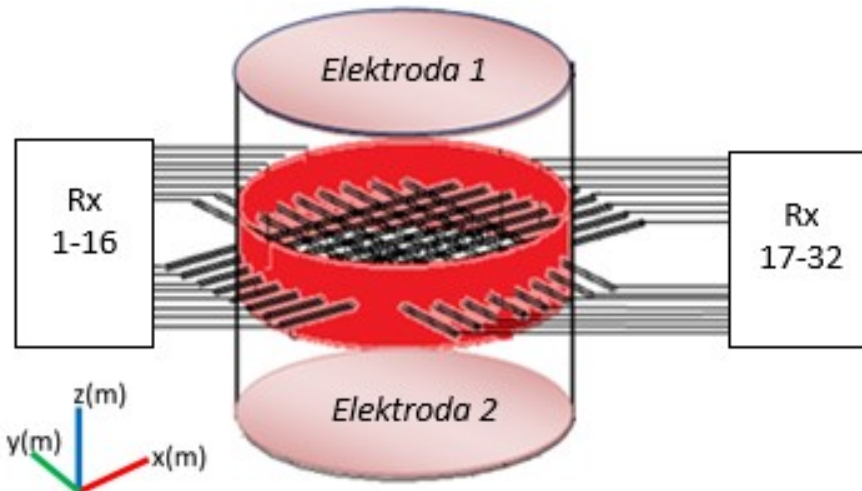
Gambar 3.2 Diagram alir metode penelitian karakterisasi sinyal WMS

#### Prinsip Kerja WMS

WMS adalah sensor kawat yang digunakan untuk mendeteksi nilai distribusi medan listrik pada tiap titik persilangan kawat. Prinsip kerja sensor dapat dilihat pada Gambar 3.3. Pada sensor ini semua ujung kawat bertindak sebagai *receiver* (*Rx*). Untuk WMS 3×3 diperoleh sembilan titik tegangan saat diberi sumber tegangan dari luar dengan jumlah *receiver* sebanyak 12.



Gambar 3.3 Prinsip kerja WMS 3×3

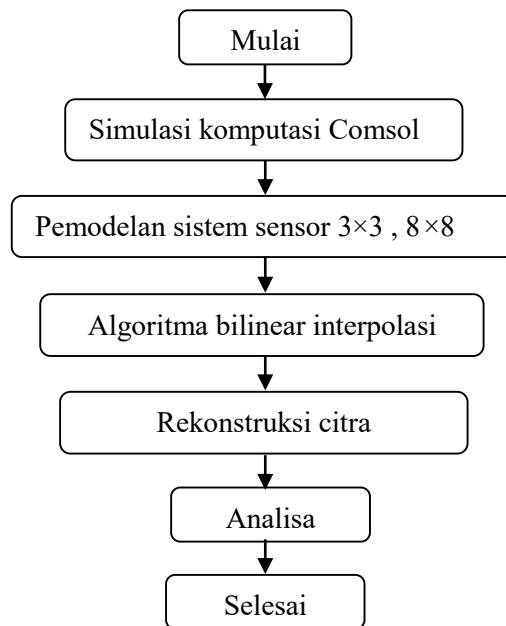


Gambar 3.4 Prinsip kerja WMS 8×8

Untuk mendapatkan nilai tegangan dan medan listrik yang lebih banyak maka WMS yang akan digunakan adalah 8×8 sehingga diperoleh 64 titik tegangan dan medan listrik, seperti terlihat pada Gambar 3.4.

### 3.2 Rekonstruksi Citra Menggunakan Tomografi Wire Mesh Sensor

Metode yang digunakan dalam rekonstruksi citra menggunakan tomografi WMS terlihat pada diagram alir di Gambar 3.5. Simulasi dilakukan untuk model sistem, kemudian sistem sensor dibuat sesuai dengan simulasi yang ada.

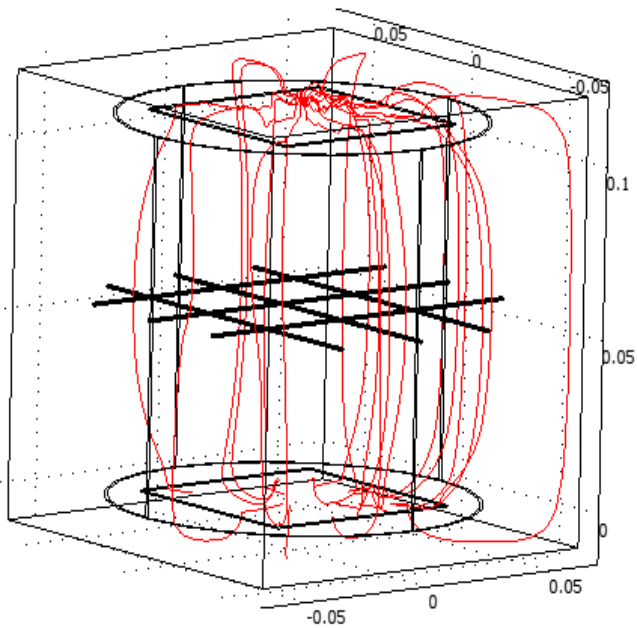


Gambar 3.5 Diagram alir metode penelitian rekonstruksi citra

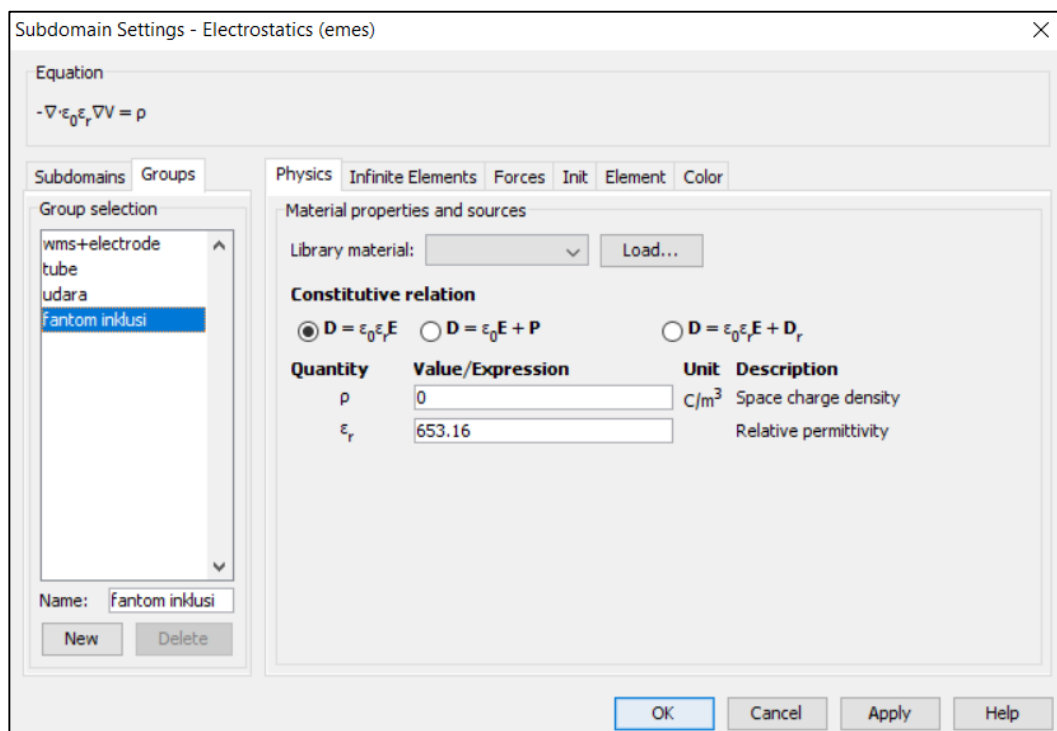
Data pengukuran dan data simulasi dimasukkan dalam sebuah matriks, kemudian diperoleh data rekonstruksi.

Simulasi distribusi medan listrik berbasis tomografi WMS dilakukan dengan menggunakan software COMSOL Multiphysics 3.5 dan MATLAB R2009b (Gambar 3.6). Simulasi ini menggambarkan distribusi medan listrik yang diperoleh pada setiap titik persilangan kawat apabila diberi sumber tegangan oleh pasangan elektroda. Komputasi domain pada medium konduktif dimodelkan dengan model yang sesuai. Pada proses simulasi ini beberapa parameter fisis dimasukkan agar kondisi simulasi hampir menyerupai dengan keadaan sistem uji yang sesungguhnya, seperti parameter *subdomain*, parameter *boundary condition*, parameter *mesh* dan parameter *solve*.

*Subdomain* merupakan bagian interior dari model yang telah di desain seperti terlihat pada Gambar 3.7. Parameter *subdomain* pada model diberikan sesuai geometri yang akan direkonstruksi. Untuk melakukan simulasi ini dilakukan pengaturan pada parameter  $\varepsilon$  (permitivitas relatif), dan  $\rho$  (rapat muatan). Pengaturan parameter *subdomain* ini bergantung kepada simulasi yang ingin dilakukan.



Gambar 3.6 Model simulasi menggunakan WMS 3×3



Gambar 3.7 Pengaturan *subdomain* pada simulasi WMS 8×8

Proses simulasi ini memanfaatkan metode elemen hingga (*Finite Element Methode/FEM*) yang ditandai dengan proses *meshing* pada software. *Mesh parameter* merupakan bagian dari model geometri yang terdiri dari unit-unit kecil dengan bentuk yang sederhana seperti triangular atau quadrilateral. *Meshing* merupakan suatu metode bagian dari Metode Elemen-Hingga untuk menyelesaikan suatu kasus dimana domain kasus akan dibagi ke dalam beberapa bagian kecil.

Tomografi distribusi intensitas medan listrik yang telah diperoleh melalui simulasi diperhalus gambarnya menggunakan algoritma interpolasi seperti pada Persamaan (2.11). Dalam rangka meningkatkan sensitifitas pengukuran, persilangan wire mesh dihubungkan. Konfigurasi WMS ini berbeda dengan WMS konvensional yang memiliki jarak antara *wire mesh* yang bersilangan. Untuk merekonstruksi distribusi medan listrik dari tegangan pengukuran, menggunakan rekonstruksi citra berbasis sensitifitas (Warsito, Marashdeh dan Fan, 2007) karena satu pasangan pengukuran tegangan merepresentasikan nilai tegangan dari  $p = 64$  titik persilangan kawat. Dalam hal ini, rekonstruksi citra pada WMS konvensional seperti data citra kalibrasi, algoritma *binary image processing* (Da Silva, Schleicher dan Hampel, 2007) tidak dapat digunakan pada penelitian ini. Oleh karena itu dalam melakukan rekonstruksi citra menggunakan persamaan (2.12) sampai (2.16). Setelah mendapatkan data pengukuran dan data sensitifitas matriks, untuk mendapatkan rekonstruksi distribusi medan listrik menggunakan *linear back projection* sebagai berikut (Lionheart, 2001).

$$\mathbf{D} = \mathbf{S}\mathbf{G} \quad (3.1)$$

dengan

$\mathbf{D}$  = data pengukuran,

$\mathbf{S}$  = sensitifitas matriks,

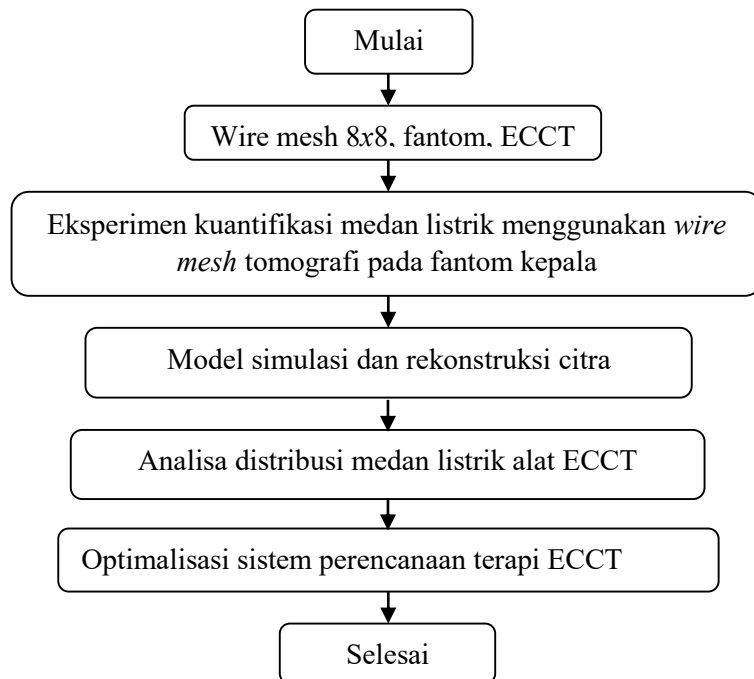
$\mathbf{G}$  = rekonstruksi distribusi medan listrik.

$$\mathbf{G} = \mathbf{S}^T \mathbf{D} \quad (3.2)$$

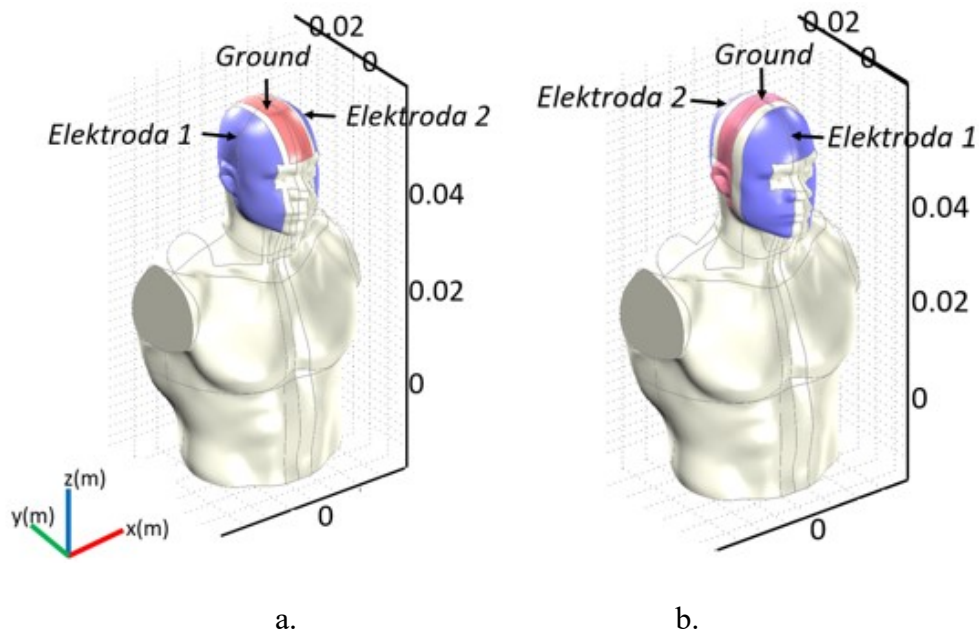


### 1.3 Distribusi Medan Listrik pada Sistem Perencanaan Terapi ECCT

Metode yang digunakan dalam distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT dapat terlihat pada Gambar 3.8. Pada bagian ini, yang perlu disiapkan adalah WMS 8×8, fantom kepala manusia dan sistem ECCT. Fantom kepala manusia dari manikin diberi anatomi otak manusia dengan bahan dasar agar, kemudian pada bagian penampang melintang diberi WMS 8×8. Selanjutnya diberi apparel helmet ECCT. Eksperimen dilakukan untuk mencari data pengukuran tegangan pada *channel receiver* kawat. Simulasi juga dilakukan hal yang sama untuk mencari data sensitifitas matriks, kemudian data rekonstruksi akan diperoleh.



Gambar 3.8 Diagram alir penelitian distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT

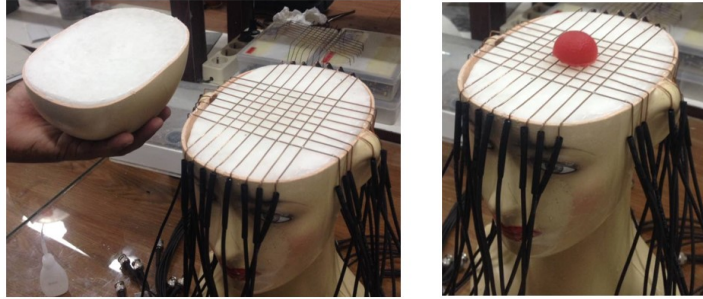


Gambar 3.9 Model apparel helmet ECCT: (a) helmet-1 dan (b) helmet-2

Untuk eksperimen kuantifikasi medan listrik menggunakan *wire mesh* tomografi pada fantom kepala, menggunakan sistem ECCT dalam bentuk *apparel helmet* seperti yang terlihat pada Gambar 2.28. Gambar 3.9 merupakan konfigurasi elektroda pada *apparel helmet* yang digunakan.

Pada eksperimen fantom kepala manusia dengan biomaterial dan massa kanker dapat dilihat pada Gambar 3.10. Bahan pembuatan fantom biomaterial kepala manusia sebagai anatomi *grey matter* adalah campuran H<sub>2</sub>O 41.3%, Gliserin 24.8%, Silikon rubber 24.8%, Agar 4.5% dan NaCl 0.5%. Sedangkan bahan pembuatan massa kanker adalah campuran H<sub>2</sub>O 41.3%, Gliserin 24.8%, Silikon rubber 24.8%, Agar 4.5% dan NaCl 2.5%. Dengan presentasi NaCl yang lebih besar pada massa kanker, maka nilai permitivitas relatif massa kanker akan lebih besar dibandingkan dengan *grey matter*. Dimensi *wire-mesh sensor* adalah diameter  $D = 1$  mm dan jarak antara mesh  $r = 1$  cm. Dimensi anatomi kepala manusia adalah  $a = 16$  cm,  $b = 17$  cm,  $c = 11$  cm. Dimensi massa kanker adalah  $r = 2$  cm.

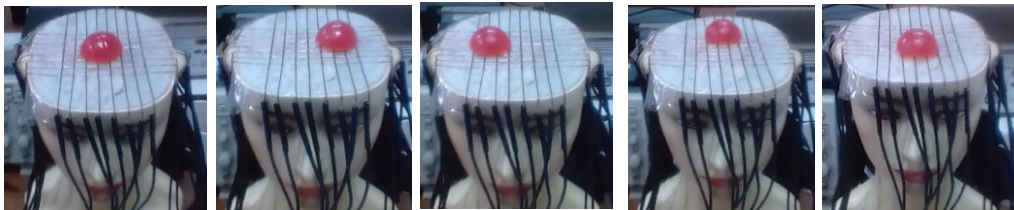
Untuk sistem perencanaan terapi ECCT, maka posisi massa kanker dibuat dengan lima variasi yaitu pada bagian tengah, kanan, kiri, atas dan bawah seperti terlihat pada Gambar 3.11. Selanjutnya diberi tegangan kapasitif elektroda  $V_{pp} = 20$  Volt dengan frekuensi  $f = 100$  kHz melalui helmet ECCT seperti pada Gambar 3.12.



a.

b.

Gambar 3.10 (a) Model kepala manusia dengan fantom biomaterial dan (b) Model kepala manusia dengan fantom biomaterial dan massa kanker



a.

b.

c.

