



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**PEMILIHAN SENSOR TIGA DIMENSI MULTI-STAGE  
SEBAGAI PENGEMBANGAN LEBIH LANJUT ELECTRICAL  
CAPACITANCE VOLUME TOMOGRAPHY (ECVT)**

**PUSPITA HUDANYANTI**

**0606068581**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**PROGRAM STUDI S1 FISIKA**

**DEPOK**

**JUNI 2010**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,  
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk  
telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Puspita Hudanyanti

NPM : 0606068581

Tanda Tangan :

Tanggal : 24 Juni 2010

## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Puspita Hudanyanti  
NPM : 0606068581  
Program studi : S1 Fisika  
Judul skripsi : Pemilihan Sensor Tiga Dimensi Multi-stage sebagai Pengembangan Lebih Lanjut Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT)

**Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi S1 Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia**

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dr. Warsito ( )

Pembimbing : Dwi Seno Kuncoro M.Si ( )

Penguji : Prof. Dr. Djarwani S. S ( )

Penguji : Dr. Sastra Kusumawijaya ( )

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 24 Juni 2010

## KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kehadirat **Allah SWT**, Tuhan semesta alam yang telah memberikan kemudahan dan karunia-Nya sehingga saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Sains Jurusan Fisika pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Penelitian ini memberikan banyak pelajaran pada saya. Banyak pihak yang turut membantu dan membimbing sampai akhirnya skripsi ini terselesaikan. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

1. Bapak **Dr. Warsito, M.Eng**, selaku Pembimbing I dan Direktur **Centre for Tomography Research (CTECH Labs)** yang telah memberikan kesempatan kepada penulis untuk bergabung dengan penelitian beliau dan dengan penuh kesabaran membimbing serta membina penulis untuk menyelesaikan skripsi ini;
2. Bapak **Dwi Seno K, M.Si**, selaku Pembimbing II yang telah memberikan arahan;
3. Ibu **Prof. Dr. Djarwani S**, selaku dosen penguji I dan **Dr. Sastra Kusuma Wijaya** sebagai dosen penguji II yang memberikan kritik dan saran kepada penulis;
4. semua jajaran pegawai **PT Edwar Technology** yang tak bisa disebutkan satu-satu dalam meramaikan suasana saat penelitian;
5. keluarga besar **PT Edwar Technology** yang membantu memperlancar proses penyelesaian skripsi ini;
6. Bapak **Izom Mudzakir, M.Si**, selaku pembimbing akademis yang memberikan bimbingan selama masa perkuliahan;
7. **MbakRatna** yang selalu sabar dan pengertian dalam membantu mengurus persyaratan sidang;
8. Alm. **Ayahanda, ibunda** tersayang, adinda **Sari Noupriyanti**, adinda **Desy Tri Budiarti** beserta keluarga besar yang tanpa henti memberikan doa, kasih sayang serta dukungan semangat bagi penulis;

9. **Keluarga Mbak Bibah**, yang telah memberikan kesempatan penulis untuk tinggal di kediamannya;
10. **Marlin Ramadhan Baidillah, S.Si, Almushfi Saputra, S.Si, Mukhlisin, S.Si, Sutarto, S.Si**, yang telah banyak membantu penulis mengatasi setiap kesulitan;
11. teman-teman seperjuangan *Edwar Junior 2006* : **Icha, Mursi, Habib**, dan **Rhyan**. Terima kasih ya kawan;
12. sahabat-sahabatku **Farah Fauziah, S.T, Tiara Anggraini, Nurmaliah, Nurina K.D, Intan Aprillya R, Sri Elsa F, Mursilatun**;
13. teman-teman **Fisika Medis 2006** yang selalu memberikan dorongan semangat kepada penulis;
14. teman-teman **Fisika 2006** yang selalu berbagi cerita suka dan duka selama kuliah;
15. teruntuk **murid-muridku sekaligus menjadi adik-adikku** yang memberikan pelajaran hidup dan tempat berbagi cerita penulis;
16. serta semua pihak yang ikut membantu dalam penyelesaian skripsi ini baik secara langsung maupun tidak langsung.

Saya berharap Allah SWT berkenan membalas kebaikan semua pihak yang telah membantu. Saya meyakini dalam skripsi ini masih banyak kekurangannya, untuk itu penulis menghaturkan maaf atas segala kekurangan tersebut dan mohon bimbingan dari semua pihak untuk memperbaikinya.

Tangerang, Juni 2010

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS  
AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

---

---

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Puspita Hudanyanti  
NPM : 0606068581  
Program Studi : S1 Fisika  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis Karya : Skripsi

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

**PEMILIHAN SENSOR TIGA DIMENSI MULTI-STAGE SEBAGAI  
PENGEMBANGAN LEBIH LANJUT ELECTRICAL CAPACITANCE  
VOLUME TOMOGRAPHY (ECVT)**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagaipenulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada Bulan : Juni 2010

Yang menyatakan

( Puspita Hudanyanti)

Nama : Puspita Hudanyanti  
Program Studi : S1 Fisika  
Judul skripsi : Pemilihan Sensor Tiga Dimensi Multi-stage sebagai Pengembangan Lebih Lanjut Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT)

## ABSTRAK

Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT) berkembang dari Electrical Capacitance Tomography (ECT) 2 dimensi, merupakan teknologi pencitraan non-intrusif yang menjanjikan dapat menghasilkan citra real-time 3 dimensi. Citra direkonstruksi dari pengukuran kapasitansi pada elektroda yang ditempatkan di sekeliling objek yang diukur. Dalam bidang pencitraan medis, dibutuhkan ECVT dengan desain sensor kecil dan dalam jumlah yang banyak untuk menghasilkan distribusi sensitivitas yang semakin bagus, dan dapat meningkatkan kualitas resolusinya. Sensor tiga dimensi multi-stage pada ECVT dapat dijadikan dasar pengembangan ECVT resolusi tinggi dan mampu menghasilkan rekonstruksi citra yang optimal. ECVT Multi-stage berdasarkan aktivasi channel sensor secara bersamaan. Penelitian ini telah dilakukan dengan simulasi dan komputasi medan listrik pada software COMSOL Multiphysics yang berdasarkan metode element terbatas dan dihitung dalam MATLAB 2007b. Hasil rekonstruksi citra ECVT dibandingkan dengan hasil rekonstruksi ECVT Multi-stage.

Kata kunci :

ECVT Multi-stage, Desain Sensor, Sensitivitas Matrik, Rekonstruksi Citra, COMSOL Multiphysics, MATLAB 2007b.

Name : Puspita Hudanyanti  
Study Program : Bachelor Degree of Physics  
Title : Sensor Selection Three Dimensional Multi-stage as  
Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT)  
Further Development

### **ABSTRACT**

ECVT, developed from the two-dimensional electrical capacitance tomography (ECT), is a promising non-intrusive imaging technology that can provide real-time three-dimensional(3D) images of the sensing domain. Images are reconstructed from capacitance measurements acquired by electrodes placed on the outside boundary of the testing object. In medical imaging, small channel design and large number of channel ECVT was needed to provide sensitivity matrix distribution and improve the quality of image resolution. The 3D Multi-stage ECVT is one of the fundamental parts in high resolution ECVT development because it provides optimum image reconstruction. The principal of the 3D Multi-stage ECVT is simultaneously sensor activation. The finite element method was used to characterize the electric field profiles in the interest system. All the simulations and numerical computations are carried out using COMSOL Multiphysics and MATLAB 2007b. Results ECVT image reconstruction compared with the results of the Multi-stage image reconstruction.

Keywords:

ECVT Multi-stage, Sensor Design, Sensitivity Matrix, COMSOL Multiphysics, MATLAB 2007b.

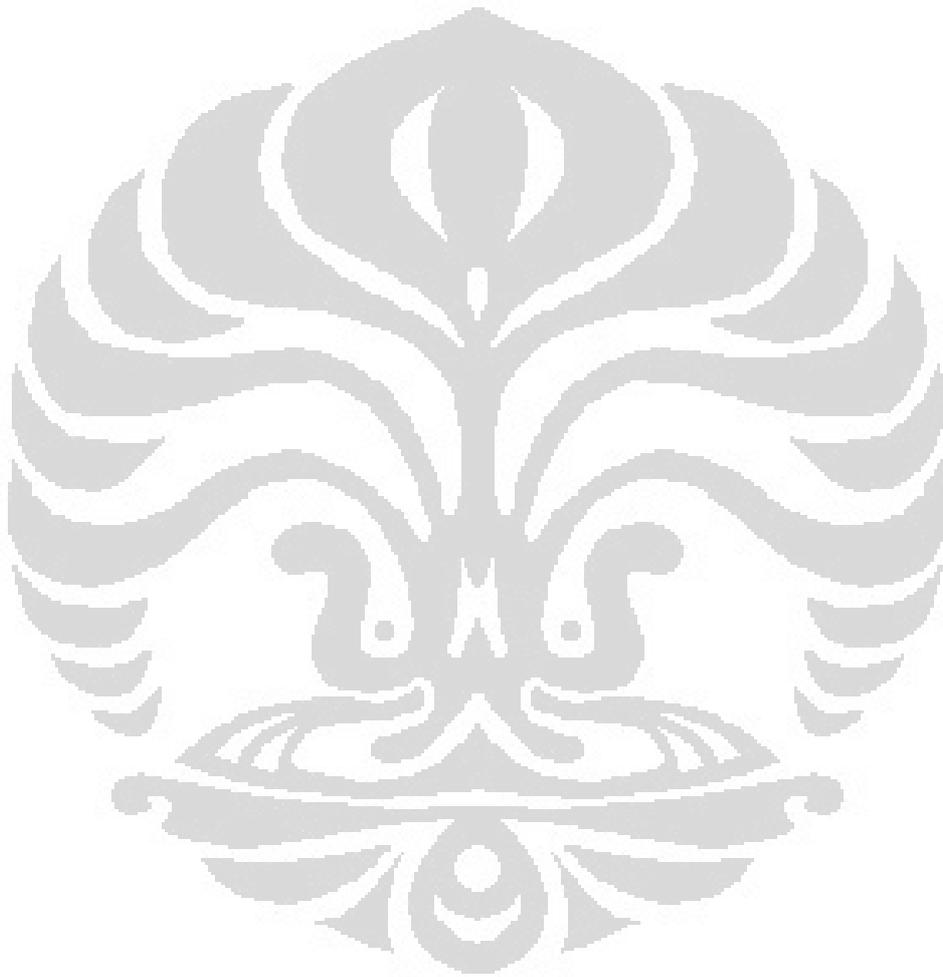
## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL .....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS .....	ii
LEMBAR PENGESAHAN .....	iii
KATA PENGANTAR .....	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH .....	vi
ABSTRAK .....	vii
ABSTRACT .....	viii
DAFTAR ISI .....	ix
DAFTAR TABEL .....	xi
DAFTAR GAMBAR .....	xii
<b>BAB 1. PENDAHULUAN</b>	
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah .....	3
1.3 Pembatasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan Penelitian .....	3
1.5 Metodologi Penelitian .....	4
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
<b>BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA</b>	
2.1 Tomografi .....	6
2.2 Perkembangan Teknologi Tomografi .....	9
2.3 Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT) .....	10
2.4 Permasalahan Umum Teknologi Tomografi di dunia Medis .....	11
<b>BAB 3. LANDASAN TEORI</b>	
3.1 Prinsip Tomografi .....	13
3.2 Prinsip Electrical Capacitance Tomography .....	14
3.2.1 Teori Medan Listrik .....	15
3.2.1.1 Hukum Gauss .....	15
3.2.2 Koefisien Potensial dan Kapasitansi .....	17
3.2.3 Persamaan Poisson .....	20
3.3 Prinsip ECVT .....	20
3.3.1 Desain Sensor Pada ECVT .....	22
3.3.2 Sensitivitas Matriks .....	23
3.3.3 Masalah Forward .....	23
3.3.4 Masalah Invers .....	24
3.3.5 Kapasitansi Dalam ECVT .....	24
3.4 Prinsip ECVT Multi-stage .....	25
3.5 Rekonstruksi Citra ECVT .....	27
3.5.1 Metode Iterasi (Landweber Equation) .....	28
<b>BAB 4. METODOLOGI PENELITIAN</b>	
4.1 Pemodelan Sistem ECVT .....	31
4.2 Deskripsi Sistem .....	31
4.3 Parameter Fisika .....	32