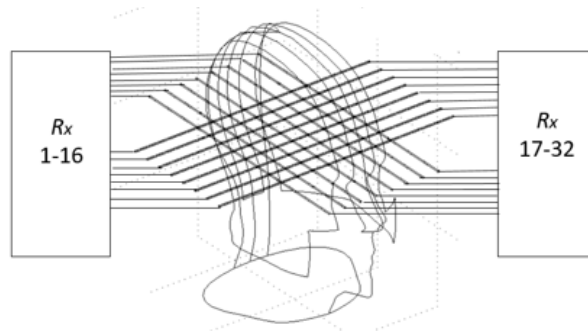
d.

e.

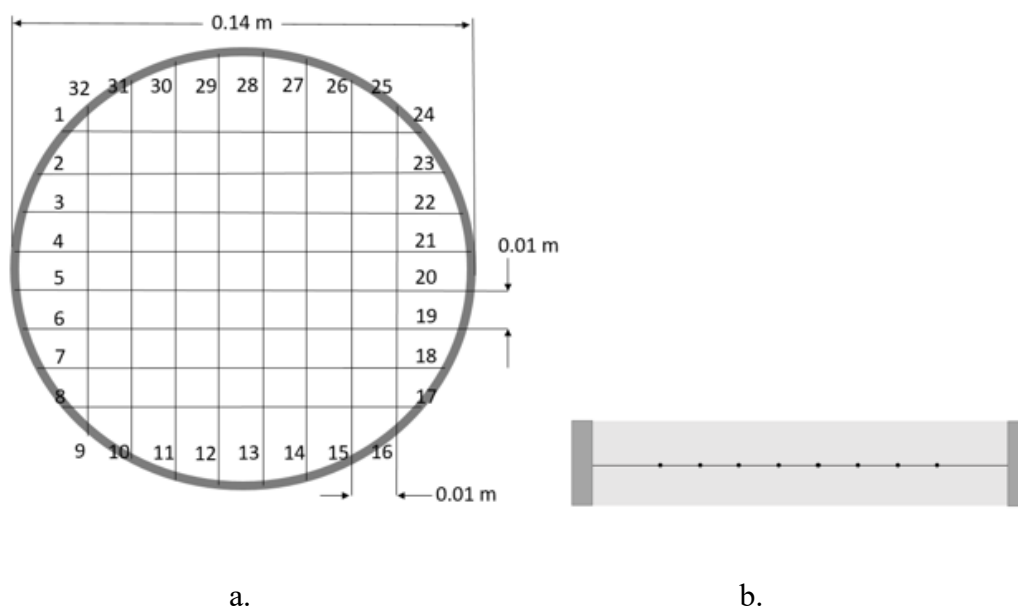
Gambar 3.11 Lima variasi letak kanker pada fantom kepala : (a) tengah, (b) kanan, (c) kiri, (d) atas, dan (e) bawah.



Gambar 3.12 Fantom kepala dengan helmet ECCT



Gambar 3.13 Skema WMS pada model fantom kepala

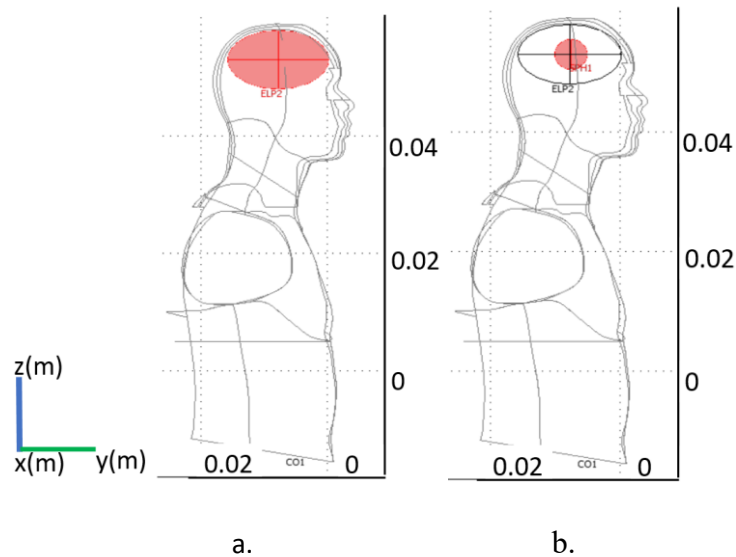


Gambar 3.14 Skema WMS (a) tampak atas and (b) tampak samping

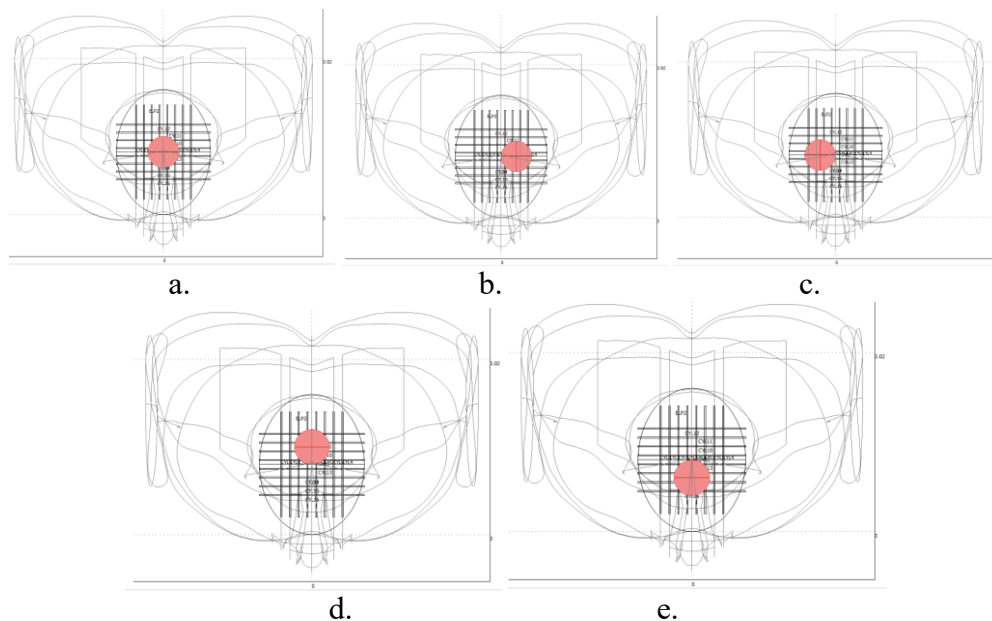
Eksperimen yang dilakukan pada tahap ini seperti terlihat pada Gambar 3.13 dan Gambar 3.14. Eksperimen meliputi WMS yang diletakkan pada penampang melintang fantom kepala. Fantom kepala dilengkapi dengan *apparel helmet* ECCT dan sistem ECCT. Konfigurasi helmet ECCT terdiri dari dua tipe yaitu helmet-1 dan helmet-2.

Simulasi 3D dilakukan dengan membuat geometri tiga dimensi menyerupai kepala dengan beberapa elektroda. Model realistis kepala manusia disederhanakan dengan menggunakan anatomi *grey matter* dan diberi massa kanker seperti pada Gambar 3.15. Evaluasi numerik dapat dilakukan dengan model tersebut untuk

mengetahui evaluasi paparan medan listrik. Setelah diperoleh simulasi bentuk fantom kepala, diberikan WMS  $8 \times 8$  pada penampang melintang model kepala 3D. Kemudian melalui simulasi diperoleh nilai intensitas medan listrik pada tiap titik persilangan kawat. Setelah itu anatomi kepala diberi massa kanker dengan lokasi yang berbeda yaitu tengah, kanan, kiri, atas, dan bawah seperti pada Gambar 3.16.



Gambar 3.15 Model fantom kepala dengan anatomi *grey matter* and (b) Model fantom kepala dengan anatomi *grey matter* dan massa kanker



Gambar 3.16 Anatomi kepala dengan massa kanker (tampak atas) pada letak : (a) tengah, (b) kanan, (c) kiri, (d) atas, (e) bawah



## BAB IV

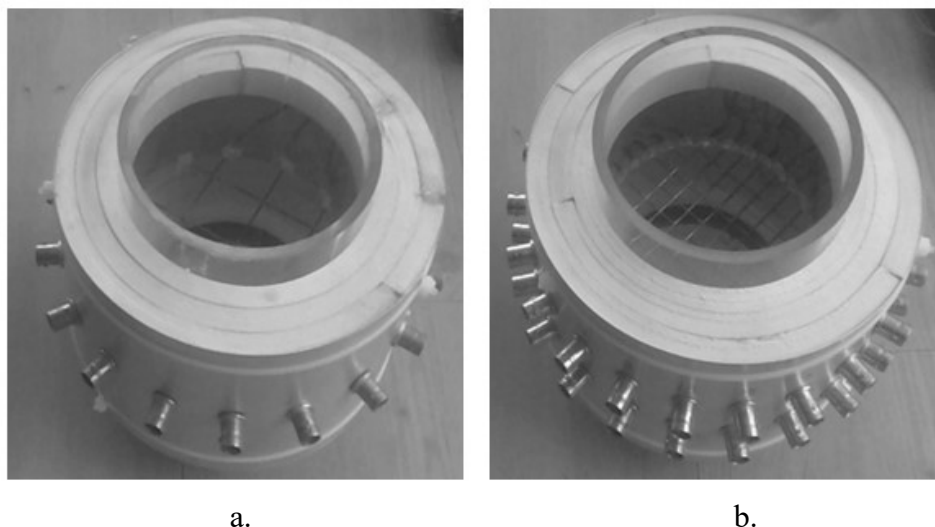
### HASIL DAN PEMBAHASAN

Dalam bab ini, terbagi menjadi tiga sub bab yaitu karakterisasi *wire mesh sensor* untuk pengukuran medan listrik pada jaringan tubuh manusia, rekonstruksi citra menggunakan *wire mesh sensor* tomografi dan distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT.

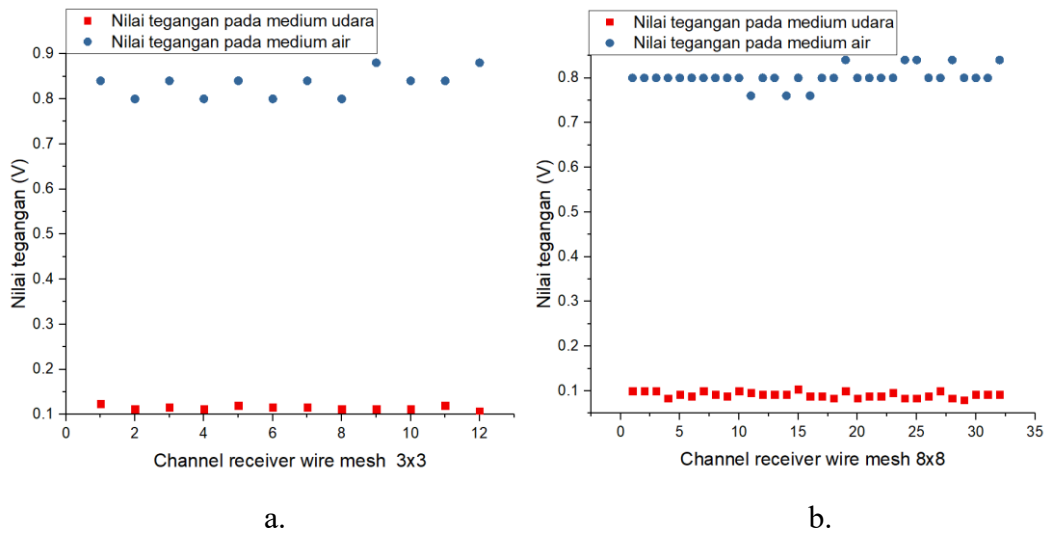
#### 4.1 Karakterisasi Wire Mesh Sensor untuk Pengukuran Medan Listrik pada Jaringan Tubuh Manusia

Pengukuran medan listrik pada jaringan tubuh manusia tiruan menggunakan WMS berhasil dilakukan. WMS  $3 \times 3$  dan  $8 \times 8$  berhasil dibuat dan dianalisis pada penelitian ini (Gambar 4.1). Material kawat adalah tembaga dengan diameter 1 mm. Material tabung adalah akrilik dengan diameter 12 cm dan tinggi 14 cm. WMS diletakkan di tengah tabung. Jarak mesh adalah 3 cm untuk sensor  $3 \times 3$  dan 1 cm untuk sensor  $8 \times 8$ .

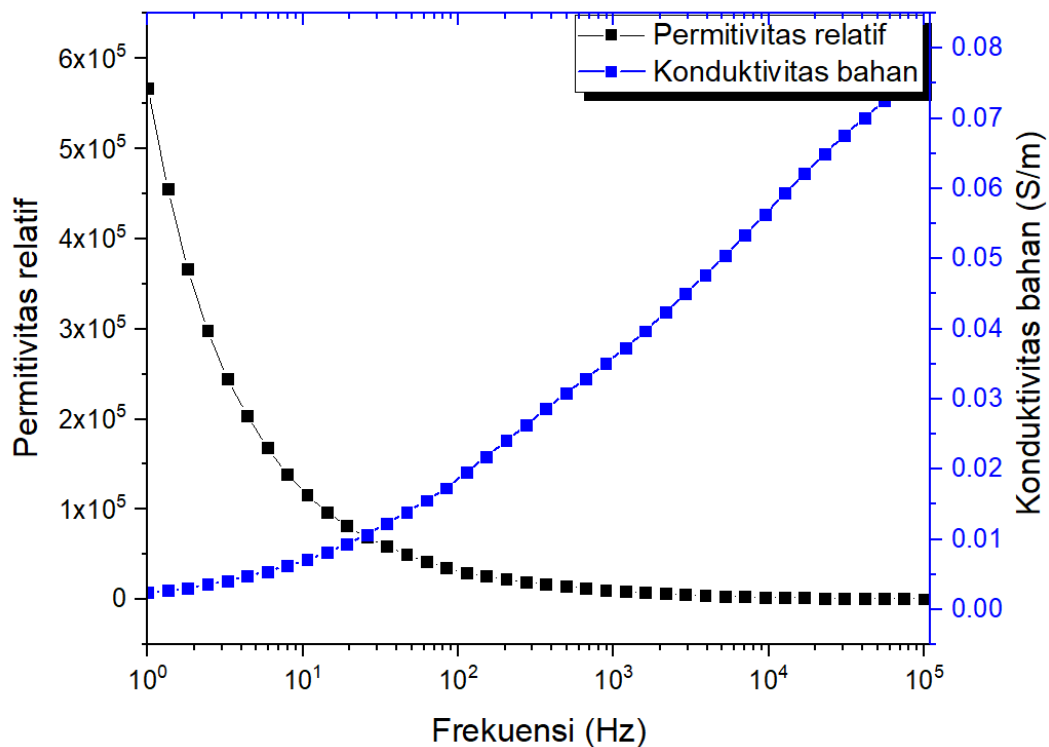
Sebelum melakukan pengukuran medan listrik pada fantom yang menyerupai jaringan tubuh manusia, perlu dilakukan kalibrasi WMS dengan menggunakan medium udara dan air. Hasil kalibrasi bisa dilihat pada Gambar 4.2. Nilai tegangan yang diperoleh pada tiap *channel receiver* dari *wire mesh* menunjukkan bahwa untuk medium udara lebih kecil dibandingkan dengan medium air.



Gambar 4.1 WMS : (a)  $3 \times 3$ , (b)  $8 \times 8$



Gambar 4.2 Hasil kalibrasi WMS pada medium udara dan air untuk: (a) sensor 3×3, (b) sensor 8×8



Gambar 4.3 Nilai permitivitas relatif dan konduktivitas bergantung frekuensi pada material fantom

Pada penelitian ini, distribusi medan listrik diukur menggunakan *wire mesh* 3×3 dan *wire mesh* 8×8 pada medium fantom sebagai jaringan tubuh manusia tiruan



dan medium tanpa fantom. Karakteristik fantom yang dibuat menyerupai jaringan tubuh manusia ditampilkan pada Gambar 4.3.

Nilai permitivitas relatif dan konduktivitas spesifik bahan fantom dapat diperoleh menggunakan sebuah alat Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS01, 2011). Untuk mendapatkan nilai permitivitas relatif dan konduktivitas dari data impedansi hasil pengukuran EIS adalah sebagai berikut

$$C = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{A}{d} \quad (4.1)$$

dengan

$C$  = kapasitansi (F),

$\varepsilon_r$  = permitivitas relative,

$\varepsilon_0$  = permitivitas ruang hampa ( $8.85 \times 10^{-12}$  F/m),

$d$  = ketebalan (m),

$A$  = luas area ( $m^2$ ).

$$X_c = \frac{1}{\omega C} \quad (4.2)$$

dengan :

$X_c$  = reaktansi kapasitif ( $\Omega$ ),

$\omega = 2\pi f$ ,

$f$  = frekuensi (Hz).

$$R = \rho \frac{d}{A} \quad (4.3)$$

dengan :

$R$  = hambatan ( $\Omega$ ),

$\rho$  = hambatan jenis ( $\Omega m$ ),

$d$  = ketebalan (m),

$A$  = luas permukaan ( $m^2$ ).