4.3.1 Parameter Subdomain .....	32
4.3.2 Parameter Boundary .....	33
4.3.3 Parameter Mesh .....	33
4.4 Sensitivitas Matriks .....	34
4.4.1 Sensitivitas Matriks Model Sensor Biasa (non multi-stage) .....	34
4.4.2 Sensitivitas Matriks Model Sensor Multi-stage .....	36
4.5 Kapasitansi .....	38
4.5.1 Parameter Subdomain untuk Mencari Kapasitansi Sensor .....	39
4.5.2 Parameter Boundary untuk Mencari Kapasitansi Sensor.....	40
4.6 Rekonstruksi Citra.....	41
4.6.1 Metode Landweber Equation .....	41
<b>BAB 5. HASIL DAN PEMBAHASAN</b>	
5.1 Desain dan Simulasi Model Sensor.....	43
5.2 Distribusi Sensitivitas dengan Variasi Model Sensor .....	46
5.3 Dead Zone .....	50
5.4 Hasil Rekonstruksi Simulasi .....	51
5.4.1 Perbandingan Hasil Rekonstruksi Sensor ECVT dan ECVT Multi-stage untuk Objek di atas dalam tabung .....	54
5.4.2 Perbandingan Hasil Rekonstruksi Sensor ECVT dan ECVT Multi-stage untuk Objek di atas dalam tabung .....	56
5.4.3 Perbandingan Hasil Rekonstruksi Sensor ECVT dan ECVT Multi-stage untuk Objek di tengah dalam tabung .....	58
5.4.4 Plot Error Permittivitas.....	61
<b>BAB 6. PENUTUP</b>	
6.1 Kesimpulan .....	63
6.2 Saran .....	63
<b>DAFTAR REFERENSI</b> .....	64
LAMPIRAN A .....	66
LAMPIRAN B.....	68

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Mode tomografi untuk aplikasi diproses industri .....	10
Tabel 3.1 Kombinasi jumlah pengukuran untuk variasi jumlah elektroda sensor.....	26



## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b>	Citra tomografi dalam dunia medis.....	6
<b>Gambar 2.2</b>	Perbandingan citra Tomografi untuk berbagai modalitas.....	9
<b>Gambar 3.1</b>	Sistem tomografi pada ECVT.....	13
<b>Gambar 3.2</b>	Prinsip Tomografi (CT-SCAN) .....	14
<b>Gambar 3.3</b>	Asumsi Model Kapasitor.....	18
<b>Gambar 3.4</b>	Sistem Gambar Koordinat .....	22
<b>Gambar 3.5</b>	Skema Pengukuran pada Elektroda secara Berurutan.....	26
<b>Gambar 3.6</b>	Konfigurasi Jumlah Elektroda Sensor 2Chanel .....	27
<b>Gambar 3.7</b>	Iterasi Landweber.....	28
<b>Gambar 4.1</b>	Skema Penelitian.....	30
<b>Gambar 4.2</b>	Subdomain Setting .....	34
<b>Gambar 4.3</b>	Boundary Setting.....	35
<b>Gambar 4.4</b>	Proses Meshing dan Distribusi Medan Listrik Sensor ECVT Biasa (non Multi-stage) .....	35
<b>Gambar 4.5</b>	Subdomain Setting untuk Sensor Multi-stage 2 .....	36
<b>Gambar 4.6</b>	Subdomain Setting untuk Sensor Multi-stage 4.....	37
<b>Gambar 4.7</b>	Proses Meshing dan Distribusi Medan Listrik Sensor ECVT Multi-stage 2 .....	37
<b>Gambar 4.8</b>	Proses Meshing dan Distribusi Medan Listrik Sensor ECVT Multi-stage 4 .....	38
<b>Gambar 4.9</b>	Menu Postprocessing Parameter .....	38
<b>Gambar 4.10</b>	Subdomain Setting untuk Sensor Berisi Air.....	39

<b>Gambar 4.11</b> Subdomain Setting untuk Sensor Berisi Bola.....	40
<b>Gambar 4.12</b> Boundary Setting untuk Sensor Multi-stage.....	40
<b>Gambar 4.13</b> Langkah SimulasiRekonstruksi Metode Landweber.....	41
<b>Gambar 5.1</b>	
(a) Geometri Sensor 8 Chanel Segiempat .....	43
(b) Geometri Sensor 16 Chanel Segiempat .....	43
(c) Geometri Sensor 32 Chanel Segiempat .....	44
<b>Gambar 5.2</b>	
(a) Distribusi Medan Listrik pada Sensor 8 Chanel dan 16 Chanel.....	45
(b) Distribusi Medan Listrik pada Sensor Multi-stage4 32 Chanel dan Multi-stage 2 32 Chanel.....	45
<b>Gambar 5.3</b>	
(a) Sensitivitas Sensor pada Sumbu Z 8 Chanel Sensor Segiempat .....	47
(b) Sensitivitas Sensor pada Sumbu Z 32 Chanel Sensor Multi-stage4 .....	48
(c) Sensitivitas Sensor pada Sumbu Z 16 Chanel Sensor Segiempat .....	49
(d) Sensitivitas Sensor pada Sumbu Z 32 Chanel Sensor Multi-stage 2 .....	50
<b>Gambar 5.4</b> Sensitivitas Sensor pada SumbuZ yang Menunjukkan Daerah Deadzone	
(a) Sensor 8 Chanel Segiempat 2 Tingkat.....	51
(b) Sensor 32 Chanel Segiempat 4 Tingkat Multi-stage 4 .....	51
(c) Sensor 16 Chanel Segiempat 4 Tingkat.....	52
(d) Sensor 32 Chanel Segiempat 4 Tingkat Multi-stage 2 .....	52
<b>Gambar 5.5</b> Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi	
(a) Sensor dengan Objek Asli di Atas.....	54
(b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel.....	54
(c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage4 .....	54
<b>Gambar 5.6</b> Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi	
(a) Sensor dengan Objek Asli di Atas .....	55
(b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel .....	55
(c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage2 .....	55
<b>Gambar 5.7</b> Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi	
(a) Sensor dengan Objek Asli di Bawah .....	56
(b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel.....	56
(c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage4 .....	56
<b>Gambar 5.8</b> Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi	
(a) Sensor dengan Objek Asli di Bawah .....	57
(b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel .....	57
(c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage2 .....	57

<b>Gambar 5.9</b> Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi	
(a) Sensor dengan Objek Asli di Tengah .....	58
(b) Sensor Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel .....	58
(c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage4 .....	58

<b>Gambar 5.10</b> Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi	
(a) Sensor dengan Objek Asli di Tengah .....	59
(b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel .....	59
(c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage2 .....	59

<b>Gambar 5.11</b> Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi	
(a) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel .....	60
(b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage4 .....	60
(c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel .....	60
(d) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage2 .....	60

<b>Gambar 5.12</b> Plot permitivitas objek dalam sensor 16 chanel terhadap piksel	
(a) Plot Error 2D Permitivitas terhadap Piksel .....	61
(b) Plot Error 3D Permitivitas terhadap Piksel .....	61

<b>Gambar 5.13</b> Plot permitivitas objek dalam sensor 32chanel multi-stage2 terhadap piksel	
(a) Plot Error 2D Permitivitas terhadap Piksel .....	61
(b) Plot Error 3D Permitivitas terhadap Piksel .....	61

## BAB 1

### PENDAHULUAN

Bab ini menjelaskan suatu fenomena yang menjadi alasan dilakukan penelitian ini, kemudian akan diuraikan pada Latar Belakang. Dari masalah yang telah dikemukakan dan dirumuskan, maka diajukan suatu bentuk penelitian yang akan dilakukan berdasarkan metode penelitian yang memiliki tujuan dan manfaat. Supaya penelitian ini tidak jauh menyimpang maka dibatasi dengan beberapa batasan pada Batasan Penelitian. Sistematika penulisan yang digunakan penulis pada penelitian ini juga dijelaskan pada bab ini.

#### 1.1 Latar Belakang

Saat ini alat pemindai/scan tubuh manusia di dunia medis sangat berkembang pesat. Berbagai modalitas telah dikembangkan untuk menciptakan teknik pencitraan tubuh yang lebih baik. Teknologi dibidang pencitraan berguna untuk mendiagnosa penyakit atau kelainan di dalam tubuh, alat-alat yang digunakan seperti radiografi sinar-X konvensional, CT Scan Sinar-X, *Ultrasonography* (USG), *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), *Single Photon Emission Computed Tomography* (SPECT), *Positron Emission Tomography* (PET), dan lain-lain. Sebagian besar teknologi tersebut memanfaatkan sumber radiasi sebagai modalitas utama untuk pencitraan. Hal ini dapat menyebabkan efek negatif pada pasien yang bersifat stokastik. Modalitas yang tidak menggunakan sumber radiasi juga dapat digunakan, misalnya USG. Akan tetapi penggunaan USG memiliki beberapa kekurangan diantaranya membutuhkan waktu yang cukup lama untuk menghasilkan citra serta membutuhkan biaya yang mahal.

Di Indonesia telah dikembangkan teknologi pemindai tubuh manusia yang aman (tidak ada bahaya radioisotop), berteknologi canggih, dan memiliki nilai produksi yang efisien untuk saat ini. Salah satu teknik tomografi yang diharapkan bermanfaat adalah *Electrical Capacitance Volume Tomography* (ECVT).

ECVT merupakan teknik tomografi yang memanfaatkan nilai kapasitansi untuk menentukan distribusi permitivitas dielektrik secara volumetrik dari objek

yang berada di dalam ruang yang dilingkupi oleh sensor. ECVT pertama dikembangkan oleh Dr. Warsito dkk pada tahun 2007. Prinsip ECVT agak berbeda dengan teknis tomografi secara umum, ECVT tidak berbasis pada proyeksi garis seperti CT sinar-X maupun MRI. Prinsip ECVT menggunakan pengukuran kapasitansi volumetrik seluruh medium tiga dimensi yang dilingkupi oleh sensor kapasitansi. Sedangkan pada tomografi pada umumnya menyertakan data proyeksi dari berbagai arah dan memasukkan data tersebut ke dalam proses rekonstruksi tomografi dengan komputer.

Pada ECVT, terdapat sensor-sensor yang mengelilingi objek untuk mengukur nilai kapasitansi listrik yang dipengaruhi oleh distribusi permitivitas objek yang berada di dalam domain sensor, kemudian direkonstruksi dengan algoritma yang sesuai untuk mendapatkan citra yang ada di dalam objek. Ruang tiga dimensi yang merupakan domain terukur di dalam ECVT tidak harus berbentuk silinder sebagaimana sistem tomografi umumnya, akan tetapi bisa berupa ruangan sembarang atau bahkan ruangan terbuka yang bisa dijangkau oleh medan listrik statis yang diciptakan oleh elektroda dari sensor yang dapat dibuat bermacam-macam bentuk.

ECVT masih berkembang terus menerus dari generasi ke generasi, baik dalam bidang industri maupun medis. Bidang medis sangat membutuhkan teknologi seperti ini. Teknologi ini diharapkan dapat menjadi alternatif dalam pencitraan tubuh manusia tanpa harus menggunakan radiasi pengion. Khususnya pada bidang diagnostik, dibutuhkan ECVT dengan desain sensor yang dapat menghasilkan citra yang optimal yaitu citra yang memiliki resolusi bagus. Resolusi tinggi akan mendukung keakuratan dalam mendiagnosis suatu penyakit ataupun kelainan di dalam tubuh manusia. Pada ECVT, resolusi dapat ditingkatkan dengan menambah jumlah sensor. Akan tetapi, dengan penambahan jumlah sensor ini akan mengurangi *Signal to Noise Ratio* (SNR). Sehingga, perlu dikembangkan sistem *scanning* yang dapat mengatasi permasalahan tersebut. Oleh karena itu, dikembangkan ECVT Multi-stage sebagai pengembangan ECVT lebih lanjut.

## 1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan yang akan diteliti dalam penelitian ini adalah pemilihan sensor ECVT Multi-stage sebagai pengembangan ECVT lebih lanjut. Dalam hal ini pengembangan yang dilakukan dengan memilih desain sensor ECVT Multi-stage yang terbaik untuk dapat menghasilkan citra lebih optimal. Kemudian, data kapasitansi yang didapat akan dikomputasi dengan *forward-problem* dan *inverse-problem* untuk mendapat nilai data distribusi permitivitas sebagai data pencitraan yang dilanjutkan pada rekonstruksi citra. Hasil rekonstruksi citra ini akan dibandingkan dengan hasil rekonstruksi citra dari sensor ECVT biasa.

## 1.3 Pembatasan Masalah

Dalam penelitian ini, masalah yang akan diteliti dibatasi sebagai “Pemilihan Sensor Tiga Dimensi Multi-stage sebagai Pengembangan Lebih Lanjut Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT)”. Penelitian dilakukan melalui komputasi medan listrik yang dilakukan menggunakan program MATLAB R2007b dan program COMSOL Multiphysics Ver.34 untuk mendapatkan sensitivitas matriks, distribusi permitivitas dan perhitungan kapasitansi, serta simulasi pembuatan sensor desain. Hasil distribusi permitivitas dan pengukuran kapasitansi kemudian dimasukkan dalam algoritma rekonstruksi citra metode *Iterative Linier Back Projection* (ILBP) pada program MATLAB R2007b.

## 1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah :

1. Mengembangkan desain sensor *Electrical Capacitance Volume Tomography* (ECVT) menjadi sensor ECVT Multi-stage.
2. Mempelajari pembuatan desain dan simulasi sensor ECVT Multi-stage dengan menggunakan software COMSOL MULTIPHYSICS 3.4.
3. Mempelajari prinsip dasar pembuatan sensitivitas matriks serta rekonstruksi citra dengan metode Landweber menggunakan program MATLAB R2007b.

## 1.5 Metodologi Penelitian

Metode penelitian terdiri dari beberapa tahap antara lain:

### a. Studi Kepustakaan

Pada tahap ini, penulis mencari dan mempelajari hal-hal yang menjadi dasar-dasar pemilihan sensor yang tepat digunakan untuk menghasilkan citra resolusi tinggi. Informasi ini dapat diperoleh dari berbagai literatur baik buku, internet, penjelasan dari dosen pembimbing dan juga diskusi dengan mahasiswa lain.

### b. Simulasi

Pembuatan desain sensor melalui program menggunakan COMSOL untuk mendapatkan medan listrik. Kemudian menggunakan program MATLAB untuk mendapatkan distribusi permitivitas dan perhitungan kapasitansi. Hasil distribusi permitivitas dan pengukuran kapasitansi kemudian dimasukkan dalam algoritma rekonstruksi citra.

## 1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika pada penulisan ini dibagi menjadi 6 bab, sebagai berikut :

### BAB 1 PENDAHULUAN

Pada bab ini berisi tentang penjelasan secara umum latar belakang permasalahan, perumusan masalah, pembatasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika.

### BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

Pada bab ini dijelaskan perkembangan terakhir tentang tomografi dan permasalahan tomografi dalam dunia medis.

### BAB 3 LANDASAN TEORI

Pada bab ini penulis menguraikan teori-teori dasar yang digunakan pada penulisan, simulasi, dan analisa dalam skripsi ini.

### BAB 4 METODOLOGI PENELITIAN

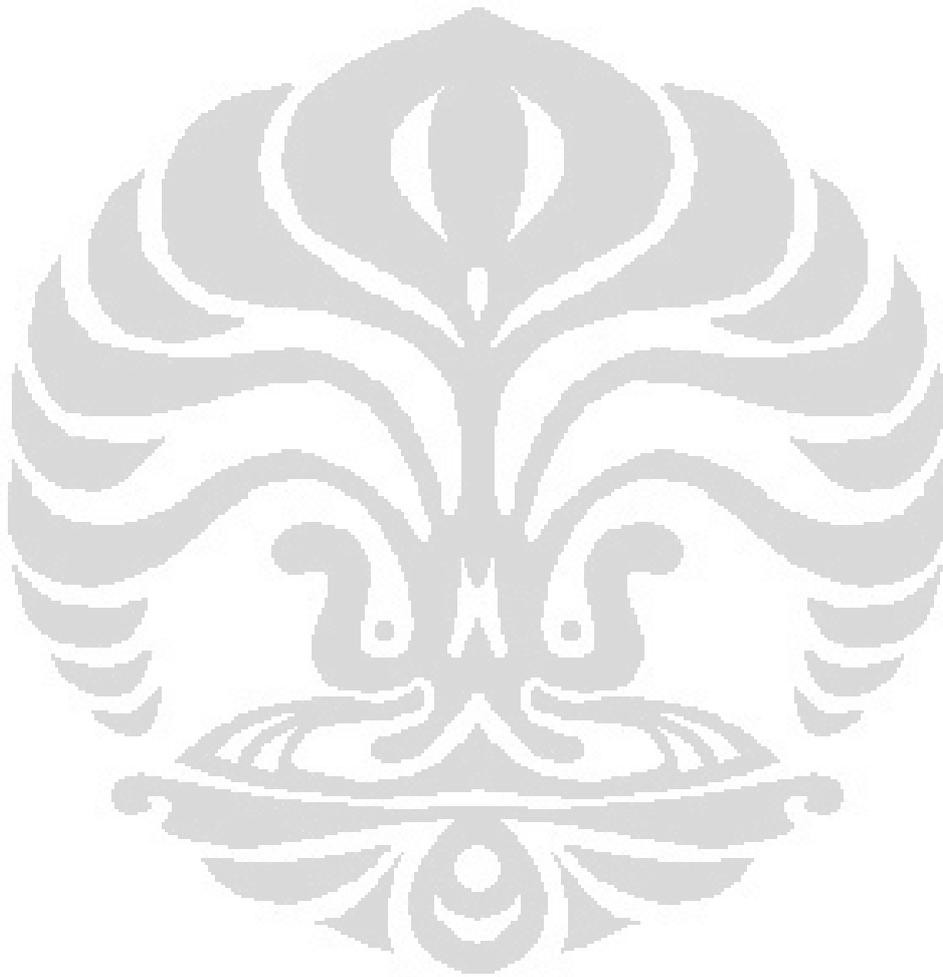
Bab ini menjelaskan metode penelitian yang dilakukan diantaranya proses simulasi yang dilakukan.

## BAB 5 HASIL DAN DISKUSI

Komputasi yang telah dilakukan memberikan hasil dan dijelaskan dalam bab ini, serta penjelasan mengenai hasil yang telah dicapai.

## BAB 6 PENUTUP

Pada bab ini berisi kesimpulan dari hasil penelitian dan saran untuk penelitian selanjutnya.

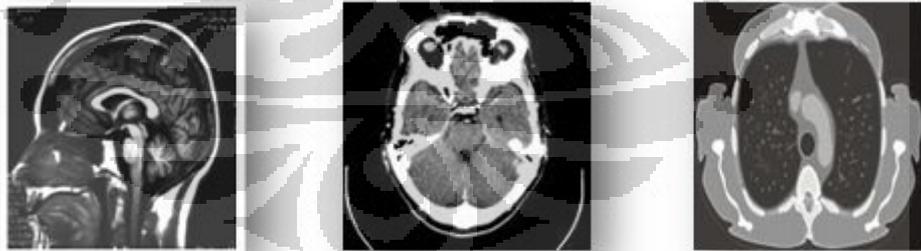


## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Tomografi

Tomografi berasal dari bahasa Yunani yang terdiri atas dua kata, yaitu *tomos* yang berarti potongan dan *graphia* yang berarti penggambaran. Tomografi adalah teknologi yang digunakan untuk melihat penampang dalam suatu objek tanpa harus membelah objek yang bersangkutan [1]. Tomografi sebagai teknologi yang mampu menggambarkan obyek secara cepat dan mudah. Selain itu, tomografi juga dapat memberikan informasi lengkap dalam menggambarkan keadaan benda. Kelengkapan informasi dapat diperoleh dari banyaknya informasi yang tergambar dalam struktur psikologis obyek. Baik struktur internal maupun struktur eksternalnya seperti suhu, kandungan air, dan lain-lain. Dengan kelebihan yang dimiliki tersebut, tomografi banyak dikembangkan khususnya dalam bidang industri dan medis. Dalam dunia medis, sistem tomografi telah banyak diaplikasikan seperti X-ray CT (*Computed Tomography*), MRI (*Magnetic Resonance Imaging*), SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), dan PET (*Positron Emission Tomography*).