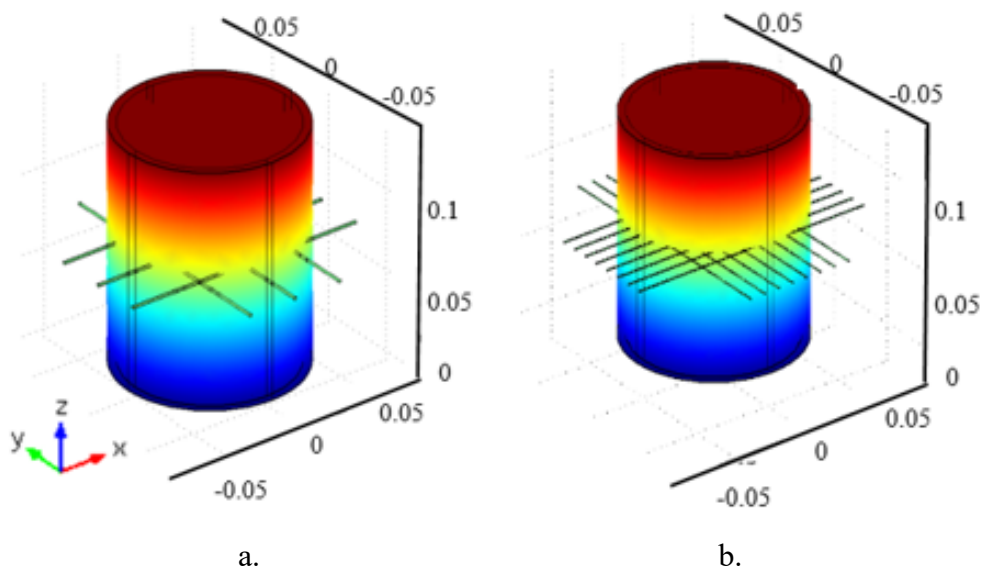
$$\sigma = \frac{1}{\rho} \quad (4.4)$$

dengan :

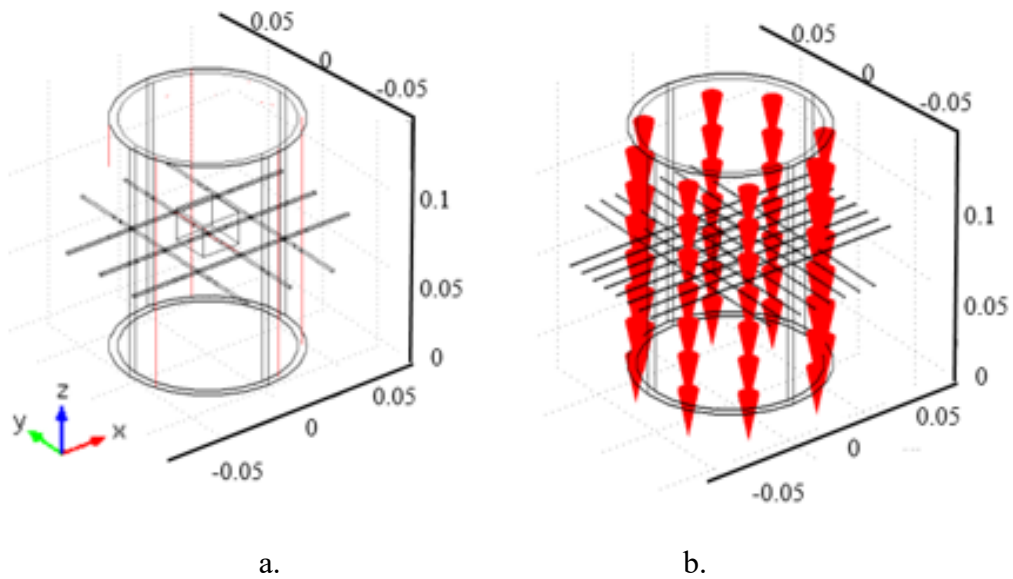
$\sigma$  = konduktivitas (S/m).

Nilai permitivitas relatif bahan fantom pada frekuensi rendah memiliki nilai yang tinggi, dan saat frekuensi tinggi maka nilai permitivitas relatif bahan fantom menjadi kecil. Nilai konduktivitas bahan fantom pada frekuensi rendah adalah kecil, dan saat frekuensi tinggi maka nilainya menjadi besar. Hal ini sesuai dengan penelitian Damijan (Miklavčič, Pavšelj dan Hart, 2006) bahwa frekuensi yang tinggi akan membuat permitivitas relatif jaringan tubuh manusia menjadi kecil. Sebaliknya frekuensi yang rendah akan menjadikan nilai permitivitas relatif jaringan tubuh manusia meningkat.

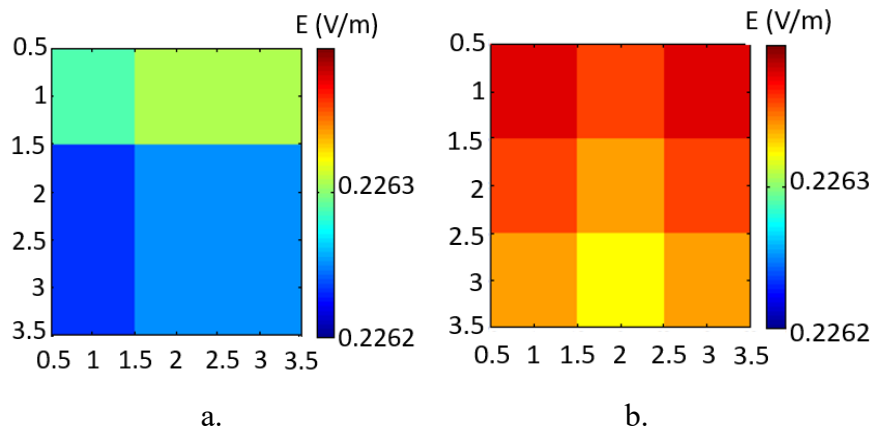
Distribusi medan listrik telah diukur melalui simulasi dan eksperimen menggunakan sumber tegangan luar sebesar 10 V di atas tabung dan 0 V di bawah tabung. Hasil simulasi ditunjukkan pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5. Pada Gambar 4.4(a) menunjukkan distribusi tegangan menggunakan sensor  $3 \times 3$  dan Gambar 4.4(b) menunjukkan distribusi tegangan menggunakan sensor  $8 \times 8$ . Pada Gambar 4.5(a) menunjukkan arah medan listrik pada sensor  $3 \times 3$  dan Gambar 4.5(b) menunjukkan arah medan listrik pada sensor  $8 \times 8$ .



Gambar 4.4 Hasil distribusi tegangan: (a) WMS  $3 \times 3$ , (b) WMS  $8 \times 8$

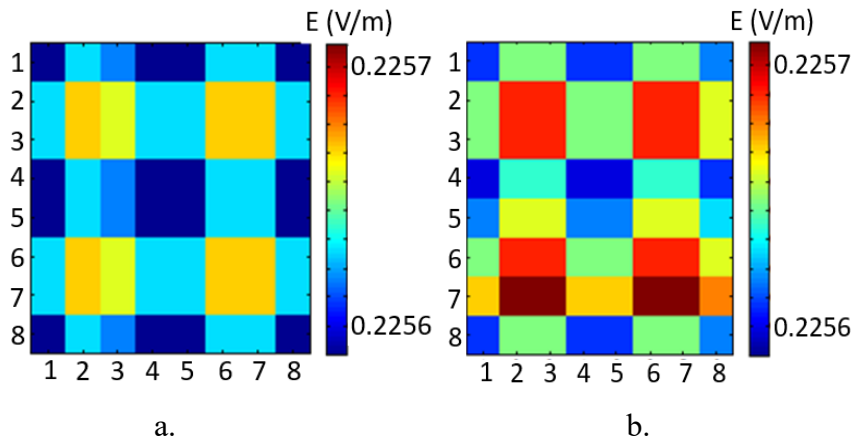


Gambar 4.5 Arah medan listrik saat diberi tegangan luar pada: (a) sensor  $3 \times 3$ , (b) sensor  $8 \times 8$



Gambar 4.6 Hasil distribusi medan listrik (V/m) pada sensor  $3 \times 3$  pada medium: (a) udara, (b) fantom

Hasil eksperimen ditunjukkan pada Gambar 4.6 dan Gambar 4.7. Pada Gambar 4.6(a) menunjukkan distribusi medan listrik menggunakan WMS  $3 \times 3$  untuk medium udara, sedangkan pada Gambar 4.6(b) menunjukkan distribusi medan listrik menggunakan fantom. Gambar 4.7(a) menunjukkan distribusi medan listrik menggunakan WMS  $8 \times 8$  untuk medium udara. Sedangkan pada Gambar 4.7(b) menunjukkan distribusi medan listrik menggunakan fantom. Pola distribusi medan listrik yang diperoleh pada Gambar 4.6 dan Gambar 4.7 diperoleh menggunakan persamaan Laplace 3D dan persamaan konversi tegangan ke medan listrik.

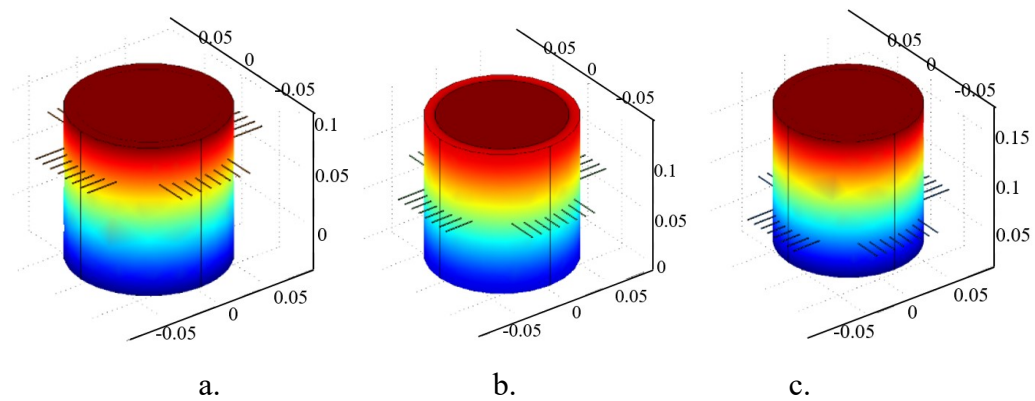


Gambar 4.7 Hasil distribusi medan listrik pada sensor 8×8 pada medium: (a) udara, (b) fantom

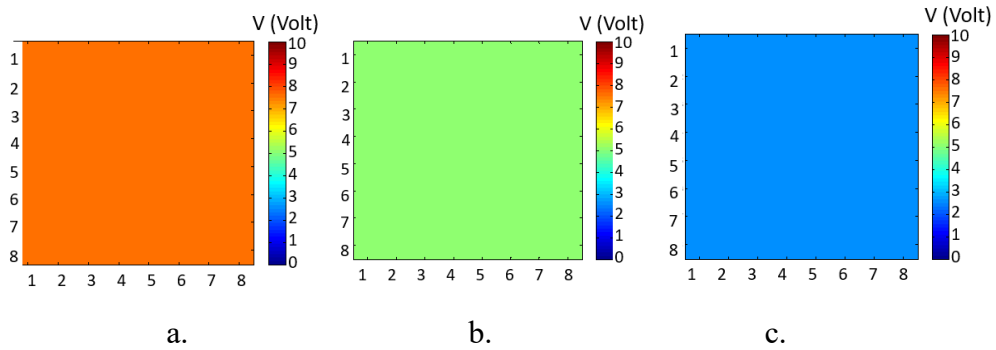
Berdasarkan pola distribusi medan listrik pada Gambar 4.6 dan Gambar 4.7 dapat dibedakan antara medium udara dan medium fantom. Untuk medium udara memiliki warna biru yang artinya memiliki nilai medan listrik yang lebih rendah. Untuk medium fantom memiliki warna merah artinya memiliki nilai medan listrik yang lebih tinggi. Nilai rata-rata medan listrik pada WMS 3×3 adalah 0.2262 V/m untuk medium udara dan 0.22634 V/m untuk medium fantom. Nilai rata-rata medan listrik pada WMS 8×8 adalah 0.22567 V/m untuk medium udara dan 0.22569 V/m untuk medium fantom.

Pada subbab ini juga dilakukan karakterisasi sinyal WMS untuk variasi letak WMS pada sumbu axial yaitu bagian atas, tengah dan bawah. Adapun hasil simulasi karakterisasi sinyal listrik *wire mesh* tomografi untuk distribusi tegangan dengan variasi letak *wire mesh* pada sumbu axial dapat dilihat pada Gambar 4.8 dan Gambar 4.9.

Pada Gambar 4.9 dapat diketahui nilai rata-rata tegangan paling besar ketika letak WMS pada bagian atas dekat dengan sumber tegangan yaitu 7.534 V, sedangkan nilai rata-rata tegangan ketika letak WMS pada bagian tengah yaitu 5.032 V. Nilai rata-rata tegangan ketika letak WMS pada bagian bawah yaitu 2.530 V. Nilai tegangan ini bergantung pada jarak WMS dengan sumber tegangan, semakin dekat dengan sumber tegangan maka semakin besar nilai tegangan yang diperoleh.



Gambar 4.8 Distribusi tegangan pada model silinder pada variasi letak WMS : (a) atas, (b) tengah, (c) bawah



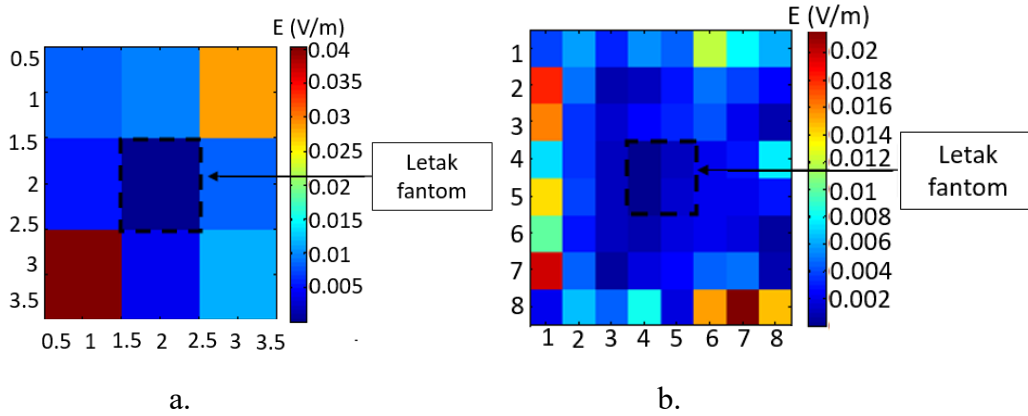
Gambar 4.9. Tomografi distribusi tegangan pada variasi letak WMS : (a) atas, (b) tengah, (c) bawah

#### 4.2 Rekonstruksi Citra Menggunakan Wire Mesh Sensor Tomografi

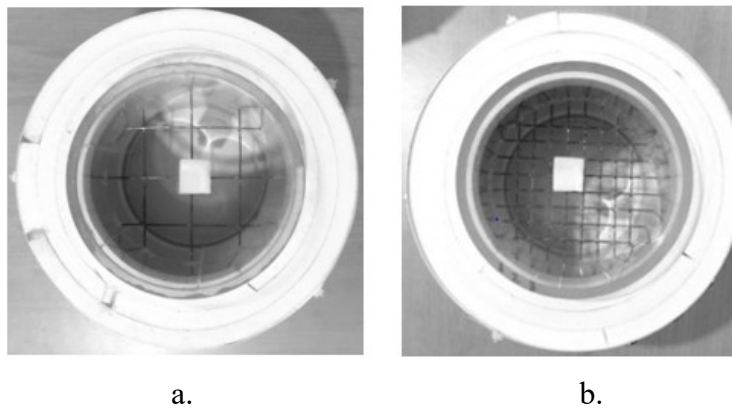
Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada WMS  $3 \times 3$  dan WMS  $8 \times 8$  pada fantom ditunjukkan pada Gambar 4.10. Adanya penurunan nilai medan listrik pada titik persilangan *wire mesh* yang ada fantom dibandingkan dengan titik persilangan *wire mesh* yang tidak ada fantom (medium udara). Nilai permitivitas fantom pada frekuensi 100 kHz adalah 653.16 (hasil pengukuran menggunakan EIS). Sedangkan nilai permitivitas udara adalah 1. Untuk posisi fantom pada WMS  $3 \times 3$  dan WMS  $8 \times 8$  dapat dilihat pada Gambar 4.11.

Hasil ini sesuai dengan Teori Gauss bahwa nilai medan listrik berbanding terbalik dengan nilai permitivitas. Besarnya nilai permitivitas dapat membuat nilai medan listrik menjadi kecil. Hasil ini juga sesuai dengan penelitian Andiani

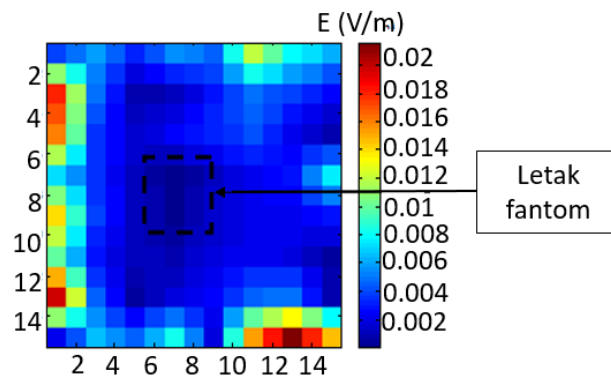
(Andiani dkk., 2017) bahwa nilai medan listrik pada medium udara lebih besar dari nilai medan listrik pada jaringan tubuh manusia. Andiani melaporkan bahwa nilai medan listrik terbesar adalah sebesar 151.06 V/m pada medium udara dan sebesar 0.46 V/m pada medium anatomi.



Gambar 4.10 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada: (a) sensor 3×3, (b) sensor 8×8



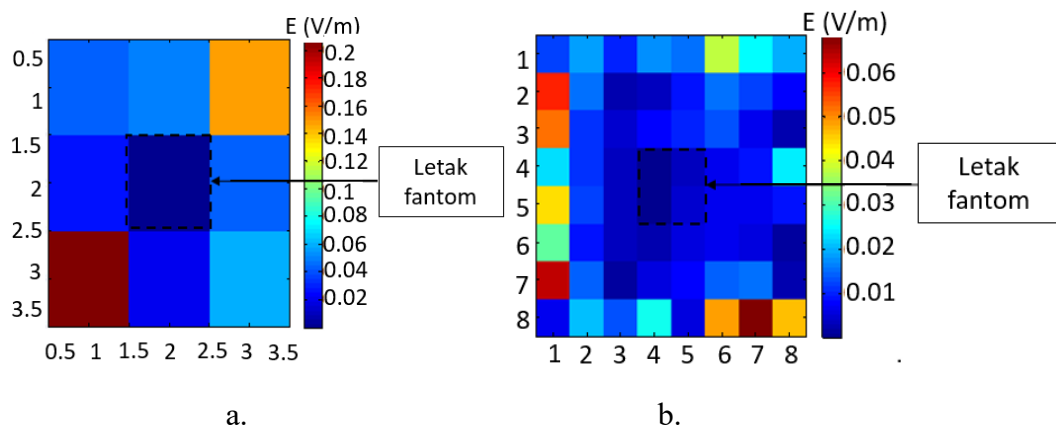
Gambar 4.11 Posisi fantom pada: (a) sensor 3×3, (b) sensor 8×8



Gambar 4.12 Pola distribusi medan listrik sensor 8×8 setelah interpolasi

Hasil rekonstruksi pada WMS  $3 \times 3$  (Gambar 4.11(a)) dapat diperhalus menjadi WMS  $5 \times 5$  menggunakan interpolasi bilinear dan menghasilkan perbandingan nilai medan listrik pada titik persilangan kawat yang ada fantom dan yang tidak ada fantom sebesar 61.8%. Sedangkan hasil rekonstruksi pada WMS  $8 \times 8$  (Gambar 4.11(b)) dapat diperhalus menjadi WMS  $15 \times 15$  (Gambar 4.12) menggunakan interpolasi bilinear dan menghasilkan perbandingan nilai medan listrik pada titik persilangan kawat yang ada fantom dan yang tidak ada fantom sebesar 82.42%. Berdasarkan Gambar 4.11, dapat dilihat bahwa WMS  $8 \times 8$  memiliki resolusi distribusi medan listrik lebih tinggi dibandingkan dengan WMS  $3 \times 3$ . Jadi WMS  $8 \times 8$  lebih baik dibandingkan WMS  $3 \times 3$ .

Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik dapat dibandingkan dengan hasil simulasi distribusi medan listrik. Untuk hasil simulasi distribusi medan listrik dapat dilihat pada Gambar 4.13. Nilai rata-rata distribusi medan listrik hasil simulasi pada WMS  $3 \times 3$  adalah 0.066857 V/m sedangkan nilai rata-rata distribusi medan listrik hasil rekonstruksi pada WMS  $3 \times 3$  adalah 0.012978 V/m, terdapat perbedaan nilai rata-rata medan listrik sebesar 80.59%. Nilai rata-rata distribusi medan listrik hasil simulasi pada WMS  $8 \times 8$  adalah 0.015521 V/m sedangkan nilai rata-rata distribusi medan listrik hasil rekonstruksi pada WMS  $8 \times 8$  adalah 0.00488 V/m, terdapat perbedaan nilai rata-rata medan listrik sebesar 68.56%.



Gambar 4.13 Simulasi distribusi medan listrik pada: (a) sensor  $3 \times 3$ , (b) sensor  $8 \times 8$

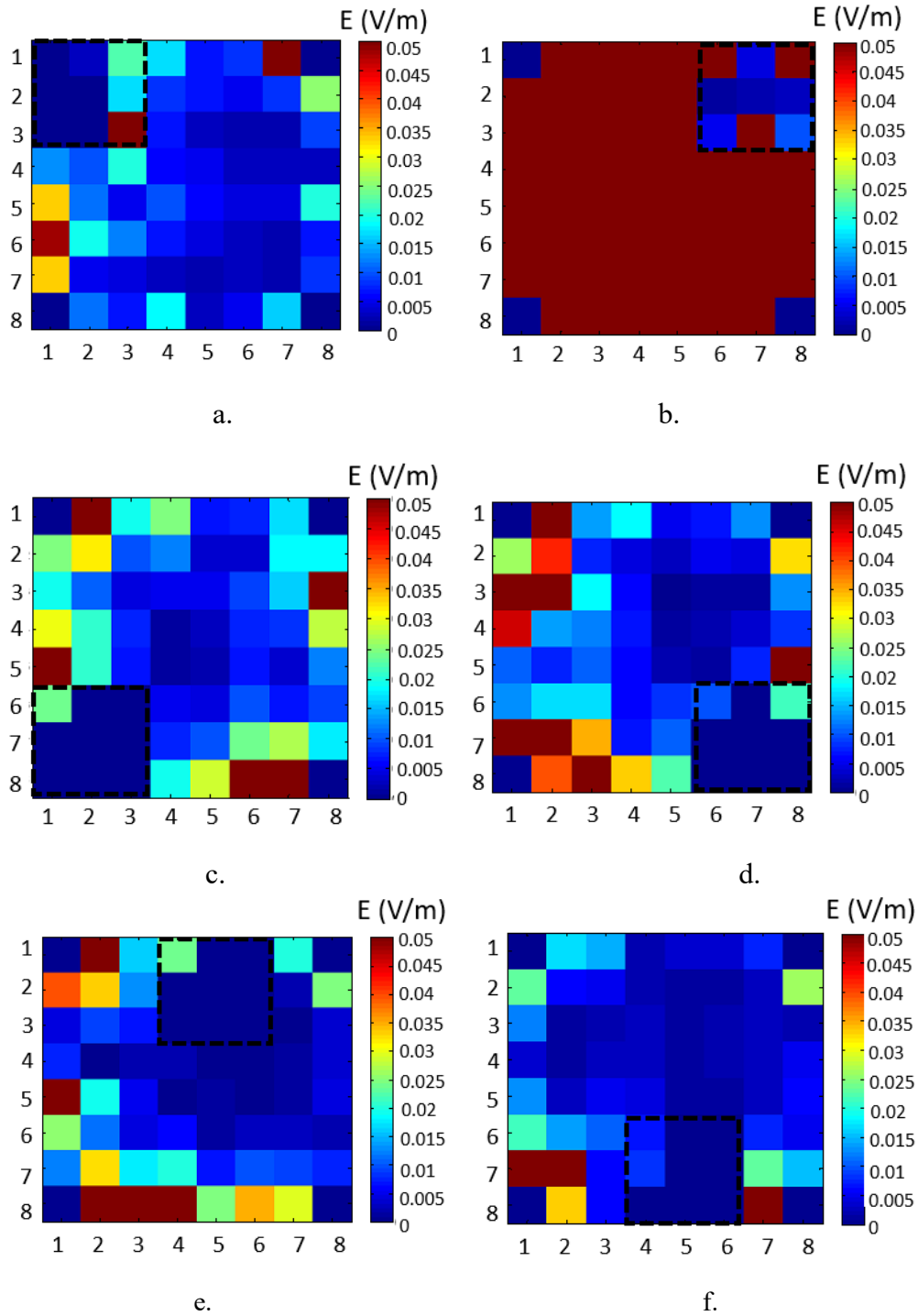
Dalam subbab ini, rekonstruksi citra yang dilakukan bukan hanya membandingkan antara WMS 3×3 dan WMS 8×8 dengan letak fantom di tengah, tapi juga rekonstruksi citra dilakukan pada variasi letak fantom. Ada 9 variasi letak fantom yang dilakukan pada WMS 8×8 yaitu fantom terletak pada ujung kiri atas, ujung kanan atas, ujung kiri bawah, ujung kanan bawah, kanan, kiri, atas, bawah dan tengah. Hasil rekonstruksi citra ini kemudian dibandingkan dengan hasil simulasi.

Hasil simulasi tomografi distribusi medan listrik pada variasi letak fantom dapat dilihat pada Gambar 4.14. Nilai medan listrik pada titik persilangan kawat yang ada fantom relatif lebih rendah dibanding nilai medan listrik pada titik persilangan kawat yang tidak ada fantom. Pada fantom yang terletak di tengah, nilai rata-rata medan listrik pada titik persilangan *wire mesh* yang ada fantomnya adalah 0.00045 V/m sedangkan nilai rata-rata medan listrik pada titik yang tidak ada fantomnya adalah 0.01255 V/m. Untuk lebih detail dapat dilihat pada Tabel 4.1.

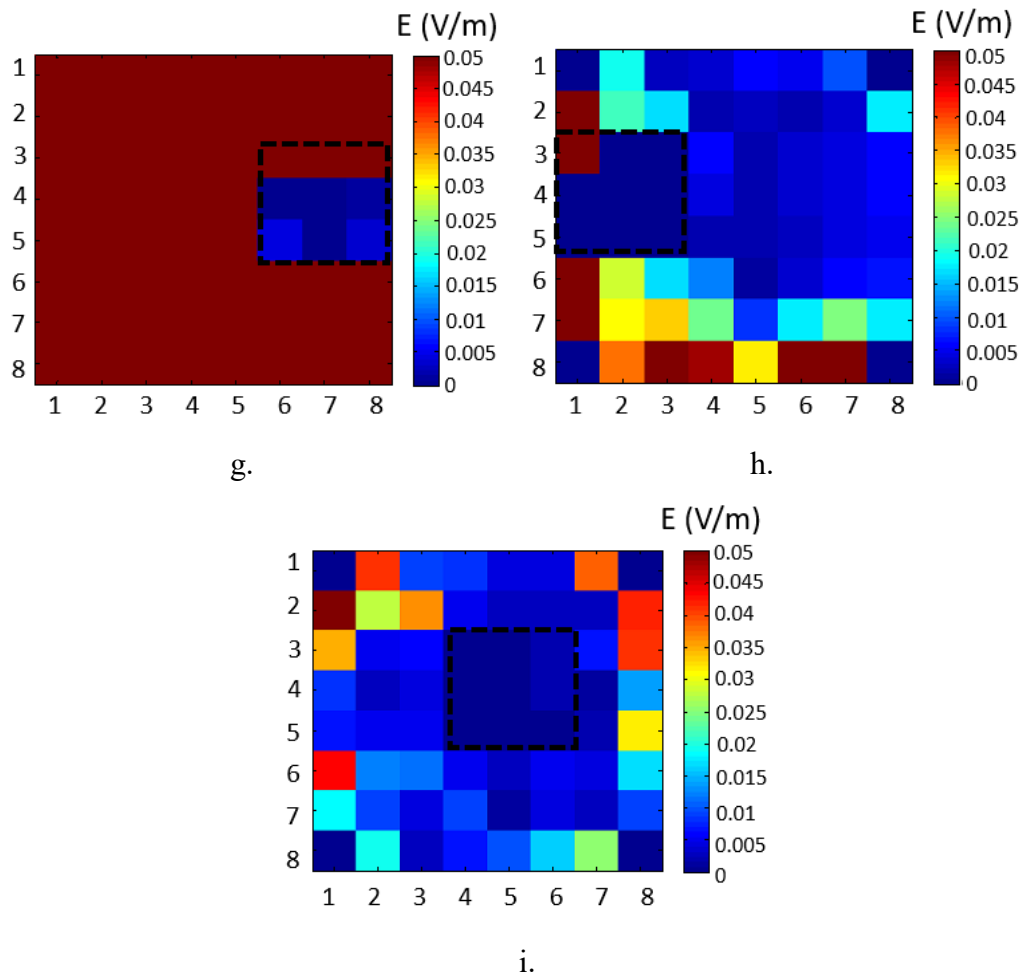
Tabel 4.1 Hasil simulasi perbandingan nilai rata-rata distribusi medan listrik pada titik persilangan *wire mesh* dengan variasi letak fantom

No	Letak fantom	Nilai medan listrik tanpa fantom (V/m)	Nilai medan listrik dengan fantom (V/m)
1	Ujung kiri atas	0.01150	0.01081
2	Ujung kanan atas	0.96973	0.68376
3	Ujung kiri bawah	0.01952	0.00261
4	Ujung kanan bawah	0.02094	0.00345
5	Atas	0.01575	0.00264
6	Bawah	0.01031	0.00167
7	Kanan	1.26766	0.84961
8	Kiri	0.01941	0.01317
9	Tengah	0.01255	0.00045



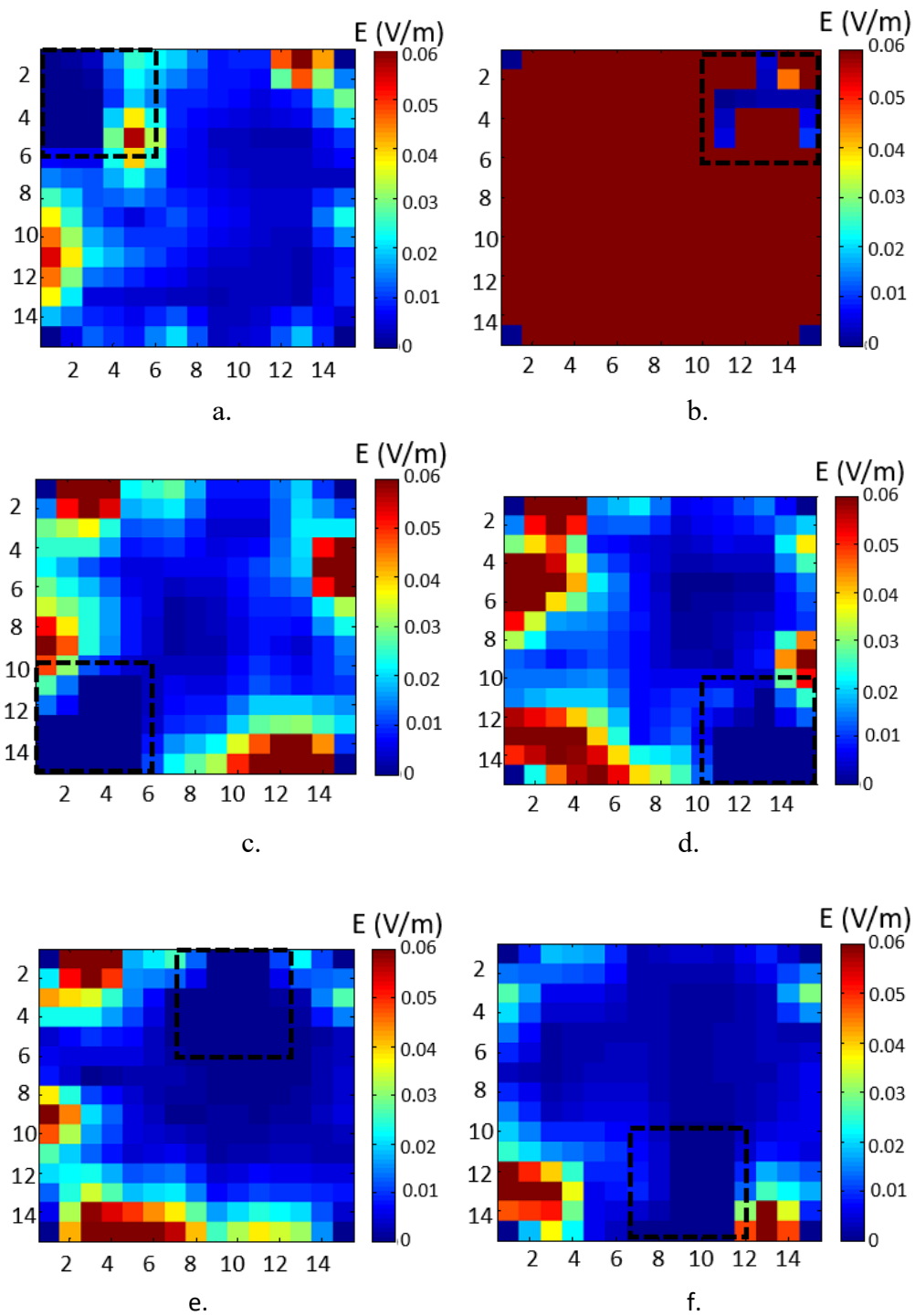


Gambar 4.14 Hasil simulasi tomografi distribusi medan listrik pada variasi letak fantom: (a) ujung kiri atas, (b) ujung kanan atas, (c) ujung kiri bawah, (d) ujung kanan bawah, (e) atas, (f) bawah

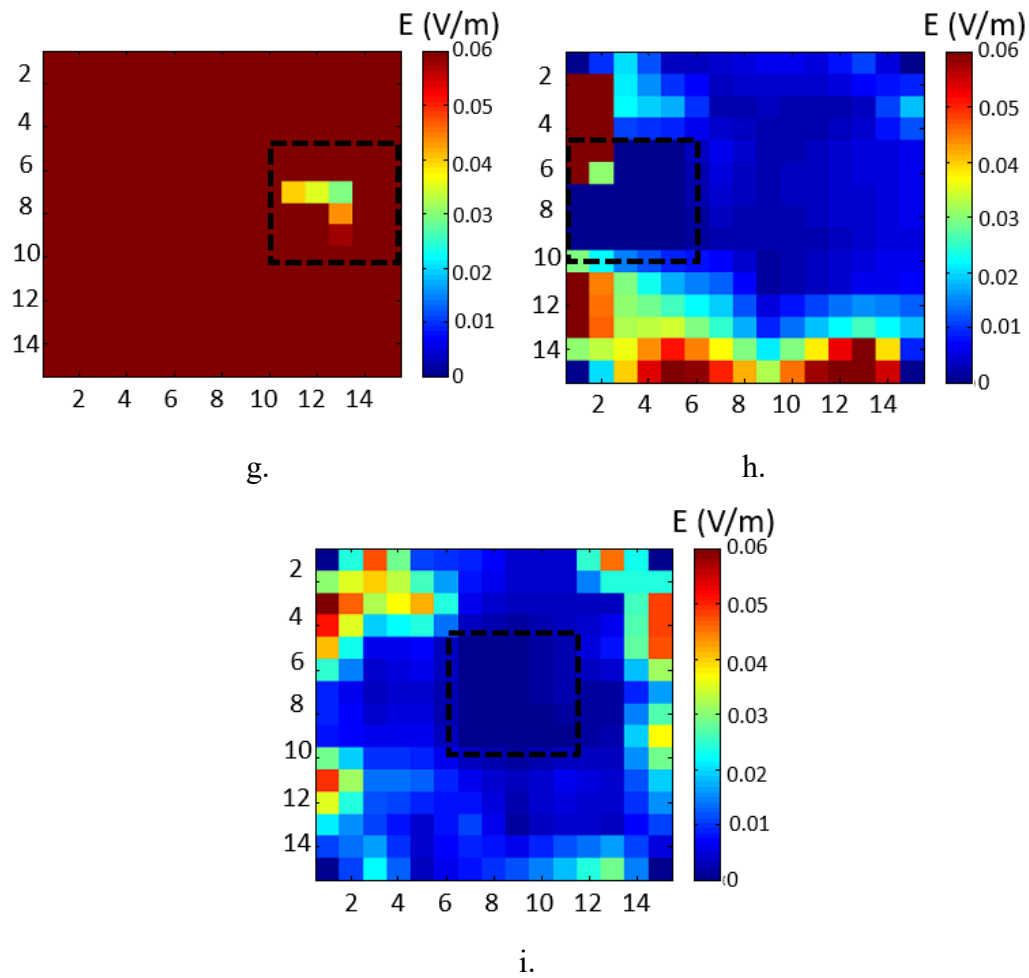


Gambar 4.14 (lanjutan) Hasil simulation tomografi distribusi medan listrik pada variasi letak pada: (g) kanan, (h) kiri, (i) tengah

Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada WMS  $8 \times 8$  dengan variasi letak fantom dapat dilihat pada Tabel 4.2 dan Gambar 4.15. Nilai medan listrik pada titik persilangan *wire mesh* yang ada fantom relatif lebih rendah dibandingkan nilai medan listrik pada titik persilangan *wire mesh* yang tidak ada fantom. Pada fantom yang terletak di tengah, nilai rata-rata medan listrik pada titik persilangan *wire mesh* yang ada fantom adalah 0.000511 V/m sedangkan nilai rata-rata medan listrik pada titik yang tidak ada fantom adalah 0.014475 V/m.



Gambar 4.15 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada variasi letak fantom: (a) ujung kiri atas, (b) ujung kanan atas, (c) ujung kiri bawah, (d) ujung kanan bawah, (e) atas, (f) bawah



Gambar 4.15 (lanjutan) Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada variasi letak fantom: (g) kanan, (h) kiri, (i) tengah

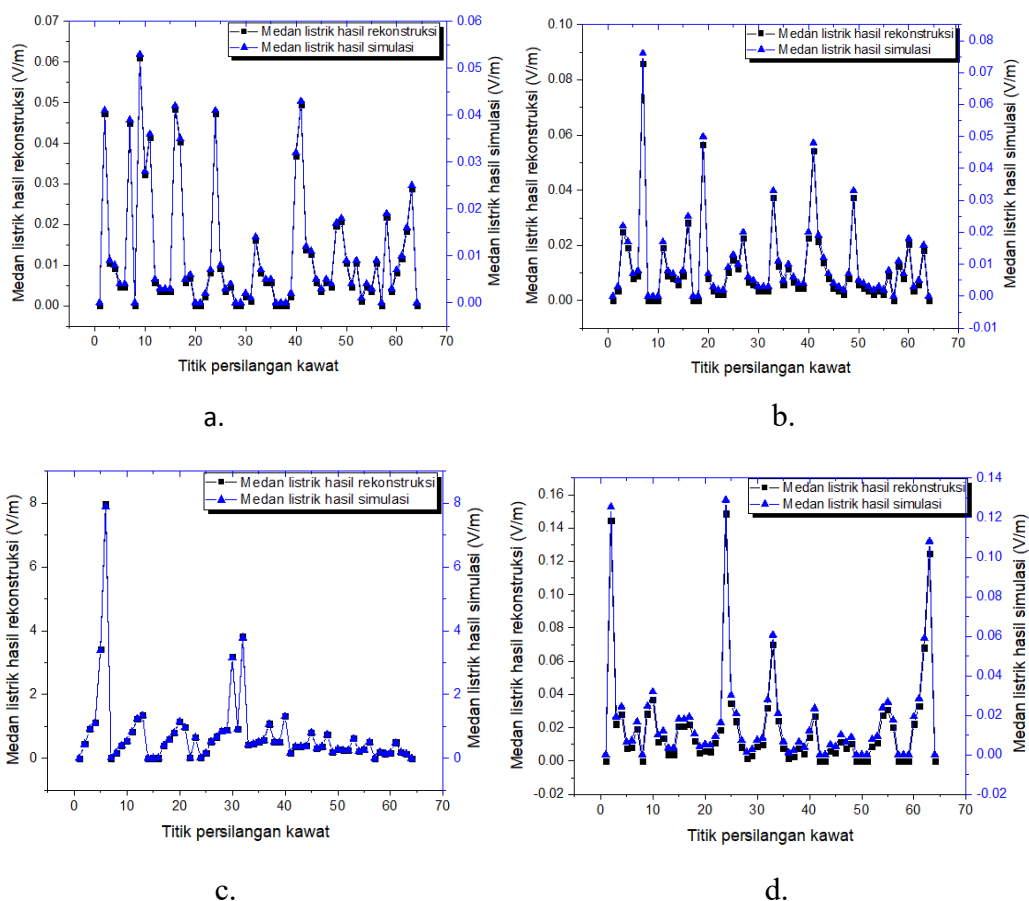
Tabel 4.2. Hasil rekonstruksi perbandingan nilai rata-rata distribusi medan listrik pada titik persilangan *wire mesh* dengan variasi letak fantom

No	Lokasi fantom	Nilai medan listrik tanpa fantom (V/m)	Nilai medan listrik dengan fantom (V/m)
1	Ujung kiri atas	0.011556	0.011540
2	Ujung kanan atas	0.981800	0.692264
3	Ujung kiri bawah	0.022507	0.003011
4	Ujung kanan bawah	0.024138	0.003967
5	Atas	0.016893	0.002822
6	Bawah	0.011595	0.001889
7	Kanan	1.461746	0.979690
8	Kiri	0.020111	0.013644
9	Tengah	0.014475	0.000511

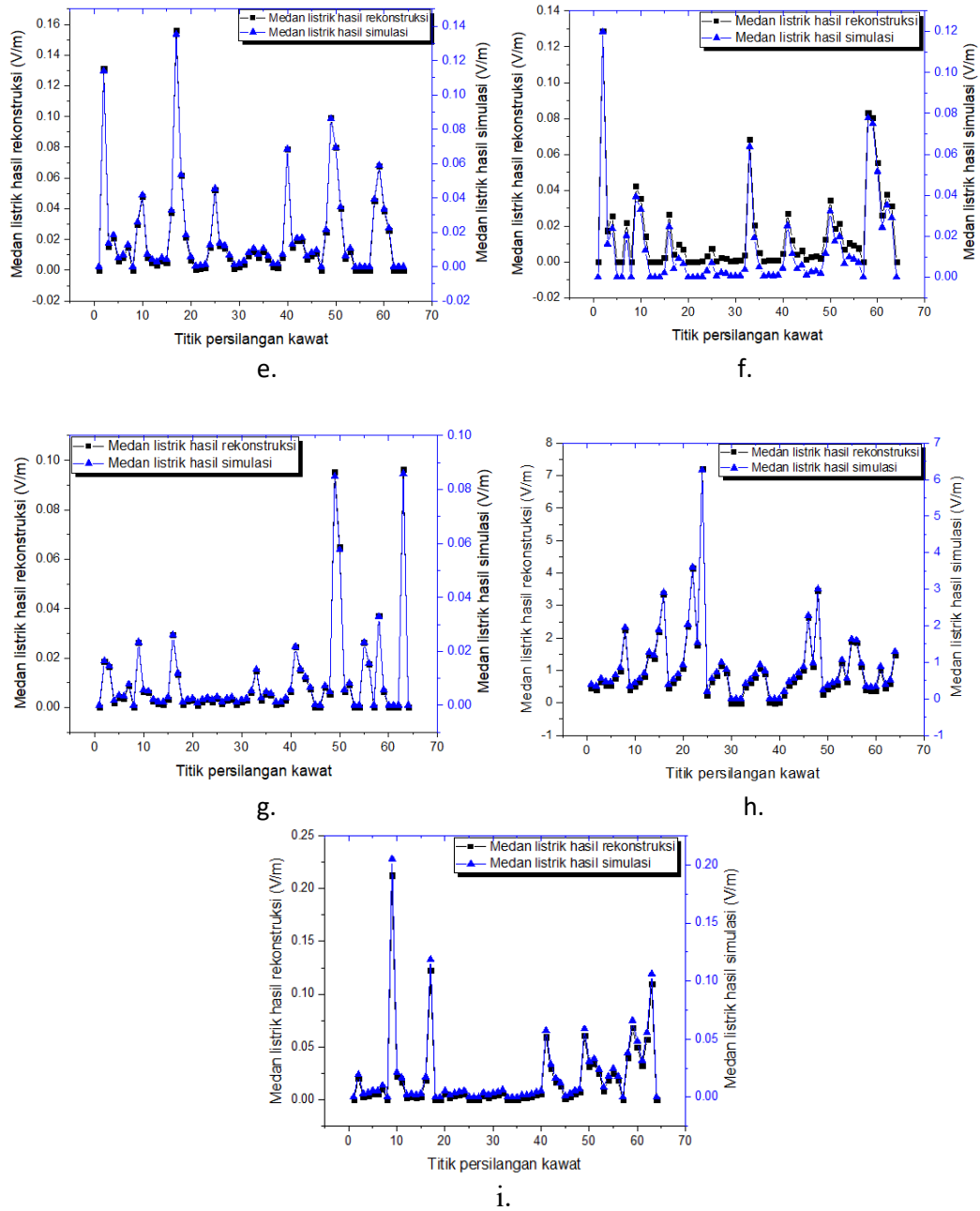
Nilai distribusi medan listrik hasil rekonstruksi dibandingkan dengan nilai distribusi medan listrik hasil simulasi dapat dilihat pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.16. Nilai *Error*, *RMSE* dan *NCC* diperoleh menggunakan persamaan (2.17), (2.18), (2.19).

Tabel 4.3 Perbandingan nilai medan listrik antara simulasi dan rekonstruksi

No	Letak Fantom	Error (%)	RMSE (%)	NCC (%)
1	Tengah	15.375	0.26	99.99
2	Ujung kiri atas	12.945	0.22	99.99
3	Ujung kanan atas	1.244	1.69	100.00
4	Ujung kiri bawah	15.308	0.48	99.99
5	Ujung kanan bawah	15.293	0.5	99.99
6	Atas	7.236	0.19	99.99
7	Bawah	12.467	0.24	99.99
8	Kanan	15.310	20.61	100.00
9	Kiri	3.631	0.14	99.99



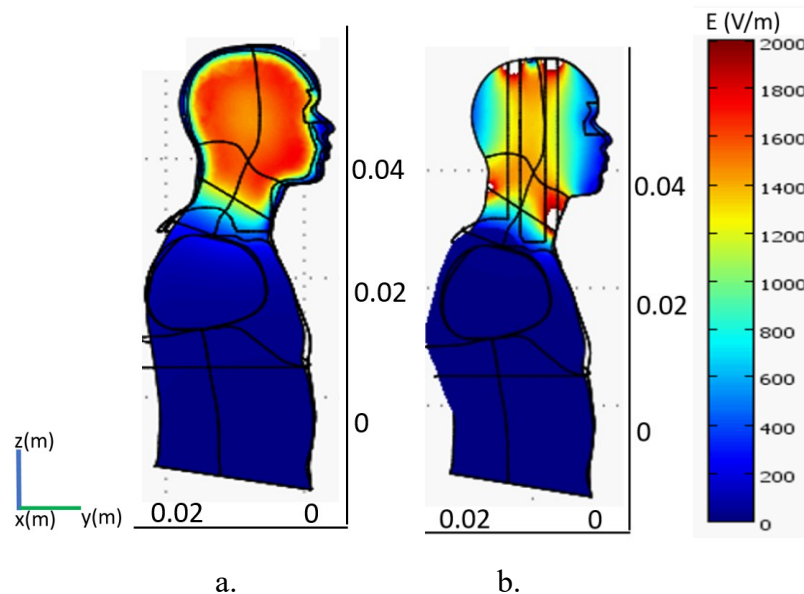
Gambar 4.16 Perbandingan nilai medan listrik antara hasil simulasi dan rekonstruksi pada letak fantom : (a) tengah, (b) ujung kiri atas, (c) ujung kanan atas, (d) ujung kiri bawah



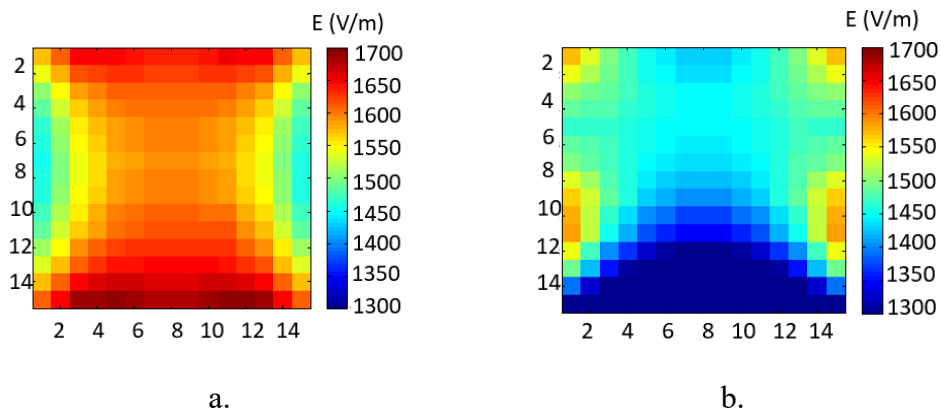
Gambar 4.16 (lanjutan). Perbandingan nilai medan listrik antara hasil simulasi dan rekonstruksi pada letak fantom : (e) ujung kanan bawah, (f) atas, (g) bawah, (h) kanan, (i) kiri

### 4.3 Distribusi Medan Listrik pada Sistem Perencanaan Terapi ECCT

Hasil simulasi model kepala 3D pada helmet-1 dan helmet-2 ECCT pada medium udara dapat dilihat pada Gambar 4.17. Perbedaan desain elektroda antara helmet-1 dan helmet-2 memberikan pola distribusi medan listrik yang berbeda. Gambar 4.17 menunjukkan distribusi medan listrik pada model kepala manusia tanpa WMS, dengan warna merah mengindikasikan medan listrik yang paling tinggi dan warna biru mengindikasikan medan listrik yang paling rendah. ECCT helmet-1 menghasilkan distribusi medan listrik tertinggi sepanjang sumbu  $y$ , sedangkan ECCT helmet-2 menghasilkan distribusi medan listrik tertinggi sepanjang sumbu  $x$ . Gambar 4.17 dan 4.18 menunjukkan distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT pada model kepala manusia dengan medium udara. Untuk Gambar 4.18 menunjukkan hasil simulasi distribusi medan listrik menggunakan *wire mesh* tomografi. Nilai rata-rata medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT helmet-1 pada medium udara adalah 1585.72 V/m, sedangkan nilai rata-rata medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT helmet-2 adalah 1413.28 V/m.



Gambar 4.17 Hasil simulasi distribusi medan listrik pada ECCT (tampak samping) : (a) helmet-1 dan (b) helmet-2



Gambar 4.18 Hasil simulasi distribusi medan listrik menggunakan *wire-mesh* tomografi (tampak atas) pada medium udara dengan tipe ECCT: (a) helmet-1 and (b) helmet-2

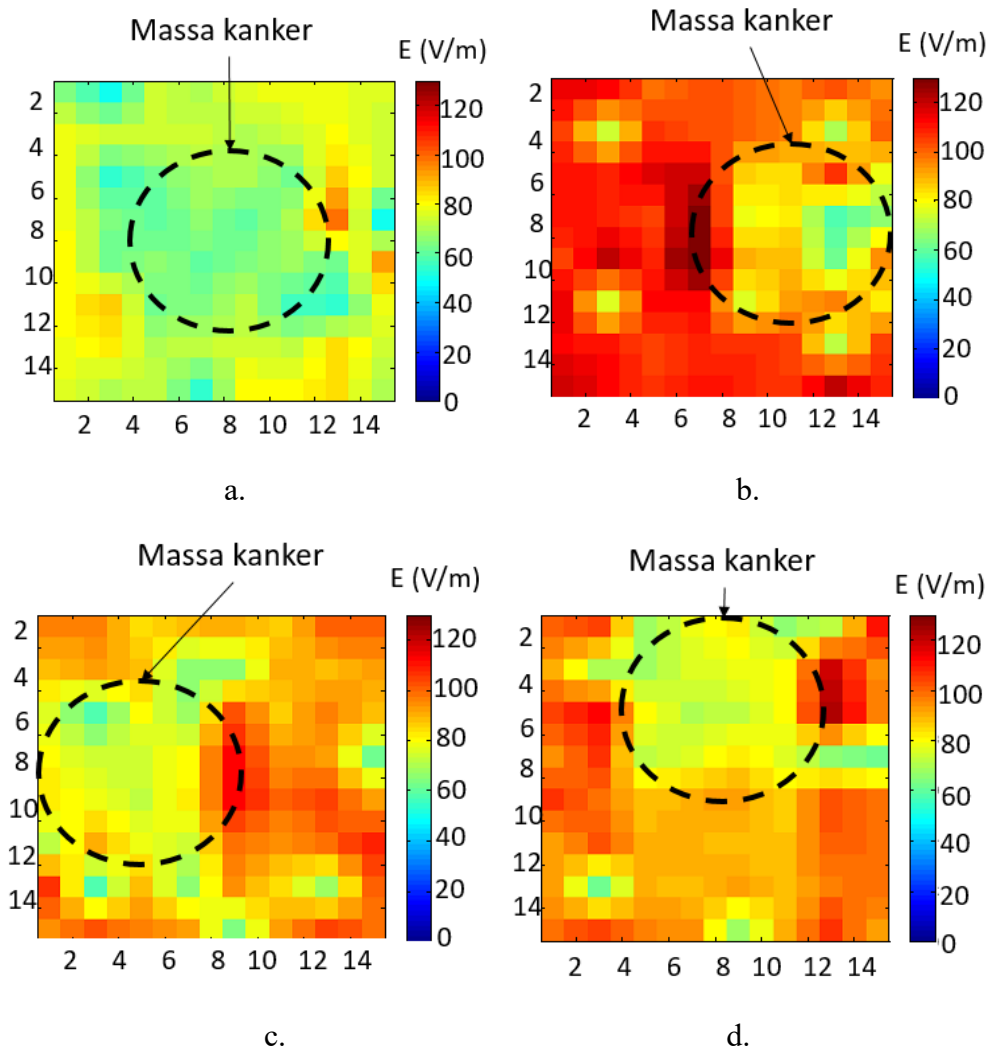
Gambar 4.18 menunjukkan perbedaan pola distribusi medan listrik antara ECCT helmet-1 dan helmet-2 dalam bentuk tomografi dengan *wire mesh*. Perbedaan pola distribusi medan listrik ini terjadi karena perbedaan desain elektroda antara helmet-1 dan helmet-2. Perbedaan desain elektroda ini akan menyebabkan perbedaan arah medan listrik. Alamsyah dkk melaporkan bahwa meningkatkan jumlah arah medan listrik melalui posisi pasangan elektroda kapasitif menghasilkan efek anti-proliferasif yang lebih banyak pada ECCT melalui metode *in vivo* dengan hasil lebih dari 67%.

Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada anatomi kepala dalam hal ini medium *grey matter* dan massa kanker dalam bentuk tomografi dengan ECCT helmet-1 dapat dilihat pada Gambar 4.19. Nilai rata-rata medan listrik pada medium anatomi yang merupakan jaringan kepala normal (*grey matter*) dengan nilai permitivitas  $\epsilon = 3221.8$  menggunakan helmet-1 ECCT adalah 97.43 V/m. Sedangkan nilai medan listrik pada massa kanker dengan nilai permitivitas  $\epsilon = 5000$  adalah 80.58 V/m. Terjadi penurunan nilai medan listrik pada massa kanker dibandingkan dengan *grey matter*. Hal ini terjadi karena nilai permitivitas relatif massa kanker lebih besar dibandingkan dengan *grey matter*. Ini sesuai dengan Teori Gauss bahwa nilai permitivitas berbanding terbalik dengan nilai medan listrik.

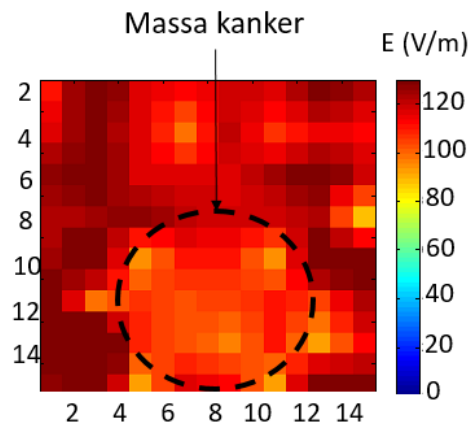


$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0}$$

Gambar 4.19(a) menunjukkan distribusi medan listrik yang dihasilkan ECCT helmet-1 pada medium *grey matter* dan letak massa kanker di tengah. Nilai rata-rata medan listrik pada tomografi ini adalah 73.82 V/m pada *grey matter* dan 64.27 V/m pada massa kanker. Gambar 4.19(b) menunjukkan distribusi medan listrik yang dihasilkan ECCT helmet-1 pada medium *grey matter* dan massa kanker yang terletak di sebelah kanan. Nilai rata-rata medan listrik pada tomografi ini adalah 106.30 V/m pada *grey matter* dan 82.60 V/m pada massa kanker.