**Gambar 2. 3** Citra tomografi dalam dunia medis

Tomografi pertama kali berhasil setelah ditemukan Sinar-X oleh Rontgen pada tahun 1895. Karakter Sinar-X mampu menembus jaringan tubuh manusia. Oleh karena itu, Sinar-X dapat membuat tubuh manusia yang tidak tembus cahaya menjadi "transparan". Film hasil Rontgen merupakan proyeksi/citra bayangan dari

objek yang terkena Sinar-X [1]. Sifat ini dimanfaatkan oleh bidang medis khususnya untuk keperluan diagnosa.

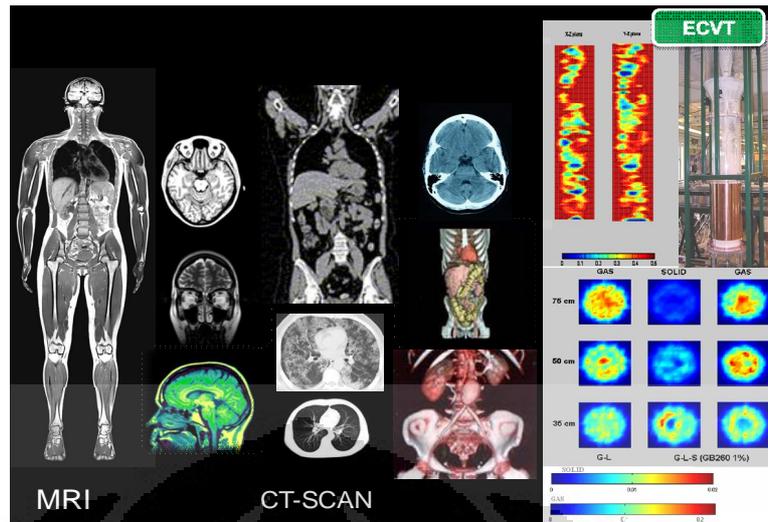
Diagnosa berdasarkan citra proyeksi langsung dengan Sinar-X digunakandunia kedokteran dan aplikasi lain untuk melakukan inspeksi tak merusak (*nondestructive testing*). Selama hampir 100 tahun teknologi ini terus digunakan sampai ditemukannya teknologi pencitraan yang tidak hanya menghasilkan gambar bayangan, tetapi mampu melakukan rekonstruksi citra dalam obyek, seolah-olah seperti foto tembus ke dalam obyek. Teknologi ini disebut tomografi komputasi (*Xray Computed Tomography* (CT Scan) yang ditemukan pertama oleh G.N. Hounsfield (Inggris) pada tahun 1972. Alat yang dibuat oleh Hounsfield sebagian didasarkan pada logaritma matematika untuk melakukan rekonstruksi citra penampang dalam sebuah obyek yang disinari dari berbagai arah, yang dikembangkan oleh A.M. Cormack satu dekade sebelumnya. Secara sederhana, pencitraan CT didasarkan pada formulasi matematis yang menyatakan bahwa apabila sebuah obyek 'dilihat' dari berbagai arah, gambar (citra) penampang dalam objek tersebut bisa dihitung atau "direkonstruksi". Dengan demikian metode CT bisa dipisahkan menjadi dua proses: 1. pengambilan data proyeksi melalui penyinaran dan pendeteksian Sinar-X dari berbagai penjuru, 2. proses rekonstruksi untuk memperoleh citra penampang obyek.

CT merupakan metode untuk 'melihat tembus' kondisi dalam sebuah objek dengan melakukan pemetaan terhadap kerapatan jaringan berdasarkan intensitas penyerapannya terhadap energi Sinar-X. Citra yang dihasilkan oleh CT Sinar-X pada dasarnya merupakan peta atenuasi (pelemahan) energi Sinar-X dari jaringan. Struktur tulang mempunyai tingkat penyerapan energi yang lebih tinggi dibandingkan dengan struktur jaringan lain seperti daging atau otot, sehingga hasil CT sangat menonjolkan struktur tulang dibanding dengan struktur organ tubuh yang lain. Hampir bersamaan dengan ditemukannya CT Scan, berbagai teknologi pencitraan menggunakan mode lain juga dikembangkan untuk aplikasinya di dunia kedokteran seperti misalnya Magnetic Resonance Imaging (MRI), radiasi partikel nuklir (positron emission tomography (PET)), dan pencitraan dengan gelombang akustik dan ultrasonik.

Berbeda dengan CT Scan, pencitraan dengan MRI dilakukan dengan penerapan medan magnet yang sangat kuat (hingga 1.5 tesla, sekitar 30.000 kali kekuatan medan magnet bumi) terhadap tubuh pasien. Dengan medan magnet dari luar tersebut berbagai inti atom yang mempunyai sifat "magnetic moment" yang terdapat dalam tubuh pasien akan memancarkan signal frekuensi radio (rf). Signal rf ini kemudian dideteksi dengan detektor rf dan direkonstruksi untuk mendapatkan peta konsentrasi atom tersebut. Sifat magnetik moment berbeda antara atom yang satu dengan yang lain, sehingga struktur jaringan tubuh pasien yang normal akan memberikan respon yang berbeda dengan jaringan yang terkena kanker. Oleh karena itu, sifat ini dapat digunakan untuk melakukan studi dan diagnosa terhadap kondisi fisiologi pasien.

Prinsip PET adalah dengan melakukan pendeteksian terhadap photon yang dipancarkan pada peristiwa anihilasi antara positron dan elektron dari radionuklida yang diinjeksikan ke dalam tubuh pasien. Rekonstruksi terhadap data yang diperoleh dengan detektor sinar alpha akan menghasilkan peta 3 dimensi aktifitas anihilasi tersebut yang bisa dimanfaatkan untuk membedakan aktifitas fisiologi antara jaringan yang normal dan yang mengalami perubahan menjadi kanker.

Sistem pencitraan SPECT memanfaatkan sinar gamma untuk menghasilkan citra. Metode SPECT ini juga dikenal dengan teknik kedokteran nuklir. Pada sistem ini, bahan radioaktif yang memancarkan sinar gamma dimasukkan ke dalam tubuh. Bahan radioaktif tertentu ini digabungkan dengan bahan pembawa yang akan mengantarkan bahan radioaktif menuju bagian organ tubuh yang diinginkan. Ketika sampai pada organ yang dituju, bahan radioaktif akan memancarkan sinar gamma. Dengan menggunakan kamera gamma ini sinar gamma dideteksi dan direkonstruksi untuk menghasilkan citra. Citra yang dihasilkan merupakan distribusi radionuklida di dalam organ yang terekam pada kamera gamma tersebut. Teknologi terbaru yaitu gabungan SPECT-CT ( analisa anatomi dan fungsionalis tubuh ).



**Gambar 2.4** Perbandingan citra Tomografi untuk berbagai modalitas.

## 2.2 Perkembangan Teknologi Tomografi

Secara umum tomografi terbagi atas dua bagian yaitu *hard-field* dan *soft-field* tomografi. Pada *hard-field* tomografi distribusi besaran fisika yang diterima oleh *receiver* menunjukkan hubungan langsung (bisa dikatakan secara linier) dengan *transmitter* secara independen setelah melewati objek. Contoh dari *hard-field* tomografi misalnya X-ray CT. Pada *soft-field* tomografi yang bersifat non-linear distribusi besaran fisika yang diterima *receiver* menunjukkan hubungan tidak langsung (non-linier) dengan *transmitter* setelah melewati objek. Contoh dari *soft-field* tomografi yaitu EIT (*Electrical Impedance Tomography*) dan ECT (*Electrical Capacitance Tomography*). Meskipun sistem tomografi yang berdasarkan *hard-field* tomografi lebih mudah dalam hal merekonstruksi citra, namun penggunaan *soft-field* tomografi lebih dibutuhkan di bidang industri dan laboratorium, karena banyak keuntungan yang diperoleh seperti kecepatan akuisisi data, harga yang lebih murah, aman, dan dapat digunakan untuk berbagai macam ukuran objek [1].

Berdasarkan sudut pandang, teknik tomografi saat ini yang sedang dikembangkan dan dapat diterima adalah teknik tomografi yang bersifat (1) *non-invasive*: tidak terdapat kontak langsung antara sensor dengan objek atau domain, (2) *non-intrusive*: tidak mengubah atau merusak sifat alami dari objek yang sedang diamati [2].

EIT dan ECT merupakan sistem tomografi yang sedang dikembangkan untuk proses industri. ECT banyak digunakan pada aplikasi pemipaan minyak, pemrosesan powder, hidrokarbon, dan lain-lain. Penelitian pada ECT telah banyak dilakukan oleh karena sifatnya yang *non-invasive* dan *non-intrusive*. Namun di sisi lain sistem tomografi yang berbasis listrik juga memiliki kekurangan diantaranya resolusi citra yang kecil, sifat yang non-linear, dan sistem persamaan yang rumit [3].

Perbedaan teknik tomografi yang dipakai di industri dan kedokteran antara lain di dunia kedokteran ketinggian resolusi menjadi sangat penting, maka pada proses kecepatan scanning menjadi sangat penting untuk bisa melakukan pencitraan objek yang umumnya mempunyai dinamika sangat tinggi.

**Table 2.1** Mode tomografi untuk aplikasi dalam medis [1]

Mode	Resolusi (mm)	Catatan
CT Scan (Sinar-X)	0.4	Kira-kira ½ piksel
Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)	7	Resolusi memburuk di tengah penampang
Positron Emission Tomography (PET)	5	Mempunyai resolusi yang lebih baik dibanding dengan mode lain yang menggunakan radiasi nuklir
MRI	1.0	Resolusi bisa ditingkatkan dengan menggunakan medan magnet yang lebih tinggi
Ultrasonik (5MHz)	0.3	Terbatasan oleh panjang gelombang suara

### 2.3 Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT)

Teknik tomografi pada ECT mulai dikembangkan pada akhir tahun 1980. Pengembangan yang dilakukan dalam bentuk metode pengukuran, model sensor, metode rekonstruksi, dan lain-lain untuk proses *monitoring* dan pengukuran secara *non-invasive*. ECT merupakan sistem tomografi yang mampu

menginvestigasi dan mengontrol fenomena aliran pengangkutan solid secara *detail* [4]. Saat ini teknik tomografi dengan menggunakan kapasitansi listrik mampu menampilkan rekonstruksi citra dari 3 fase: padat, cair, dan gas [5].

Teknik pencitraan pada ECT dihasilkan dari beberapa citra penampang melintang 2D menggunakan sensor segiempat yang disusun dalam bidang yang berbeda. Citra 2D tersebut merupakan hasil rata-rata dari sumbu axial sepanjang sensor elektroda. Citra 3D didapatkan dengan menumpukkan layer-layer dari citra 2D[6]. Perkembangan teknologi tomografi semakin meningkat dengan ditemukannya sistem *Electrical Capacitance Volume Tomography* (ECVT) yang merupakan pencitraan volume secara dinamis berdasarkan prinsip ECT [6].

Sistem ECVT merekonstruksi citra volume yang didapatkan dari sensor tiga dimensi atau secara volumetrik dan citra yang dihasilkan langsung dari sensor tersebut tanpa melakukan proses penumpukan citra 2D sehingga citra yang dihasilkan berupa citra 3D secara *real time* [6].

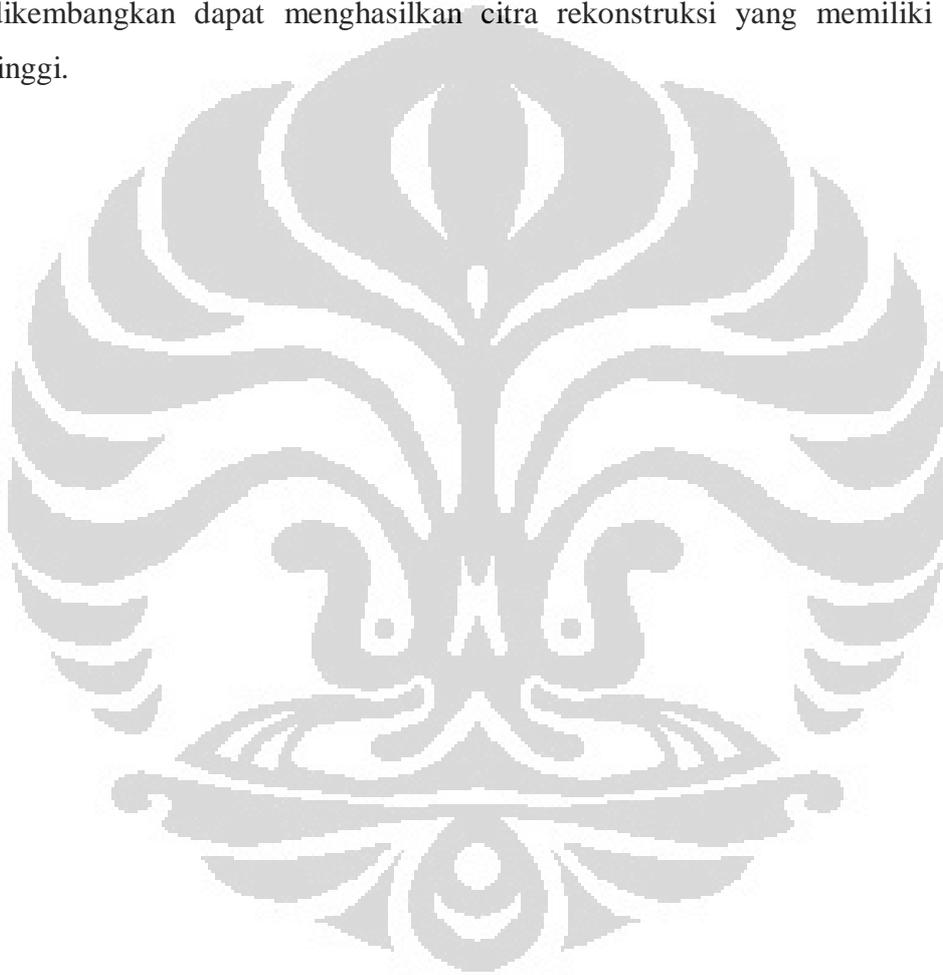
*Electrical Capacitance Volume Tomography* (ECVT) sudah muncul sebagai alat pencitraan yang luar biasa untuk aplikasi industri karena sifat yang *non-invasive* (tanpa merusak) dan *non-intrusive* (tanpa memasukkan alat). Pengukuran diperoleh dengan menerapkan sejumlah sensor sekitar daerah yang diinginkan dan dengan pengukuran sinyal-sinyal yang bergantung pada sifat fisik medium pada bagian pencitraan. ECVT didukung banyak modalitas tomografi yang lain sebab kecepatan data akuisisinya yang cepat, biaya konstruksi yang rendah, dan aman [5].

#### **2.4 Permasalahan Umum Teknologi Tomografi di dunia Medis**

Tomografi dalam dunia medis digunakan sebagai alat untuk mendiagnosa suatu penyakit atau kelainan pada bagian dalam tubuh manusia. Sistem tomografi yang banyak digunakan dalam dunia medis saat ini yaitu sistem yang berbasis radiasi pengion (kecuali MRI dan USG). Hal ini dapat menimbulkan efek stokastik pada manusia. Efek stokastik adalah efek akibat radiasi yang tidak memiliki ambang dan efek yang timbul secara tidak langsung dapat terlihat. akan tetapi efek ini akan terlihat dalam waktu yang panjang.

Pada negara berkembang seperti Indonesia, teknologi dibidang pencitraan untuk mendiagnosis suatu penyakit sangat minim sekali digunakan oleh kalangan ekonomi kebawah karena faktor biaya yang cukup tinggi. Sehingga pendeteksian suatu penyakit sedini mungkin pada mereka jarang sekali dilakukan.

Untuk mengatasi permasalahan yang ada tersebut, ECVT terus berkembang sampai saat ini. Saat ini sedang dikembangkan teknologi ECVT Multi-stage yang diharapkan dalam beberapa waktu kedepan jika terus dikembangkan dapat menghasilkan citra rekonstruksi yang memiliki resolusi tinggi.

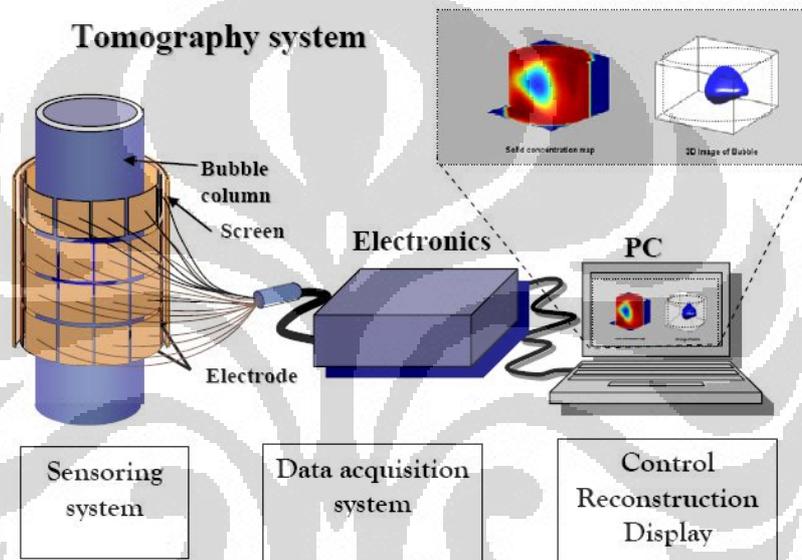


## BAB 3

### LANDASAN TEORI

#### 3.1 Prinsip Tomografi

Sistem tomografi dibagi menjadi tiga bagian yaitu sistem sensor, sistem data akuisisi, dan komputer untuk proses rekonstruksi dan hasilnya. Seperti ditunjukkan pada Gambar 3.1



**Gambar 3.1** Sistem tomografi pada ECVT [6]

Prinsip tomografi digambarkan seperti pada Gambar 3.2. Data proyeksi merupakan integral dari koefisien atenuasi sepanjang jalur transmisi [9] yang diekspresikan dengan persamaan:

$$Y(s, \theta) = \int_{L(s, \theta)} X(x, y) dl \quad (3.1)$$

$L(s, \theta)$  adalah garis proyeksi sebagai fungsi dari jarak dari titik pusat,  $s$  dan sudut  $\theta$ . Dalam formulasi matrix, persamaan ini bisa ditulis dengan:

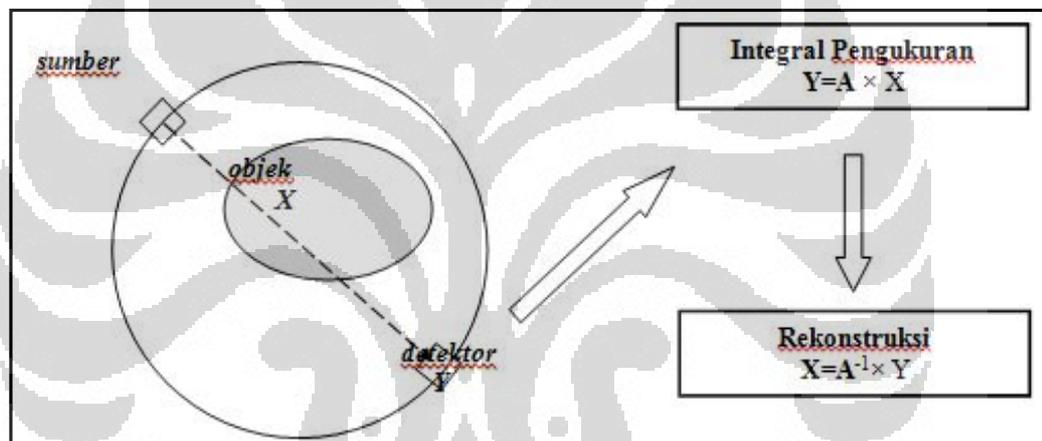
$$Y = A \times X \quad (3.2)$$

$Y$  adalah besaran yang terukur berdimensi  $M$  (jumlah pengukuran),  $X$  adalah vektor citra dari medium mempunyai dimensi  $N$  (jumlah piksel dalam medium), dan  $A$  adalah matrik pemberat (*weighting matrix*) memiliki besaran yang

tergantung pada jenis gelombang yang dipakai, disebut juga matrik proyeksi (*projection matrix*), berdimensi  $M \times N$ . Secara fisika, besaran yang terukur oleh sensor dektektor merupakan hasil interaksi antara medium dan gelombang yang dipakai, misalnya atenuasi energi pada Sinar-X atau Gamma, atenuasi energi, dan waktu tempuh (*time-of-flight*) untuk ultrasonik, atau konduktifitas atau kapasitans untuk listrik. Secara matematis  $Y$  merupakan hasil konvolusi antara matrik proyeksi dan citra. Setelah dilakukan integral pengukuran maka untuk merekonstruksi citra objek digunakan persamaan

$$X = A^{-1} \times Y \quad (3.3)$$

dengan  $A^{-1}$  merupakan invers dari matriks pemberat  $A$ .



Gambar 3.2 Prinsip Tomografi CT-Scan [6]

### 3.2 Prinsip Electrical Capacitance Tomography

ECT merupakan teknik tomografi yang memanfaatkan sifat kapasitansi listrik dari benda yang bersifat nonkonduktif. Pada ECT terdapat pasangan sensor atau elektroda yang secara bergantian menghasilkan kapasitansi yang terukur yang dipengaruhi oleh distribusi permitivitas. Untuk itu pada bab ini akan dibahas mengenai teori medan listrik yang berhubungan dengan listrik statis untuk mendapatkan hubungan antara kapasitansi listrik dengan distribusi permitivitas yang mendasari teknik tomografi ini.

### 3.2.1 Teori Medan Listrik

#### 3.2.1.1 Hukum Gauss

Medan listrik dapat dihitung di setiap titik dalam ruang di sekitar sistem muatan atau sebaran muatan. Jadi  $\vec{E} = \vec{E}(r)$  adalah fungsi titik vektor, atau medan vektor. Untuk dapat membantu membayangkan model medan listrik yang dikaitkan dengan sebaran muatan tertentu, Michael Faraday (1791-1867) memperkenalkan konsep garis gaya. Garis gaya adalah garis atau kurva rekaan yang digambarkan sedemikian rupa sehingga arahnya di sembarang titik merupakan arah medan listrik di titik itu.