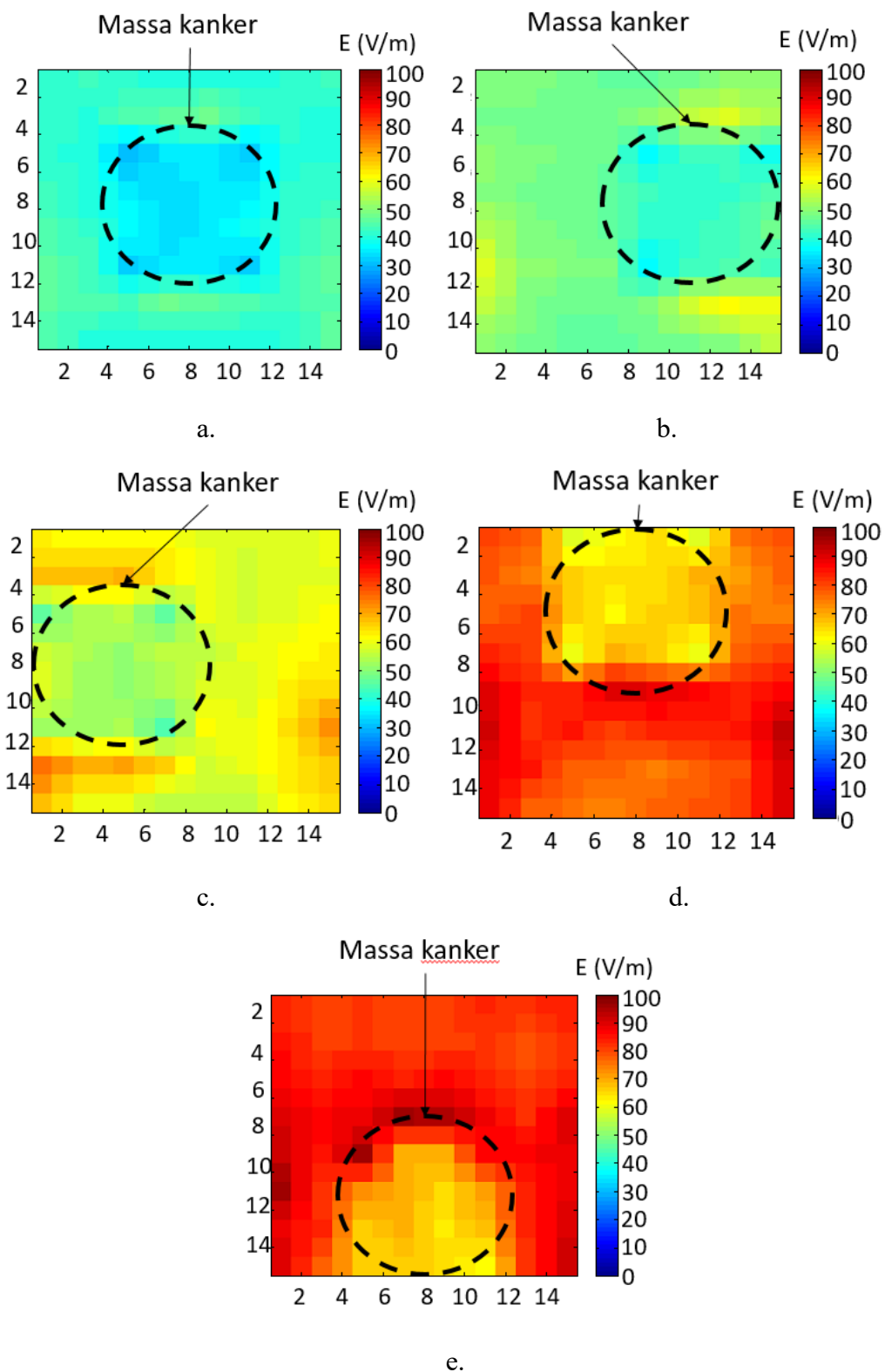
Gambar 4.19 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada anatomi kepala menggunakan ECCT helmet-1 dengan variasi letak massa kanker: (a) tengah.



e.

Gambar 4.19 (lanjutan) Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada anatomi kepala menggunakan ECCT helmet-1 dengan variasi letak massa kanker: (e) bawah

Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada anatomi kepala (*grey matter*) dan massa kanker dalam bentuk tomografi menggunakan ECCT helmet-2 dapat dilihat pada Gambar 4.20. Nilai rata-rata medan listrik pada *grey matter* adalah 64.20 V/m sedangkan pada massa kanker adalah 52.65 V/m. Terjadi penurunan nilai medan listrik pada massa kanker dibandingkan pada *grey matter*. Hal ini terjadi karena nilai permitivitas relatif massa kanker lebih besar dibandingkan dengan nilai permitivitas relatif *grey matter*. Hal ini sesuai dengan Hukum Gauss bahwa nilai medan listrik berbanding terbalik dengan nilai permitivitas. Hal ini juga sesuai dengan penelitian Andiani dkk. dan penelitian Handriyanto bahwa nilai medan listrik pada anatomi kepala normal lebih besar dibandingkan nilai medan listrik pada massa kanker.



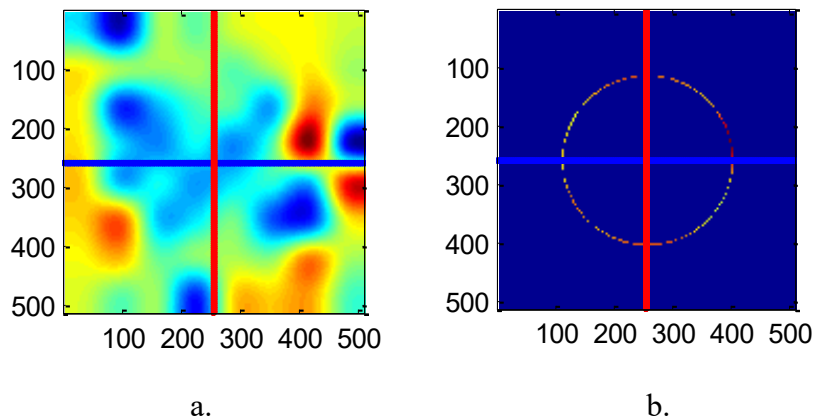
Gambar 4.20 Hasil rekonstruksi distribusi medan listrik pada anatomi kepala menggunakan ECCT helmet-2 dengan variasi letak kanker : (a) tengah, (b) kanan, (c) kiri, (d) atas, dan (e) bawah.

Nilai rata-rata medan listrik menggunakan ECCT helmet-1 dan helmet-2 pada *grey matter* dan massa kanker dengan lima variasi pada Gambar 4.19 dan Gambar 4.20 dirangkum dalam Tabel 4.4. Berdasarkan Tabel 4.4 ECCT helmet-1 menghasilkan nilai medan listrik lebih besar dibandingkan dengan helmet-2. ECCT helmet-1 menghasilkan nilai medan listrik yang terbesar pada massa kanker yang terletak di bawah dan kanan. Sedangkan helmet-2 menghasilkan nilai medan listrik yang terbesar pada massa kanker yang terletak di atas dan bawah.

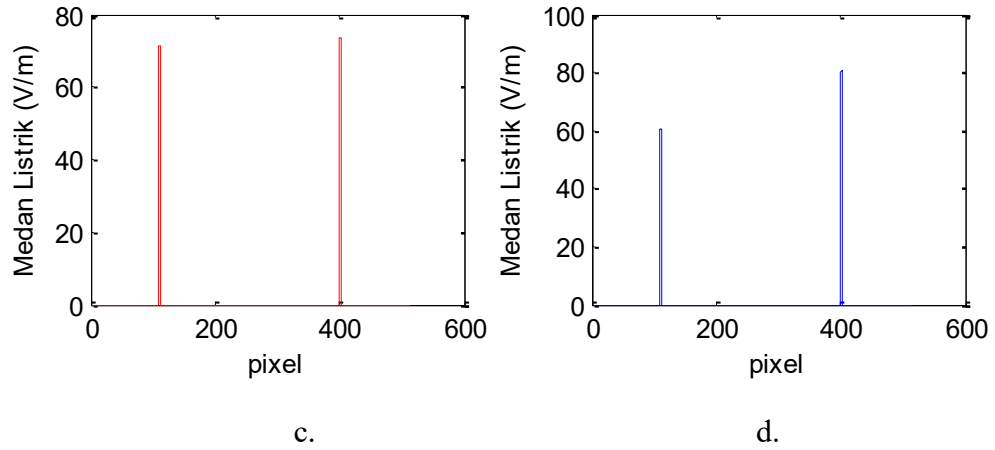
Tabel 4.4. Nilai rata-rata distribusi medan listrik pada *grey matter* dan massa kanker dengan menggunakan ECCT helmet-1 dan helmet-2

No	Posisi massa kanker	ECCT helmet-1 (V/m)		ECCT helmet-2 (V/m)	
		<i>Grey matter</i>	Massa kanker	<i>Grey matter</i>	Massa kanker
1.	Tengah	73.82	64.27	42.42	34.40
2.	Kanan	106.3	82.60	50.09	41.92
3.	Kiri	91.07	76.36	62.08	52.36
4.	Atas	93.84	75.51	81.33	64.05
5.	Bawah	122.10	104.15	85.09	70.50

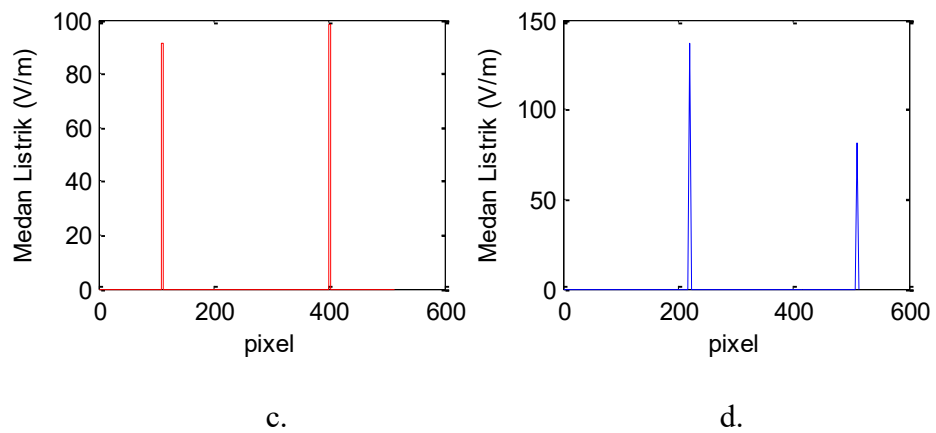
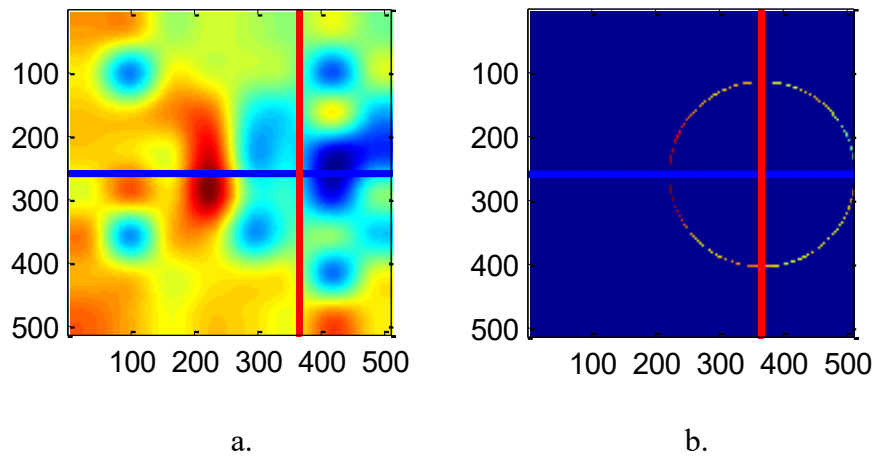
Bentuk tomografi hasil rekonstruksi distribusi medan listrik dapat dibuat dengan resolusi lebih tinggi lagi menjadi  $512 \times 512$ . Nilai medan listrik pada batas pinggir massa kanker juga dapat diperoleh sebagai berikut.



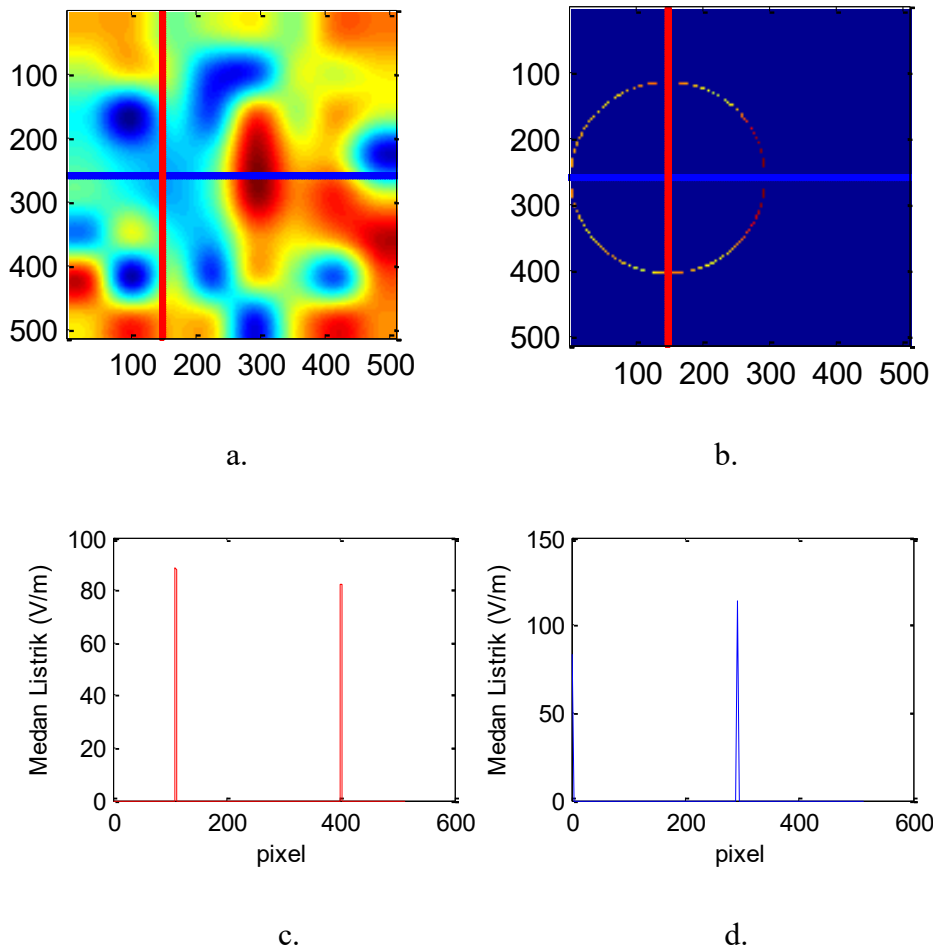
Gambar 4.21 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan massa kanker di tengah; (b) batas pinggir massa kanker



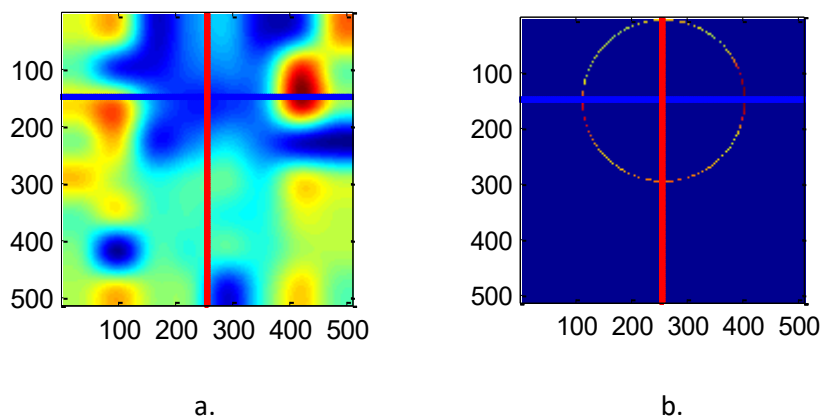
Gambar 4.21 (lanjutan) (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).



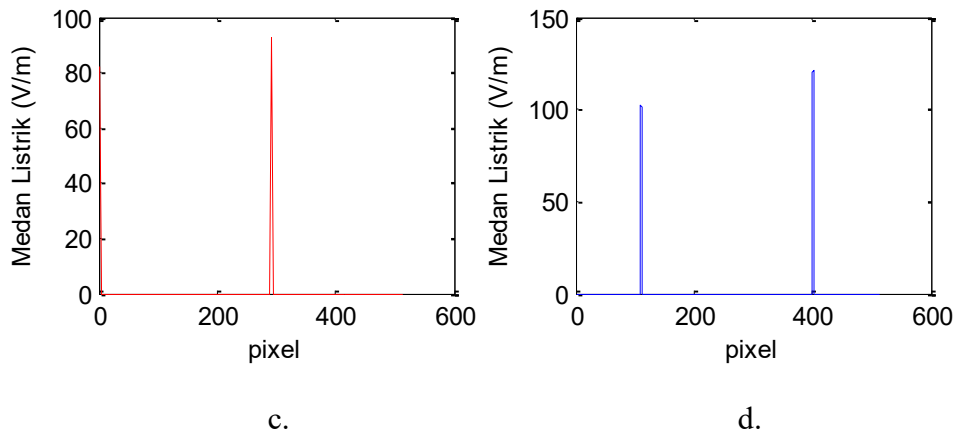
Gambar 4.22 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan massa kanker di kanan; (b) batas pinggir massa kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).



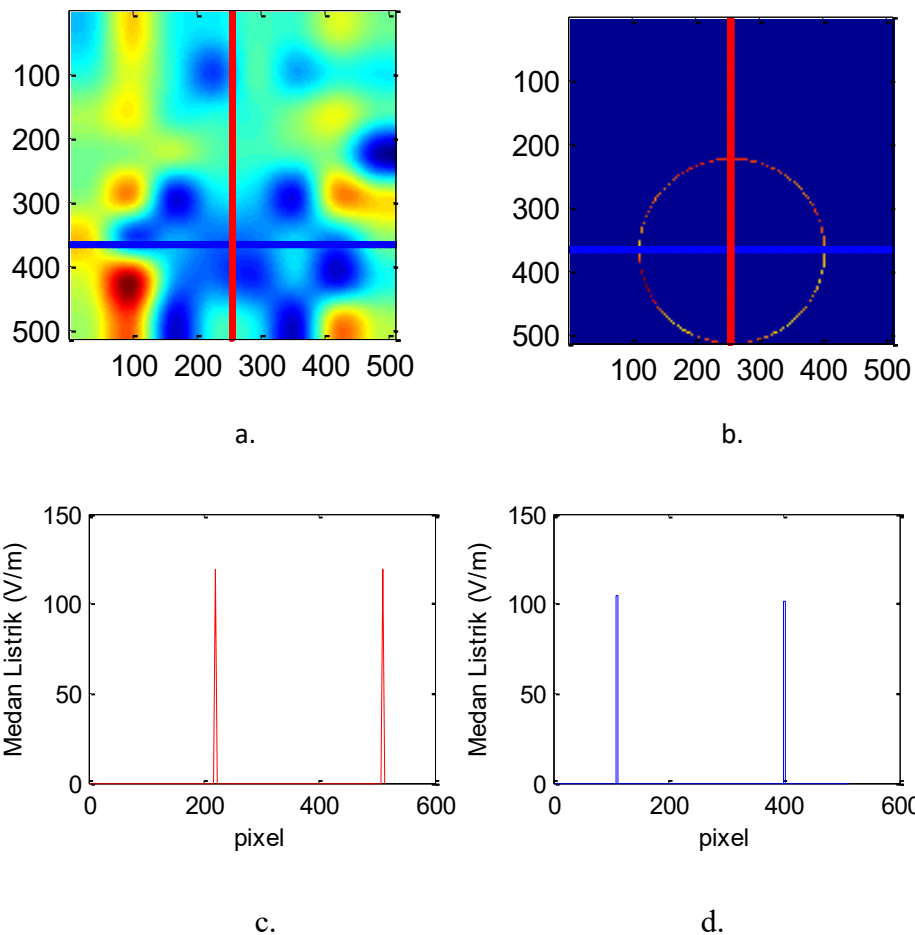
Gambar 4.23 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan massa kanker di kiri; (b) batas pinggir massa kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).