Ada hubungan penting antara integral komponen normal medan listrik pada permukaan tertutup dengan muatan total yang dilingkupi permukaan itu. Hubungan ini, dikenal sebagai Hukum Gauss, dan sekarang akan dibahas secara lebih rinci. Medan listrik di titik  $r$  yang ditimbulkan oleh muatan titik  $q$  yang terletak di titik asal adalah

$$\vec{E}(r) = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} \frac{r}{r^3} \quad (34)$$

Kita tinjau integral permukaan dari komponen normal medan listrik ini pada permukaan tertutup yang melingkupi titik asal, yang berarti juga melingkupi muatan  $q$ , integral ini adalah

$$\oint_S \vec{E} \cdot n \, da = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} \oint_S \frac{r \cdot n}{r^3} \, da \quad (35)$$

$(r/r) \cdot n \, da$  adalah proyeksi  $da$  pada bidang yang tegak lurus  $r$ . Bidang yang diproyeksikan dan dibagi oleh  $r^2$  ini merupakan sudut ruang yang dilingkupi oleh  $da$ , yang ditulis sebagai  $d\Omega$ . Bagian luas permukaan pada bola  $S'$  yang pusatnya terdapat di titik asal dan jajarinya  $r'$ . selanjutnya dapat dituliskan

$$\oint_S \frac{r \cdot n}{r^3} \, da = \oint_{S'} \frac{r' \cdot n}{r'^3} \, da' = 4\pi \quad (3.6)$$

Yang menunjukkan bahwa

$$\oint_S \vec{E} \cdot n \, da = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} 4\pi = \frac{q}{\epsilon_0} \quad (3.7)$$

Jika beberapa muatan titik  $q_1, q_2, \dots, q_N$  dilingkupi oleh permukaan tertutup  $S$ , maka medan listrik totalnya dapat ditentukan dengan persamaan (3.8). setiap muatan melingkupi suatu sudut ruang penuh ( $4\pi$ ), sehingga persamaan (3.5) menjadi

$$\oint_S \vec{E} \cdot \vec{n} da = \frac{1}{\epsilon_0} \sum_{i=1}^N q_i \quad (3.8)$$

Jika setiap bagian muatan  $\rho dv$  dipandang sebagai muatan titik, maka bagian tersebut memberikan tambahan  $\rho dv/\epsilon_0$  pada integral permukaan dari komponen garis normal medan listrik, asalkan terdapat didalam permukaan yang diintegrasikan. Oleh karena, itu integral permukaan totalnya sama dengan jumlah semua unsur tambahan dalam bentuk itu yang disebabkan muatan yang terletak di dalam permukaan tersebut. Jadi jika  $S$  merupakan permukaan tertutup yang membatasi volume  $V$ , maka

$$\oint_S \vec{E} \cdot \vec{n} da = \frac{1}{\epsilon_0} \int_V \rho dv \quad (3.9)$$

Persamaan (3.8) dan (3.9) dikenal sebagai Hukum Gauss. Ruas kiri persamaan tersebut, yaitu integral komponen garis normal listriknya pada permukaan  $S$ , kadang-kadang disebut fluks medan listrik pada permukaan  $S$ .

Hukum Gauss dapat pula dinyatakan dalam bentuk lain dengan menggunakan teorema divergensi. Antara lain teorema divergensi yang menyatakan bahwa

$$\oint_S \vec{F} \cdot \vec{n} da = \int_V \nabla \cdot \vec{F} dv \quad (3.10)$$

Jika teorema ini diterapkan pada integral permukaan dari komponen garis normal medan listrik  $E$ , maka diperoleh

$$\oint_S \vec{E} \cdot \vec{n} da = \int_V \nabla \cdot \vec{E} dv \quad (3.11)$$

Yang jika persamaan ini dimasukkan ke persamaan (3.9), diperoleh

$$\int_V \nabla \cdot \vec{E} \, dv = \frac{1}{\epsilon_0} \int_V \rho \, dv \quad (3.12)$$

Persamaan (3.12) berlaku untuk semua jenis volum, yaitu untuk sembarang pilihan volum  $V$ . Hasil ini dapat dituliskan dalam bentuk lain yaitu

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{1}{\epsilon_0} \rho \quad (3.13)$$

### 3.2.2 Koefisien Potensial dan Kapasitansi

Sebagaimana kita ketahui bahwa jika curl suatu vektor sama dengan nol, maka vektor itu dapat dinyatakan sebagai gradient suatu skalar. Dengan demikian ada suatu fungsi skalar yang gradiennya merupakan medan listrik, sehingga tinggal mencari fungsi tersebut. Jadi, sekarang kita mengetahui bahwa ada suatu fungsi yang memenuhi [10]

$$\vec{E}(r) = -\nabla\varphi(r) \quad (3.13)$$

Namun kita masih harus mencari bentuk fungsi  $\varphi$ . Tanda minus lazim dimasukkan pada persamaan (3.13) sebagai konsekuensi dari persamaan tersebut untuk perhitungan selanjutnya.  $\varphi$  disebut potensial listrik statik.

Dalam sistem yang tersusun dari  $N$  penghantar, potensial salah satu penghantar itu diberikan oleh

$$\varphi_i = \sum_{j=1}^N p_{ij} Q_j \quad (3.14)$$

Penurunan persamaan diatas dilakukan untuk  $N$  penghantar dalam ruang hampa udara. Meskipun demikian penurunan ini juga berlaku jika di dalam sistem itu terdapat dielektrik, selama dielektrik ini linier dan tidak mempunyai muatan luar. Koefisien  $p_{ij}$  merupakan potensial penghantar ke- $i$  yang disebabkan oleh muatan satuan pada penghantar  $j$ . Koefisien ini biasanya disebut *koefisien potensial*.

Kegunaan koefisien  $p_{ij}$  dapat dilukiskan dengan contoh yang sederhana. Misalnya mencari potensial bola penghantar tak bermuatan dengan adanya muatan titik  $q$  pada jarak  $r$  dari pusat bola, dengan  $r > R$ , dan  $R$  adalah

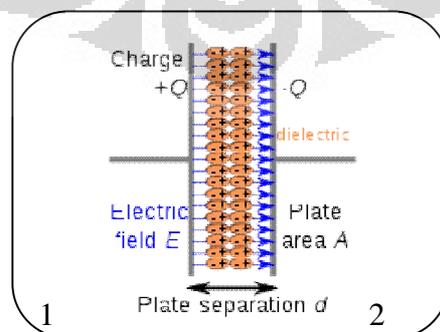
jejari bola penghantar. Muatan bola tersebut dianggap sebagai sistem dua penghantar, dan dalam hal ini kita gunakan kesamaan  $P_{12} = P_{21}$ . Jika bola diberi muatan ( $Q$ ) dan 'titik'nya tidak bermuatan, maka potensial 'titik' itu adalah  $Q/4\pi r$ ; dengan demikian

Jelas bahwa jika 'titik' mempunyai muatan  $q$  dan bola penghantar tidak bermuatan, maka potensial bola adalah  $q/4\pi r$ .

Persamaan (3.14) ini juga dapat digunakan untuk mencari  $Q_i$ , yaitu

Dengan  $C_{ij}$  disebut koefisien kapasitans. Maksud sebenarnya dari persamaan (3.16), yang menyatakan setiap  $c$  dalam bentuk  $C_{ij}$ , dapat diperoleh misalnya dengan inverse matriks, dengan menggunakan determinan.

Dua penghantar yang dapat menyimpan muatan yang sama dan berlawanan tanda ( $\pm Q$ ), dengan beda potensial diantaranya yang tidak bergantung apakah penghantar lain di dalam sistem itu bermuatan atau tidak membentuk sebuah *kapasitor*. Ketidaktergantungan pada muatan lain ini merupakan petunjuk bahwa salah satu pasangan penghantar itu terlindungi oleh yang lain, dengan kata lain, potensial tiap pasangan tersebut akibat adanya potensial lain, harus sama. Keadaan seperti itu dilukiskan seperti Gambar 3.3



**Gambar 3.3** Asumsi model kapasitor

yang menunjukkan 1 dan 2 membentuk kapasitor. Umumnya, jika dua penghantar, yaitu 1 dan 2, membentuk suatu kapasitor, maka dapat kita tuliskan bahwa

$$\begin{aligned}\varphi_1 &= p_{11}Q + p_{12}(-Q) + \varphi_x, \\ \varphi_2 &= p_{12}Q + p_{22}(-Q) + \varphi_x,\end{aligned}\quad (3.17)$$

Dengan  $(\pm Q)$  adalah muatan yang disimpan dan  $\varphi_x$  potensial bersama yang diberikan oleh muatan lain.

Jika persamaan (3.17) dikurangkan, kita peroleh

$$\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2 = (p_{11} + p_{22} - 2p_{12})Q \quad (3.18)$$

Jadi, beda potensial diantara penghantar suatu kapasitor berbanding lurus dengan muatan yang disimpan, yaitu  $Q$ . Nilai mutlak muatan pada salah satu penghantar disebut muatan pada kapasitor. Persamaan (3.14) dapat ditulis

$$Q = C \Delta\varphi \quad (3.19)$$

Dengan  $C = (p_{11} + p_{22} - 2p_{12})^{-1}$  disebut kapasitans dari kapasitor. Dengan demikian jelaslah bahwa  $C$  adalah muatan yang disimpan persatuan beda potensial, dalam sistem *mksC* diukur dalam  $C/V$ , atau farad ( $1F = 1 C/V$ ).

Medan listrik diantara lempeng sejajar adalah seragam kecuali untuk medan pada tepi lempeng (*fringing field*). Kapasitor lempeng sejajar yang ideal ialah yang jarak pisah lempengnya, yaitu  $d$ , jauh lebih kecil dibandingkan dengan ukuran lempeng, jadi dalam hal ini medan pada daerah tepi dapat diabaikan. Jika daerah diantara lempeng sejajar diisi dengan dielektrik yang permitifitasnya  $\epsilon$ , maka persamaan untuk medan listrik diantara lempeng tersebut adalah sebagai berikut

$$\vec{E} = \frac{1}{\epsilon} \sigma = \frac{Q}{\epsilon A} \quad (3.20)$$

dengan  $A$  adalah luas permukaan satu lempeng. Beda potensial  $\Delta\varphi = Ed$ . Oleh karena itu, kapasitansinya

$$\frac{Q}{\Delta\varphi} = \frac{\epsilon A}{d} \quad (3.21)$$

### 3.2.3 Persamaan Poisson

Semua hubungan dasar yang diperlukan disini telah dikembangkan pada pembahasan sebelumnya. Pertama, kita telah mengenal bentuk hukum Gauss

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{1}{\epsilon_0} \rho$$

Selanjutnya dalam medan statik murni, E dapat dinyatakan sebagai minus gradient dari potensial

$$\vec{E}(r) = -\nabla\phi(r)$$

dengan menggabungkan dua persamaan tersebut, maka kita peroleh

$$\nabla^2 \phi = -\frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (3.22)$$

Mudah bagi kita untuk menganggap divergensi dari gradient sebagai operator diferensial tunggal,  $\nabla \cdot \nabla = \nabla^2$ . Lambang yang terakhir ini disebut operator laplace:

$$\nabla^2 \phi = -\frac{\rho}{\epsilon_0}$$

Jelas bahwa operator Laplace merupakan operator diferensial skalar, dan persamaan (3.22) merupakan persamaan diferensial. Persamaan ini disebut *Persamaan Poisson*. Operator  $\nabla^2$  melibatkan pendiferensialan dalam hubungan dengan lebih satu peubah. Operator  $\nabla^2$  tidak mengacu pada sistem koordinat tertentu. Untuk menyelesaikan suatu persoalan yang khas, kita harus menuliskan  $\nabla^2$  dalam bentuk  $x, y, z$  atau  $r, \theta, \phi$ , dst.