Gambar 4.24 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan massa kanker di atas; (b) batas pinggir massa kanker

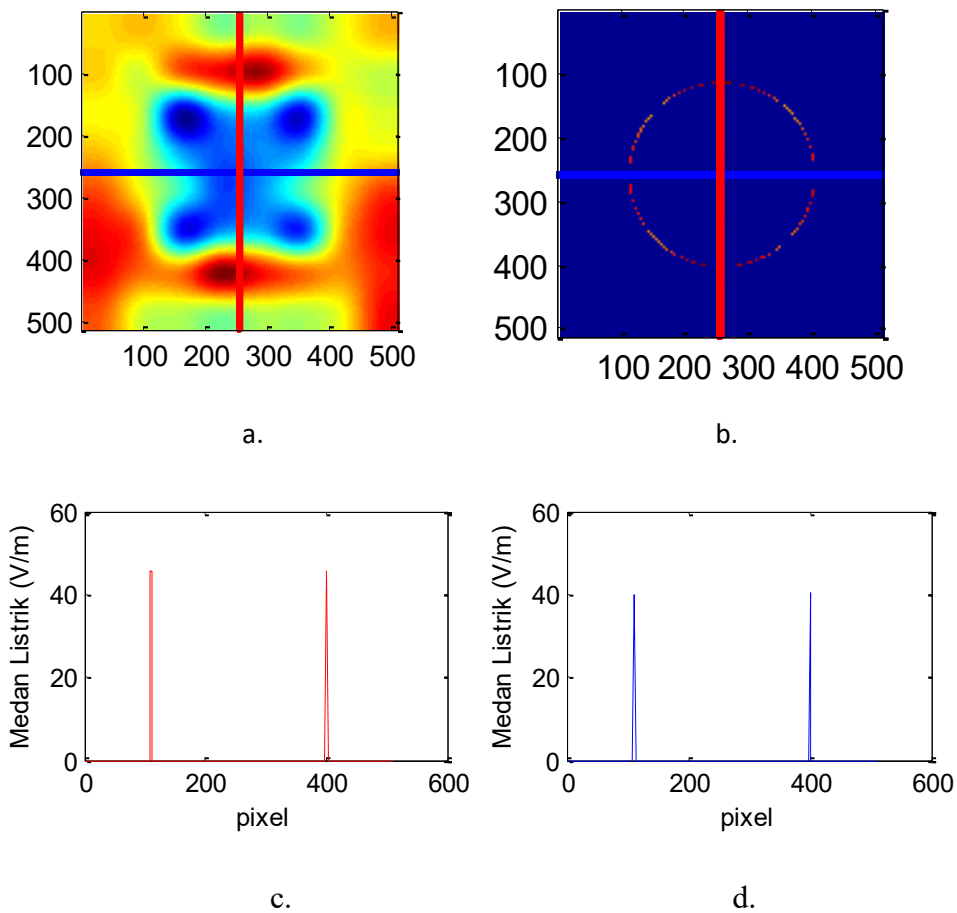


Gambar 4.24 (lanjutan) (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).



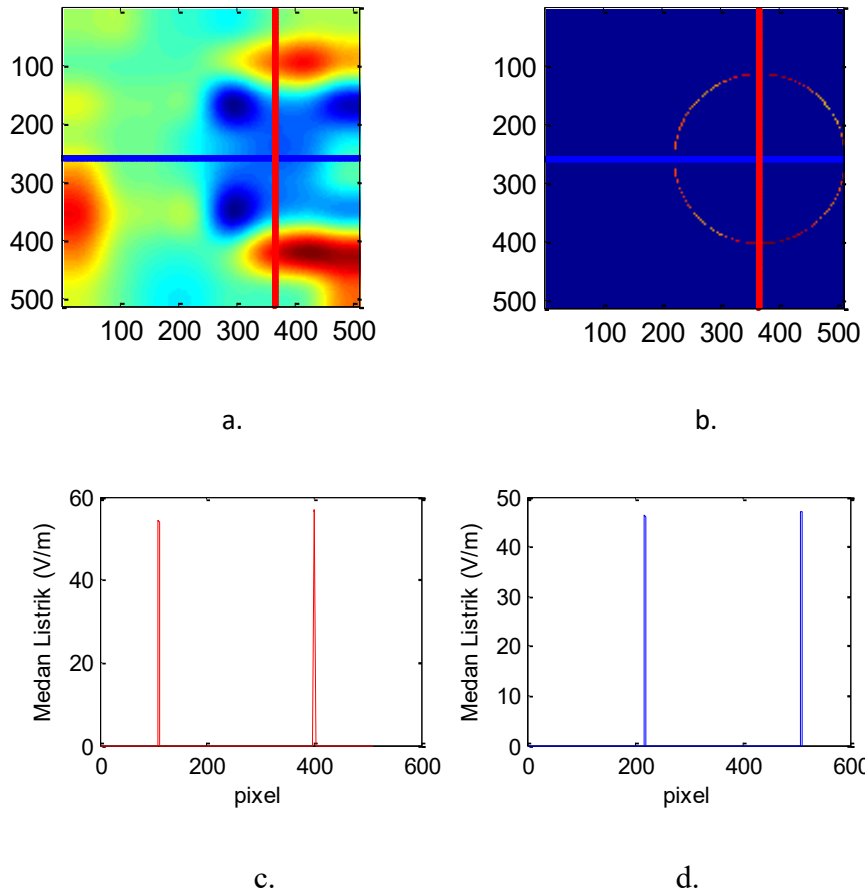
Gambar 4.25 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan massa kanker di bawah; (b) batas pinggir massa kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).

Nilai medan listrik pada batas pinggir massa kanker untuk tipe helmet-1 ECCT adalah berkisar 60–80 V/m untuk massa kanker di bagian tengah, berkisar 75–140 V/m untuk massa kanker di bagian kanan, 80–110 V/m untuk massa kanker di bagian kiri, berkisar 80–125 V/m untuk massa kanker di bagian atas, berkisar 100–125 V/m untuk massa kanker di bagian bawah. Gambar 4.21 sampai 4.25 adalah distribusi medan listrik pada helmet-1 ECCT dengan variasi letak kanker, sedangkan distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan variasi letak kanker dapat dilihat pada Gambar 4.26 sampai 4.30.

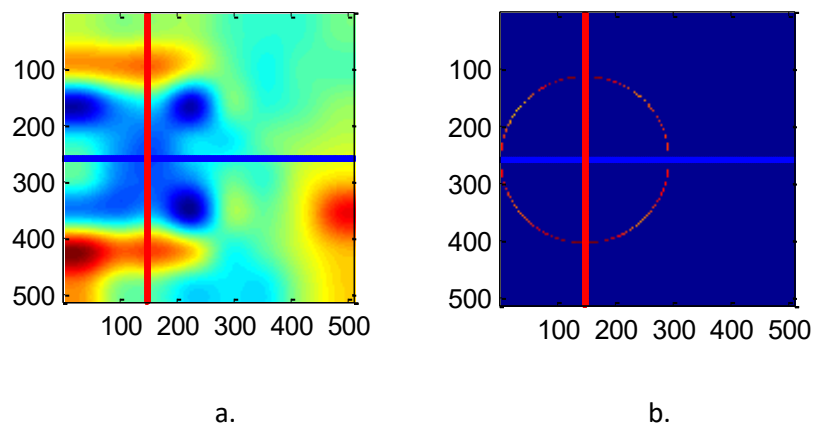


Gambar 4.26 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan massa kanker di tengah; (b) batas pinggir massa kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).

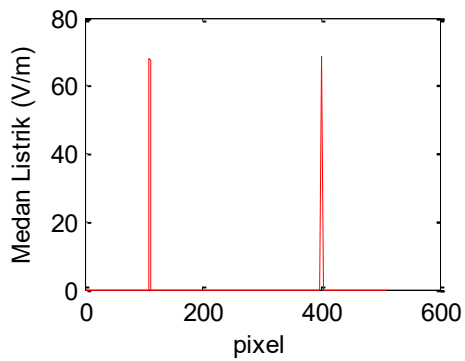




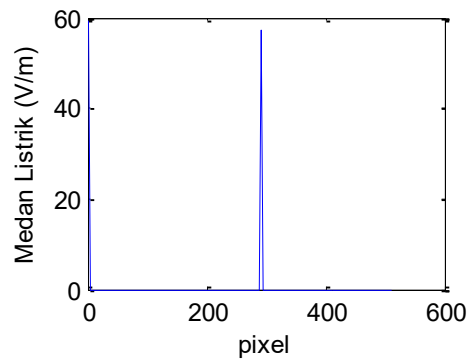
Gambar 4.27 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan massa kanker di kanan; (b) batas pinggir massa kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).



Gambar 4.28 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan massa kanker di kiri; (b) batas pinggir massa kanker

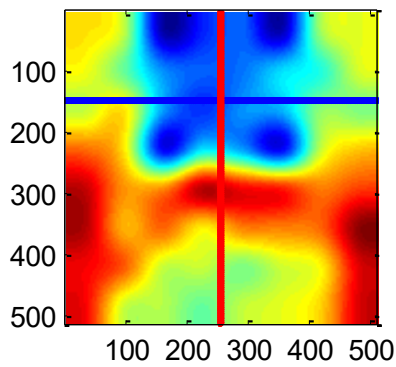


c.

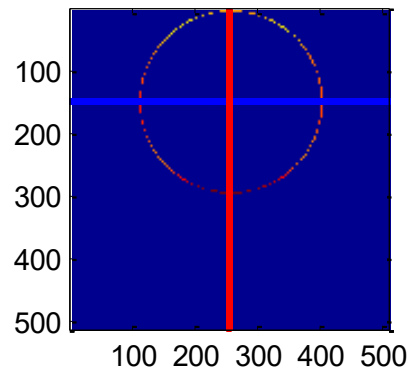


d.

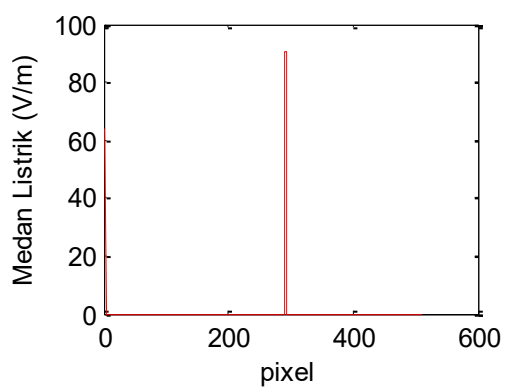
Gambar 4.28 (lanjutan)(c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).



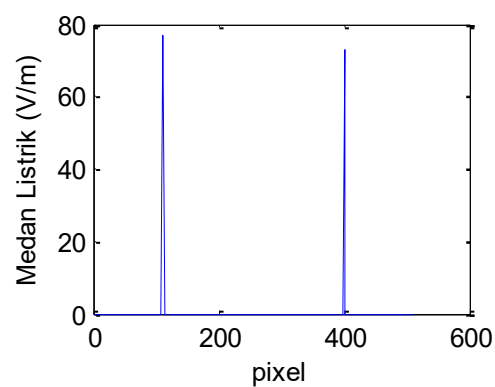
a.



b.

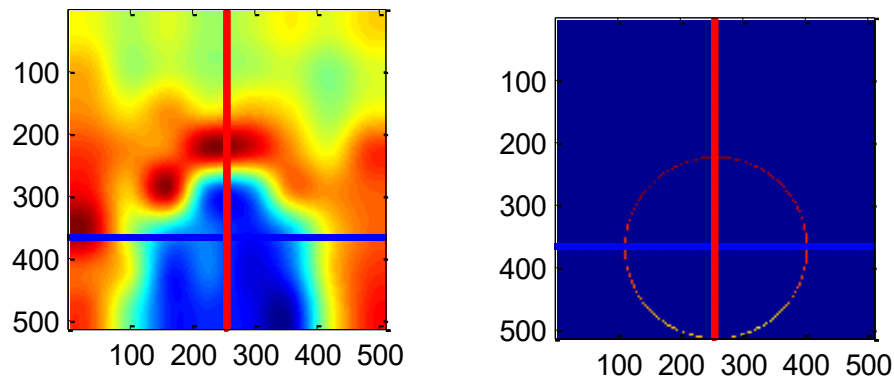


c.



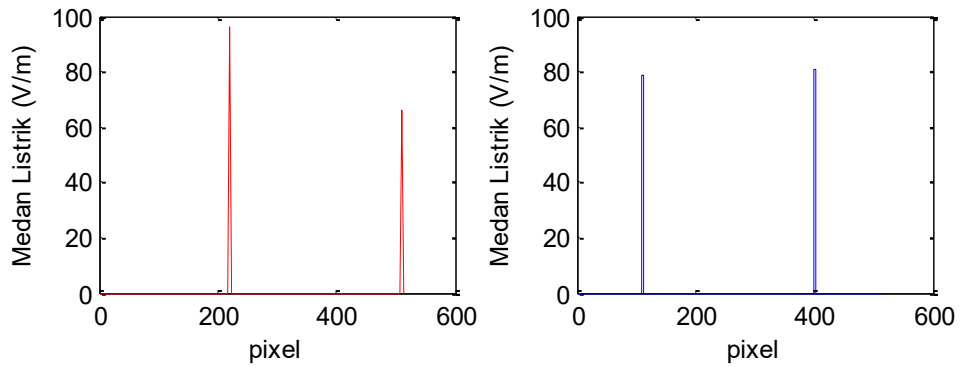
d.

Gambar 4.29 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan massa kanker di atas; (b) batas pinggir massa kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).



a.

b.



c.

d.

Gambar 4.30 (a) Tomografi distribusi medan listrik pada helmet-2 ECCT dengan massa kanker di bawah; (b) batas pinggir massa kanker; (c), (d) nilai medan listrik pada batas massa kanker dari garis lintang dan bujur di gambar (b).

Nilai medan listrik pada batas pinggir massa kanker untuk tipe helmet-2 ECCT adalah berkisar 40–50 V/m untuk massa kanker di bagian tengah berkisar 40–60 V/m untuk massa kanker di bagian kanan, berkisar 60–80 V/m untuk massa kanker di bagian kiri, berkisar 60–90 V/m untuk massa kanker di bagian atas dan berkisar 60–100 V/m untuk massa kanker di bagian bawah.

## Pembahasan

Distribusi medan listrik pada tiap titik persilangan *wire mesh* dapat dideteksi dengan simulasi dan eksperimen ketika diberikan sumber luar melalui pasangan elektroda kapasitif ECCT. Pada simulasi, nilai medan listrik pada tiap titik persilangan *wire mesh* dapat diperoleh secara langsung, sedangkan pada eksperimen, untuk mendapatkan nilai medan listrik pada tiap titik persilangan kawat membutuhkan rekonstruksi. Pada eksperimen, tiap *channel wire* bertindak sebagai *receiver* untuk mendapatkan medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT. Kemudian rekonstruksi dilakukan untuk mendapatkan distribusi medan listrik pada tiap titik persilangan *wire mesh*.

Pada variasi letak fantom dilakukan dengan sembilan variasi yaitu letak atas, bawah, kanan, kiri, tengah, ujung kanan atas, ujung kiri atas, ujung kanan bawah dan ujung kiri bawah. Hasil simulasi dan rekonstruksi berhasil mendapatkan distribusi medan listrik pada tiap titik persilangan kawat dengan hasil yang sesuai dengan letak fantom. Nilai medan listrik terendah diperoleh pada titik persilangan kawat yang ada fantom, sedangkan titik persilangan kawat yang lain yang tidak ada fantom relatif lebih besar. Hal ini sesuai dengan Teori Gauss bahwa nilai medan listrik berbanding terbalik dengan nilai permitivitas. Semakin besar nilai permitivitas maka semakin kecil nilai medan listrik. Nilai error pada tiap lokasi fantom berkisar dari 1.24%–15.38%, dengan nilai error terendah pada letak fantom di ujung kiri atas dan nilai *error* tertinggi pada letak fantom di tengah. Nilai *root mean square error* (RMSE) berkisar dari 0.14%–20.16% dan nilai *normalized cross correlation* (NCC) berkisar dari 99.99%–100%.

ECCT helmet-1 menghasilkan nilai medan listrik lebih besar dibandingkan dengan helmet-2. ECCT helmet-1 menghasilkan nilai medan listrik yang terbesar pada massa kanker yang terletak di bawah dan kanan, sedangkan helmet-2 menghasilkan nilai medan listrik yang terbesar pada massa kanker yang terletak di atas dan bawah. Sehingga ECCT helmet-1 lebih optimal digunakan untuk pasien dengan letak kanker di kanan dan bawah, sedangkan ECCT helmet-2 lebih optimal digunakan untuk pasien dengan letak kanker di atas dan bawah.

Berdasarkan nilai medan listrik pada batas pinggir massa kanker untuk lima variasi letak massa kanker maka ECCT helmet-1 (60–140 V/m) dan helmet-2 (40–

100 V/m) dapat digunakan untuk terapi kanker *astrocytoma* dan *glioblastoma* karena untuk terapi kanker *astrocytoma* membutuhkan nilai medan listrik minimal 20 V/m pada batas pinggir massa kanker, dan terapi kanker *glioblastoma* membutuhkan nilai medan listrik minimal 35 V/m pada batas pinggir massa kanker.

Nilai kompensasi error pada penelitian ini menggunakan skor *severity* (*Sev*) sebagai salah satu analisa error yang signifikan. Hal ini berhubungan dengan hasil pengukuran medan listrik sebagai sumber error. Skor *severity* berhubungan langsung dengan error medan listrik. Nilai error kurang dari 10% diberi skor 1, nilai error antara 10% sampai 50% diberi skor 5 dan nilai error lebih dari 50 % diberi skor 10. Hasil kompensasi error pada dua tipe helmet ECCT dapat dilihat pada Tabel 4.5.

Table 4.5 Kompensasi error pada dua tipe helmet ECCT

No	Variasi posisi massa kanker	Nilai error pada ECCT helmet-1 (%)	$S_{ev}$	Nilai error pada ECCT helmet-2 (%)	$S_{ev}$
1.	Tengah	27.64	5	1.30	1
2.	Kanan	48.09	5	15.07	5
3.	Kiri	40.89	5	31.73	5
4.	Atas	40.40	5	47.80	5
5.	Bawah	55.31	10	49.98	5



## BAB V

### KESIMPULAN

Penelitian ini adalah berhasil mengembangkan teknik tomografi berbasis *wire mesh sensor* untuk mendapatkan kuantifikasi distribusi medan listrik dalam optimalisasi sistem perencanaan terapi ECCT.

1. Karakteristik sinyal listrik dari *wire mesh sensor* untuk pengukuran medan listrik pada jaringan tubuh manusia lebih rendah dibandingkan nilai medan listrik pada medium udara dengan perbandingan 82% pada WMS 8×8. Sementara pada WMS 3×3 dapat diperoleh pada 61.8%.
2. Rekonstruksi distribusi medan listrik menggunakan tomografi *wire mesh sensor* dapat diperoleh menggunakan model tubuh silinder dan model fantom kepala manusia dengan variasi letak massa kanker.
3. Distribusi medan listrik pada sistem perencanaan terapi ECCT menggunakan dua tipe helmet ECCT adalah nilai rata-rata medan listrik pada helmet-1 ECCT lebih besar dari helmet-2. ECCT helmet-1 lebih optimal digunakan untuk pasien dengan letak kanker di kanan dan bawah, sedangkan ECCT helmet-2 lebih optimal digunakan untuk pasien dengan letak kanker di atas dan bawah.





## DAFTAR PUSTAKA

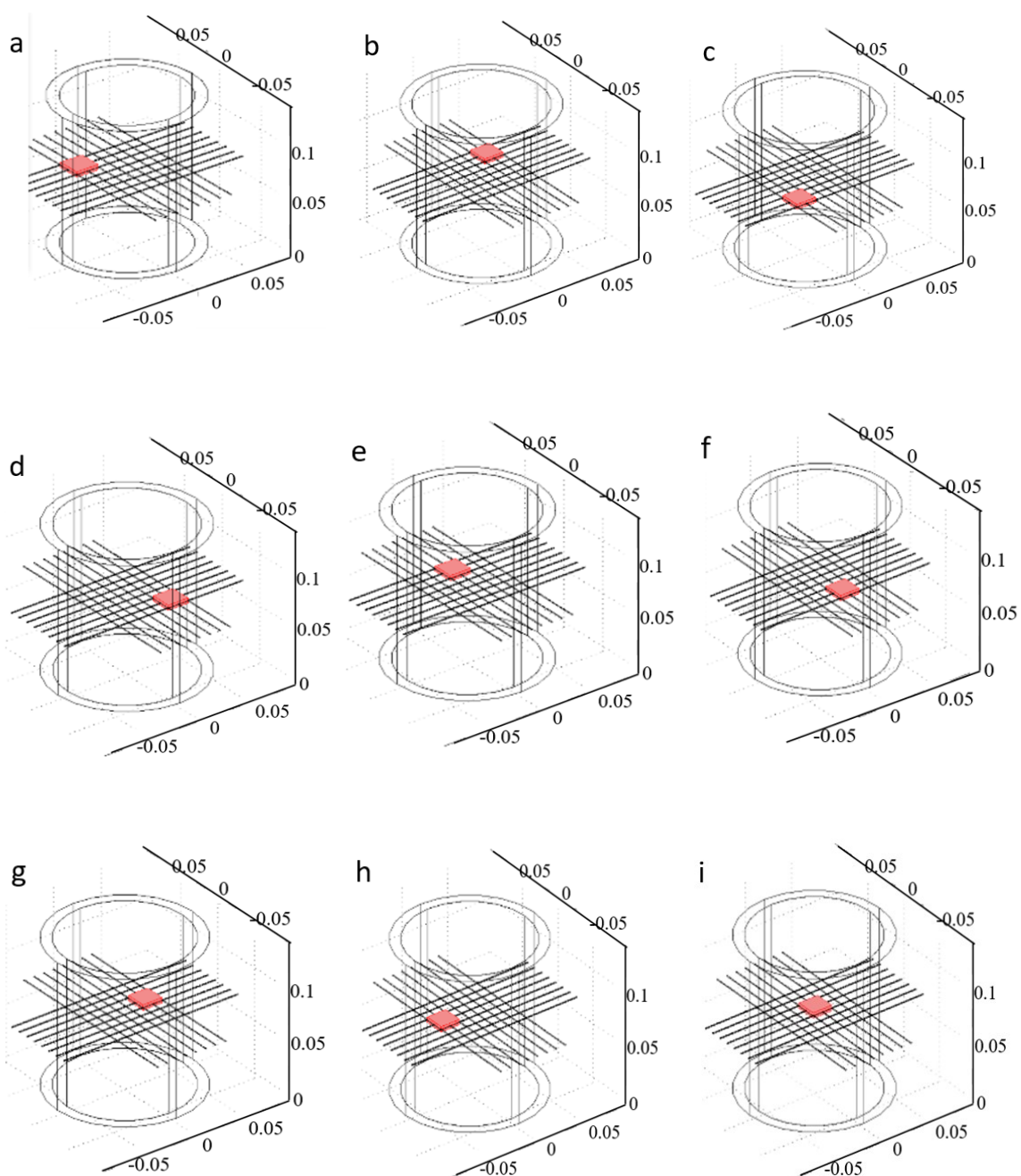
- Alamsyah, F., Ajrina, I.N., Dewi, F.N.A., Iskandriati, D., Prabandari, S.A., dan Warsito (2017) 'Antiproliferative Effect of Electric Fields on Breast Tumor Cells In Vitro and In Vivo', *Indonesian Journal of Cancer Chemoprevention*, 6(3), p. 71.
- Amdita, P., Warsito, dan Soejoko D.S. (2013) 'Evaluasi Desain Elektroda Kapasitif untuk Meningkatkan Efektivitas Electro Capacitive Cancer Treatment (ECCT) pada Terapi Kanker Payudara', *Jurnal Sains*.
- Andiani, L., Endarko, Al Huda, M., dan Warsito (2017) 'A novel method for analyzing electric field distribution of electro capacitive cancer treatment (ECCT) using wire mesh electrodes: A case study of brain cancer therapy', *EuroMediterranean Biomedical Journal*, 12(38), pp. 178–183.
- Azzopardi, B. J., Abdulkareem, L., Zhao, D., Thiele, S., da Silva, M. J., Beyer, M., dan Hunt, A. (2010) 'Comparison between Electrical Capacitance Tomography and Wire Mesh Sensor Output for Air/Silicone Oil Flow in a Vertical Pipe', *Industrial & Engineering Chemistry Research*, 49(18), pp. 8805–8811.
- Carr, L., Bardet, Sylvia M., Burke, Ryan C., Arnaud-Cormos, D., Leveque P., dan O'Connor R.P. (2017) 'Calcium-independent disruption of microtubule dynamics by nanosecond pulsed electric fields in U87 human glioblastoma cells', *Scientific Reports*. Nature Publishing Group, 7(7252), pp. 1–12.
- Cavanee Webster K, F B Furnari, M Nagane, 2000. Astrocytic Tumours Pathology Genetics. In Tumours of the Nervous System. Lyon : WHO IARC Press, pp 9-21
- Chen, P., Ji, Y. dan Jin, N. (2012) 'Study on Image Reconstruction Algorithms for Wire Mesh Tomography System', *Proceedings of Recent Advances in Computer Science and Information Engineering*. Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 133–138.
- EIS01, A. A. N. (2011) *Electrochemical impedance spectroscopy (EIS). Part 1 – Basic principles, Metrohm Autolab.B.V.*

- Geselowitz, D. B. (1971) 'An Application of Electrocardiographic Lead Theory to Impedance Plethysmography', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 18(1), pp. 38–41.
- Giladi, M., Weinberg, U., Schneiderman, R.S., Porat, Y., Munster, M., Voloshin, T., Blatt, R., Cahal, S., Itzhaki, A., Onn, A., Kirson, E.D., dan Palti, Y. (2014) 'Alternating Electric Fields (Tumor-Treating Fields Therapy) Can Improve Chemotherapy Treatment Efficacy in Non-Small Cell Lung Cancer Both In Vitro and In Vivo', *Seminars in Oncology*, 41, pp. S35–S41.
- Griffiths, D. J. (2013) *Introduction to Electrodynamics*. 4<sup>rd</sup> edition. United States of America: Pearson Education, Inc.
- Gupta, rijul (2014) *electrostatics - How do we conclude that polarized dielectric in electric field reduces overall field? - Physics Stack Exchange*.
- Handriyanto, M. (2013) 'Electro-Capacitive Cancer Treatment (ECCT) Effectiveness for Brain Cancer', Tugas Akhir, Universitas Indonesia.
- Holt Rose Marie, Kenneth R. Maravilla, 1996. *Supratentorial Gliomas : In Imaging Neurosurgery*. New York: McGraw-Hill, pp 753-775.
- Internet News Group, N. C. I. (2018) 'Oligodendroglioma', National Cancer Institute. [html](#).
- IRE (2009) 'Jumlah Penderita Kanker Anak Makin Meningkatkan', *Kompas*.
- Kartika, U. (2013) 'Penderita Kanker di Indonesia Meningkatkan', *Kompas*.
- Khoshnaw, D. K. T. dan Gaillard, A. P. F. (2018) 'ganglioglioma', *Radiopaedia*.
- Kirson, E. D., Gurchich Z., Schneiderman R., Dekel E., Itzhaki A., Wasserman Y., Schatzberger R., dan Palti Y. (2004) 'Disruption of cancer cell replication by alternating electric fields.', *Cancer research*, 64(9), pp. 3288–95.
- Kirson, E. D., Dbaly, V., Tovarys, F., Vymazal, J., Soustiel, J.F., Itzhaki, A., Mordechovich, D., Steinberg-Shapira, S., Gurchich, Z., Schneiderman, R., Wasserman, Y., Salzberg, M., Ryffel, B., Goldsher, D., Dekel, E., dan Palti, Y. (2007) 'Alternating electric fields arrest cell proliferation in animal tumor models and human brain tumors', *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(24), pp. 10152–10157.
- Kirsten, J. (2014) 'What is Mitosis, Stages of Mitosis, Steps of Mitosis', *Biology Explorer*. [html](#).

- Lionheart, W. R. B. (2001) 'Reconstruction Algorithms for Permittivity and Conductivity Imaging', in *Proceedings of the 2nd World Congress on Industrial Process Tomography (Hannover, Germany, August 2001)*, pp. 4–11.
- Miklavčič, D., Pavšelj, N. dan Hart, F. X. (2006) 'Electric Properties of Tissues', *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, pp. 1–12.
- Mobashsher, A. T. dan Abbosh, A. M. (2015) 'Artificial human phantoms: Human proxy in testing microwave apparatuses that have electromagnetic interaction with the human body', *IEEE Microwave Magazine*, 16(6), pp. 42–62.
- Mörk J Sverre, Knut Wester, 1998. Malignant Gliomas: Histological and Features, Invasion, and Relation to Clinical Symptoms. In *Brain Tumor Invasion*. Wiley-Liss, Inc. pp 89-110
- Ostrom, Q. T., Gittleman, H., Truitt, G., Boscia, A., Kruchko, C., dan Barnholz-Sloan, J.S. (2018) *CBTRUS Statistical Report : Primary Brain and Other Central Nervous System Tumors Diagnosed in the United states in 2011-2015, Neuro-Oncology*.
- Patnaik, S. (2019) 'Structure Human Brain and Structure of a nephron', *Topperlearning*.
- Pennstate (2009) 'Mitosis, Cell Division and the Cell Cycle - Biol 230 Master - Confluence'.
- Plante, A. (2011) 'How the Human Body Uses Electricity', *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, pp. 1016–1024.
- Prasser, H. M., Scholz, D. dan Zippe, C. (2001) 'Bubble size measurement using wire-mesh sensors', *Flow Measurement and Instrumentation*, 12, pp. 299–312.
- Rodriguez, I. H., Velasco Peña, H. F., Bonilla Riaño, A., Henkes, R. A.W.M., dan Rodriguez, O. M.H. (2015) 'Experiments with a Wire-Mesh Sensor for stratified and dispersed oil-brine pipe flow', *International Journal of Multiphase Flow*, 70.
- Sahudi, Alamsyah, F. dan Warsito (2017) 'Cell Death and Induced p53 Expression in Oral Cancer, HeLa, and Bone Marrow Mesenchyme Cells under the

- Exposure to Noncontact Electric Fields’, *Integrative Medicine International*. Karger Publishers, 4, pp. 161–170.
- Da Silva, M. J., Schleicher, E. dan Hampel, U. (2007) ‘Capacitance wire-mesh sensor for fast measurement of phase fraction distributions’, *Measurement Science and Technology*, 18(7), pp. 2245–2251.
- Society, N. B. T. (2018) ‘Tumor Types - National Brain Tumor Society’, *National Brain Tumor Society*.
- Splettstoesser, T. (2015) *Berkas Microtubule structure, Wikipedia ensiklopedia bebas*.
- Sudhakar, A. (2009) ‘History of Cancer, Ancient and Modern Treatment Methods’, *Journal of Cancer Science & Therapy*, 01(02), pp. i–iv.
- Thompson, L. and Campos, P. R. (2013) ‘A Head and Neck Simulator for Radiology and Radiotherapy’, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 60(3), pp. 1503–1511.
- Topfer, F. dan Oberhammer, J. (2015) ‘Millimeter-wave tissue diagnosis: The most promising fields for medical applications’, *IEEE Microwave Magazine*, 16(4), pp. 97–113.
- Velasco Pena, H. F. dan Rodriguez, O. M. H. (2015) ‘Applications of wire-mesh sensors in multiphase flows’, *Flow Measurement and Instrumentation*. Elsevier, 45, pp. 255–273.
- Warsito, Baidillah, M. R., Sulaiman, R. I., Ihsan, M. F., Yusuf, A., Widada, W., dan Aljohani, M. (2013) ‘Brain tumor detection using electrical capacitance volume tomography (ECVT)’, *International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, NER*, pp. 743–746.
- Warsito (2016) ‘Metode Kompensasi Kapasitansi Parasitik pada Tomografi Listrik’, *Patent*, PT. Ctech Lab Edwar Teknologi.
- Warsito, W., Marashdeh, Q. dan Fan, L. S. (2007) ‘Electrical capacitance volume tomography’, *IEEE Sensors Journal*, 7(4), pp. 525–535.
- Weerakkody, D. Y. dan Gaillard, A. P. F. (2017) ‘astrocytic tumor’, *Radiopaedia*.
- Zahner Messsysteme (2019) ‘EIS - Electrochemical Impedance Spectroscopy’. novocontrol Technologies.

## LAMPIRAN 1

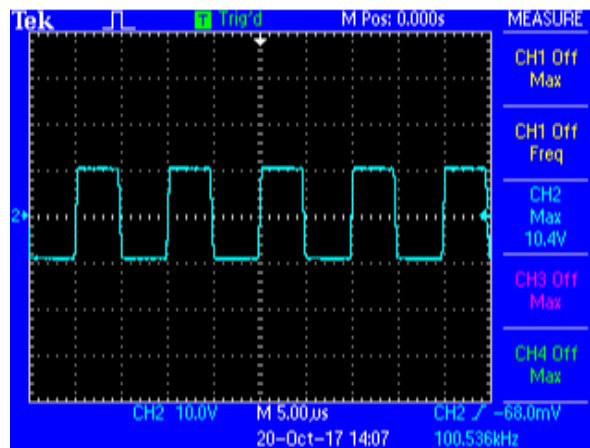


**Gambar simulasi variasi letak fantom: (a) ujung kiri atas, (b) ujung kanan atas, (c) ujung kiri bawah, (d) ujung kanan bawah, (e) atas, (f) bawah, (g) kanan, (h) kiri, dan (i) atas.**

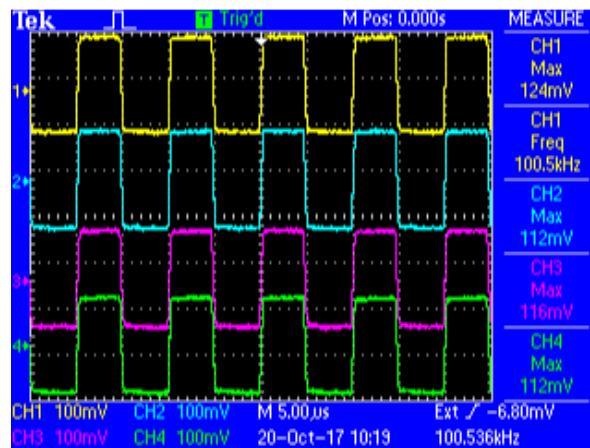
## LAMPIRAN 2



### Kegiatan Eksperimen



Sinyal listrik pada sumber tegangan dari elektroda ECCT



Sinyal listrik pada channel receiver WMS

## BIOGRAFI PENULIS



Nama : Anis Nismayanti  
Tempat/ Tgl Lahir : Donggala, 24 Mei 1984  
Pekerjaan : Dosen Universitas Tadulako  
Pangkat/Gol : Penata, IIIc  
Jabatan Fungsional : Lektor  
Masa Kerja : 13 tahun  
Alamat Kantor : Kampus Bumi Tadulako Tondo Palu Sulawesi Tengah  
Alamat Rumah : Jl Juanda No 12 Palu Sulawesi Tengah  
Status : Menikah (3 anak)  
Suami : Junaedi  
Anak : 1. Qo'id Muflih Salman  
2. Shofiyah Hani Mardhiyah  
3. Qonita Hana Mardhiyah

### A. Riwayat Pendidikan

1. Sekolah Dasar Negeri 10 Palu
2. Sekolah Menengah Pertama 2 Palu
3. Sekolah Menengah Atas 1 Palu
4. S1 Jurusan Teknik Fisika ITS
5. S2 Jurusan Fisika ITB

### B. Riwayat Pekerjaan

Dosen Fisika FMIPA Univesitas Tadulako sejak 2006 sampai sekarang

### C. Kegiatan Seminar dan Pelatihan

1. First Japanese-Indonesian Symposium on Integrated Medicine : ECCT and Immunotherapy, 21 Juli 2016.
2. Seminar International : Collaborative Seminar of Chemistry & Industry (CoSCI), 5-6 Oktober 2016.
3. Penulisan Artikel Ilmiah untuk Publikasi di Jurnal Internasional, 14 Desember 2016
4. Conference The 2nd International Biomedical Engineering, 24-26 Juli 2018

### D. Publikasi Ilmiah Selama Studi Program Doktor

1. Prosiding iBiomed 2018, The 2nd International Biomedical Engineering dengan judul: *Electric Field Distribution Measurement for electro-capacitive cancer therapy by using Wire Mesh Tomography*. Conference diadakan di Bali tanggal 24-26 Juli 2018.
2. Paper 1 *accepted* dan akan publish pada Jurnal Teknologi dari UTM Vol 81:5 September 2019 dengan judul : *A novel method for measurement of electric field in emulated human body tissue using wire mesh sensor*.
3. Paper 2 telah submit pada Jurnal AIMS Biophysics dengan judul : *Wire-mesh capacitance tomography for treatment planning system of electro-capacitive cancer therapy*. Status *under review*.