### 3.3 Prinsip ECVT

Prinsip pada *Electrical Capacitance Tomography* (ECT) merupakan dasar dari *Electrical Capacitance Volume Tomography* (ECVT), yang terbagi menjadi dua masalah, yaitu masalah forward dan masalah invers. ECVT merupakan sistem tomografi yang memanfaatkan kapasitansi listrik sebagai modalitas pencitraan dalam bentuk citra tiga dimensi [6]. Sistem ini mampu melakukan pencitraan tiga dimensi secara *real time*.

Prinsip pencitraan pada ECVT adalah pengukuran kapasitansi suatu objek yang memiliki variasi distribusi permitivitas dalam suatu volume yang dikelilingi oleh sensor multi-elektroda. Hasil pengukuran kapasitansi tersebut kemudian digunakan sebagai data untuk merekonstruksi kembali distribusi permitivitas objek yang menunjukkan citra dari objek tersebut.

Perbedaan antara ECT 3D dengan ECVT terletak pada teknik pencitraan yang dilakukan. Pada ECT, citra 3D yang dihasilkan merupakan tumpukan dari potongan-potongan atau *slice* dari citra 2D hasil proyeksi pada ECT. Sedangkan pada ECVT, citra 3D dihasilkan secara langsung tanpa melakukan proses penumpukan seperti halnya ECT.

ECVT telah banyak digunakan untuk pencitraan secara volumetrik dari gas-liquid hingga pada tahap sistem tiga fase padat-liquid-gas. Sistem ini juga dapat menentukan material dengan permitivitas relatif rendah sampai pada material yang memiliki nilai permitivitas relatif yang tinggi. Selain itu, pencitraannya bersifat volumetrik, maka sistem ini juga mampu menganalisa objek dalam berbagai bentuk [7].

Dalam tomografi *non-linear* seperti tomografi berbasis kapasitansi listrik (Lihat Gambar. 3.2), distribusi sifat fisika berkoresponden dengan sifat permitifitas  $\epsilon(x,y)$ , sedangkan besaran fisika terukur adalah kapasitansi listrik yang mengacu pada persamaan Poisson [10] sebagai berikut:

$$\nabla \cdot \epsilon(x, y) \nabla \varphi(x, y) = -\rho \quad (3.23)$$

di mana  $\varphi(x,y)$  adalah distribusi permitifitas,  $\varphi(x,y)$  adalah distribusi kekuatan medan listrik.

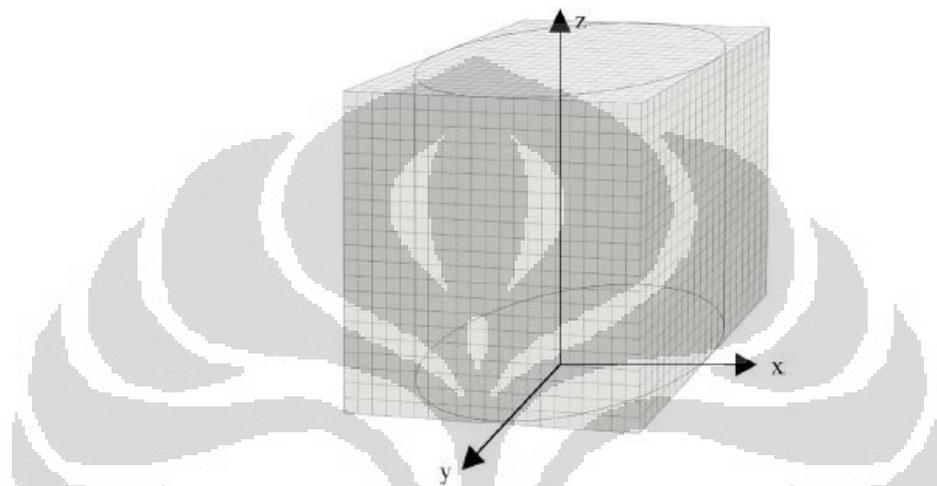
Kapasitansi listrik  $C(s,\theta)$  didapat dari integrasi Persamaan (3.23) sbb:

$$C(s, \theta) = -\frac{1}{\Delta V(s, \theta)} \oint_{r(s, \theta)} \epsilon(x, y) \nabla \varphi(x, y) dl \quad (3.24)$$

di mana  $\Delta V(s,\theta)$  adalah beda tegangan antara elektroda sumber dan detektor,  $r(s,\theta)$  adalah kurva yang menutupi elektroda detektor. Persamaan (3.24) adalah non-linear, karena medan listrik  $E$  juga dipengaruhi oleh distribusi permitifitas.

### 3.3.1 Desain Sensor Pada ECVT

Pada sensor ECT dua dimensi, sensitivitas matriks memiliki variasi axial (arah x dan y), jika diasumsikan panjang elektroda adalah pada arah pada arah z (Gambar 3.4), maka akan terlihat seperti 3 dimensi (3D). Pencitraan objek 3D membutuhkan sensitivitas matriks dalam 3D pula, khususnya pada arah radial (z) untuk membedakan kedalaman sepanjang sensor [6].



Gambar 3.4 Sistem gambar koordinat [6]

Dalam membuat desain sensor, hal-hal yang harus diperhatikan:

1. Memilih bentuk geometri poligon (misalnya persegi, segitiga, pentagon dll) sebagai bentuk elektroda - jika memungkinkan - untuk menutup permukaan yang menjadi tempat daerah pengukuran. Bentuk geometri poligon elektroda regular (bentuk biasa) memberikan kekuatan sensitivitas yang seragam secara relatif terhadap semua arah.
2. Bentuk dan ukuran elektroda dilakukan berdasarkan dengan jumlah data yang berlaku dari banyaknya channel pada sistem data akuisisi dan ukuran serta bentuk dari vessel. Perbedaan ukuran dan bentuk dari elektroda digunakan untuk vessel dengan bentuk berbeda pula, misal menggunakan elektroda berukuran kecil untuk mengukur area dengan ukuran kecil.
3. Menggunakan elektroda secara tersusun, digunakan bentuk persegi untuk menghindari ketidakseimbangan distribusi sensitivitas, misal terlalu kuat dan

terlalu lemahnya distribusi sensitivitas dalam bidang pada pasangan elektroda.

### 3.3.2 Sensitivitas Matriks

Sensitivitas matriks menunjukkan seberapa besar suatu benda dengan ukuran mendekati nol dan memiliki permitivitas yang lebih tinggi dibandingkan dengan sekitarnya mempengaruhi perubahan kapasitansi yang diukur, apabila benda tersebut diletakkan di ruang medan listrik yang dibentuk oleh dua plat sensor elektroda.

Sensitivitas matriks diukur pada setiap sensor. Metode untuk menghitung koefisien sensitivitas  $S$  dari pixel pada pasangan elektroda (i-j) adalah

$$S = - \int_A E_i \cdot E_j dA \quad (3.25)$$

$E_i$  adalah medan listrik dalam sensor ketika elektroda dari pasangan i dinyatakan sebagai elektroda sumber,  $E_j$  adalah medan listrik ketika elektroda j dinyatakan sebagai elektroda sumber dan dot produk dari kedua medan listrik tersebut  $E_i$  dan  $E_j$  diintegrasikan sepanjang daerah  $A$  pada pixel.

### 3.3.3 Masalah Forward

Kapasitans dalam ECVT diukur dengan pengukuran berbasis persamaan poisson yang ditulis dalam ruang 3 dimensi sebagai :

$$\nabla \epsilon(x, y, z) \nabla \varphi(x, y, z) = -\rho(x, y, z) \quad (3.26)$$

$\epsilon(x, y, z)$  adalah distribusi permitivitas,  $\varphi(x, y, z)$  adalah distribusi potensial dalam medan listrik, dan  $\rho(x, y, z)$  adalah densitas muatan. Pengukuran kapasitans  $C_i$  dari pasangan ke-i antara sumber dan elektroda detektor didapat dengan mengintegrasikan :

$$C = \frac{Q}{\Delta V} = - \frac{1}{\Delta V_i} \iint_r \epsilon(x, y, z) \nabla \varphi(x, y, z) dA_i \quad (3.27)$$

$\Delta V_i$  adalah beda potensial antara pasangan elektroda dan  $A_i$  adalah area permukaan yang menutup elektroda detektor. Persamaan (3.27) menghubungkan distribusi konstanta dielektrik (permitivitas) dengan kapasitansi  $C_i$  yang diukur.

### 3.3.4 Masalah Invers

Proses rekonstruksi citra merupakan masalah invers yang menyertakan estimasi dari distribusi permitivitas dari data kapasitansi yang diukur.

### 3.3.5 Kapasitansi Dalam ECVT

Didapat hubungan antara kapasitansi dan distribusi permitivitas dengan persamaan berikut :

$$C = \frac{Q}{\Delta V} = -\frac{1}{\Delta V} \iint_r \epsilon(x, y, z) \nabla \varphi(x, y, z) dA \quad (3.28)$$

dimana  $\epsilon(x, y, z)$  adalah distribusi permitivitas,  $\Delta V$  adalah beda tegangan antara elektroda sumber dan detektor,  $\varphi(x, y, z)$  adalah distribusi potensial dan  $dA$  adalah permukaan elektroda.

Untuk sensor plat paralel ideal dengan distribusi permitivitas yang homogen

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (3.29)$$

dimana  $\epsilon_0$  adalah permitivitas vakum,  $\epsilon_r$  adalah permitivitas relatif material di dalam sensor,  $A$  adalah area plat dan  $d$  adalah jarak antara dua plat.

Persamaan (3.29) memiliki hubungan bahwa kapasitansi proporsional terhadap permitivitas. Dalam kasus ini, persamaan (3.28) tidak bisa disederhanakan. Pada persamaan (3.26), distribusi potensial  $\varphi(x, y, z)$  bergantung pada distribusi permitivitas  $\epsilon(x, y, z)$ .

Pada persamaan (3.28), nilai distribusi potensial  $\varphi(x, y, z)$  bergantung pada distribusi permitivitas  $\epsilon(x, y, z)$ . Bila nilai permitivitas berubah maka nilai potensial akan berubah. Dalam kasus ini, persamaan (3.29) tidak bisa disederhanakan / non-linear. Oleh karena itu dilakukan pendekatan dimana nilai permitivitas adalah konstan, sehingga

$$C_i = \sum_{i=1}^n -\frac{1}{\Delta V_i} \epsilon_i \int_{A_i} \nabla \varphi_i dA_i \quad (3.30)$$

dengan pendekatan nilai sensitivitas

$$S_{ij} \cong \frac{E_{si}(x,y,z)E_{di}(x,y,z)}{v_{si}v_{di}}$$

maka nilai persamaan (3.30) menjadi

$$C_i = \sum_j \varepsilon_j S_{ij} \quad (3.31)$$

dalam bentuk matriks, persamaan (3.31) menjadi

$$C = S \cdot G \quad (3.32)$$

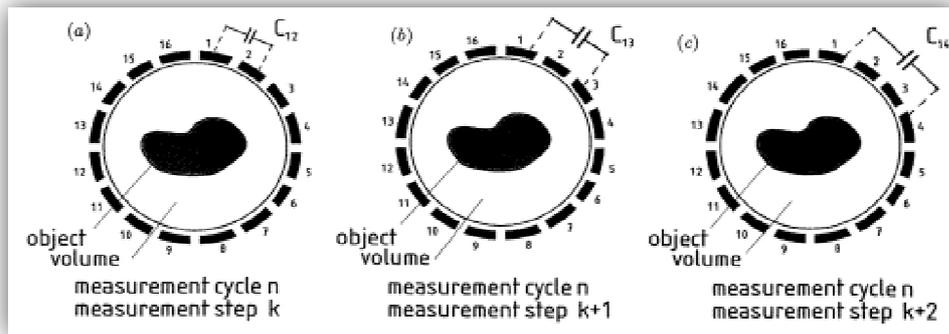
dengan C adalah matriks distribusi kapasitansi, S adalah sensitivitas matriks dan G adalah matriks distribusi permitivitas.

Dengan pendekatan ini, masalah forward non-linier telah disederhanakan kepada pendekatan linier. Permasalahan dari rekonstruksi citra ECVT adalah menyelesaikan distribusi permitivitas  $\epsilon(x,y,z)$  dari vektor kapasitansi C yang diukur. Dalam bentuk diskrit adalah mencari G yang tidak diketahui dari C menggunakan Persamaan (3.32), dimana S adalah matriks konstan untuk sederhananya dan S akan berubah sesuai dengan distribusi permitivitas.

### 3.4 Prinsip ECVT Multi-stage

Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT) merupakan sistem tomografi yang memanfaatkan kapasitansi listrik sebagai modalitas pencitraan dalam bentuk citra tiga dimensi [6]. Prinsip dasar ini juga digunakan untuk ECVT Multi-stage. Akan tetapi memiliki beberapa perbedaan, perbedaan antara ECVT dengan ECVT Multi-stage terletak pada prinsip pengaktifan lebih dari 1 chanel/ elektroda secara bersamaan.

Elektroda yang digunakan dalam pengukuran diletakkan di sekeliling volume pengukuran. Kedua elektroda; satu pengirim (sumber) dan satu penerima (detektor) tersebut mempengaruhi medan listrik yang dihasilkan yang dipengaruhi oleh distribusi permitivitas di dalam volume pengukuran. Pengukuran kapasitansi dilakukan secara berurutan diantara 2 elektroda dapat dilihat pada Gambar 3.4. Pada pengukuran pertama antara elektroda 1 dan 2, pengukuran kedua antara elektroda 1 dan 3, pengukuran ketiga antara elektroda 1 dan 4, dan seterusnya.



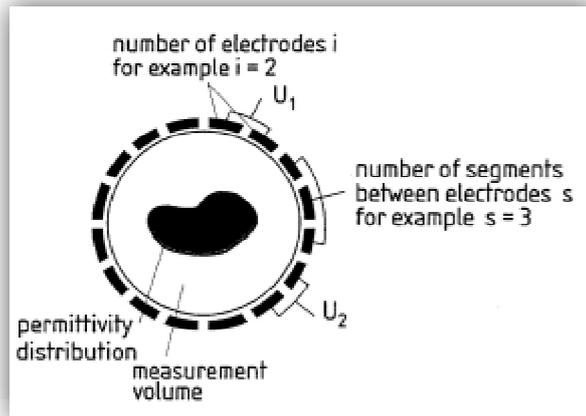
**Gambar 3.5** Skema Pengukuran pada Elektroda secara Berurutan

Seperti yang sudah dijelaskan pada sub-bab sebelumnya yaitu jumlah elektroda yang digunakan akan menentukan jumlah pengukuran. Jumlah elektroda yang di letakkan di sekeliling volume pengukuran bervariasi, 6 elektroda, 8 elektroda, 12 elektroda, 16 elektroda, dan 32 elektroda. Jumlah elektroda semakin banyak akan meningkatkan jumlah pengukuran. Akan tetapi, penggunaan jumlah elektroda yang semakin banyak dapat menimbulkan beberapa permasalahan, yaitu dapat mengurangi intensitas sinyal karena noise yang dihasilkan semakin banyak. Hal ini dapat diatasi dengan menggunakan lebih dari 1 segment sebagai elektroda yang aktif [3].

**Tabel 3.1** Kombinasi jumlah pengukuran untuk variasi jumlah elektroda sensor[3]

$i$	Formula	16-electrode sensor	12-electrode sensor	8-electrode sensor
1	$\frac{n}{2}(n-1)$	120	66	28
2	$\frac{n}{2}(n-3)$	104	54	20
3	$\frac{n}{2}(n-5)$	88	42	12
4	$\frac{n}{2}(n-7)$	72	30	4
5	$\frac{n}{2}(n-9)$	56	18	
6	$\frac{n}{2}(n-11)$	40	6	
7	$\frac{n}{2}(n-13)$	24		
8	$\frac{n}{2}(n-15)$	8		
$1 \leq i \leq \frac{n}{2}$	$\sum_{i=1}^{\frac{n}{2}} \frac{n}{2} [n - (2i - 1)]$	512	216	64

Dari Tabel 3.1, untuk 16 elektroda sensor dioperasikan pada model 2 segmen, luas total elektroda akan sama seperti luas total elektroda pada model 1 segmen dan jumlah pengukurannya 4 kali lebih besar.



Gambar 3.6 Konfigurasi jumlah elektroda sensor 2 [3]

### 3.5 Rekonstruksi Citra ECVT

Dalam pencitraan, tidak mudah untuk mendapatkan solusi agar performa pixel pada citra yang dihasilkan bagus (terbatasnya pada hubungan banyaknya pengukuran sebanding dengan jumlah piksel yang didapat) karena umumnya jumlah pixel pada citra akan melebihi jumlah pengukuran kapasitansi.

Selain itu, distorsi pada citra dapat terjadi karena ECVT merupakan metode *soft-field imaging* (medan listrik didistorsikan oleh distribusi material dalam sensor). Namun, karena nilai permitivitas dalam sensor kecil maka distorsi yang terjadi cukup kecil. Hal ini membolehkan adanya algoritma pendekatan linier yang digunakan untuk menghubungkan pengukuran kapasitansi  $C$  dengan nilai pixel pada citra.

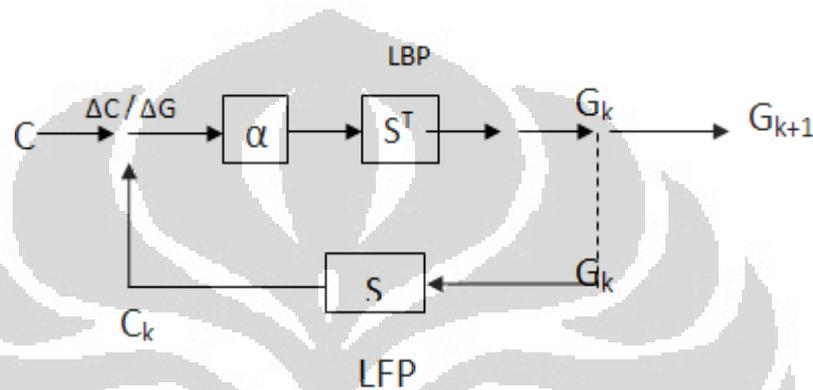
Masalah forward adalah persamaan yang menghubungkan seperangkat pengukuran interelektroda kapasitansi  $C$  dengan set nilai pixel permitivitas  $G$ . Transformasi ini mengasumsikan bahwa diukurnya inter-elektroda  $C$  dihasilkan dari distribusi permitivitas  $G$  dalam sensor yang identik dengan yang didapat dari penjumlahan komponen  $C$  yang meningkat dan terjadi ketika setiap pixel memiliki nilai permitivitasnya. Dirumuskan dalam persamaan  $x$  sebagai berikut :

$C$  adalah matriks  $M \times 1$  (tipikal 120 untuk 12 sensor dan 28 untuk 8 sensor),  $G$  adalah matriks  $N \times 1$  (bernilai 32768 untuk  $32 \times 32 \times 32$ ).  $S$  adalah transformasi maju atau lebih dikenal dengan sensitivitas matriks yang berupa matriks  $M \times N$ .

Selanjutnya, masalah invers adalah bagaimana mendapatkan hasil rekonstruksi citra nilai  $G$  dari invers matriks  $S$  pada persamaan (3.32) sementara invers matriks  $S$  tidak terdapat.

### 3.5.1 Metode Iterasi (Landweber Equation)

Fungsi algoritma Landweber dilakukan sesuai Gambar 3.7, dimana nilai  $G/C$  adalah problema maju untuk mendapatkan vektor kapasitas  $C_k$  dari vektor image  $G_k$  ke- $k$  th [12]



Gambar 3.7 Iterasi Landweber

Algoritma iterasi juga dapat diekspresikan dengan persamaan berikut :

$$G = S^T C \quad (3.33)$$

$$G_{k+1} = G_k + \alpha \cdot S^T \Delta C_k = G_k + \alpha \cdot S^T (C - S G_k) \quad (3.34)$$

Sangat dimungkinkan untuk meningkatkan resolusi dan akurasi citra ke nilai pendekatan dengan menggunakan teknik iterasi ini. Prosesnya adalah menggunakan Persamaan 3.32 dan 3.41 secara bergantian untuk mengkoreksi nilai pixel secara progresif.

Secara terperinci, metode iterasi beroperasi sebagai berikut :

1. Set dari kapasitas  $C$  untuk satu frame citra diukur dan set dari nilai inisial pixel  $G_0$  dihitung menggunakan Persamaan 3.32.
2. Nilai pendekatan permissivitas  $G_0$  kemudian digunakan untuk menghitung kembali set kapasitas  $C_1$ . Maka sebuah set kapasitas error (*error capacitance*)  $\Delta C = (C - C_1)$  diukur dan digunakan untuk menghasilkan set permissivitas error (*error permittivity*)  $\Delta G_0 = S^T \cdot \Delta C_0$  menggunakan Persamaan 3.33. memberikan

$$\Delta C = C^* - S.G_0 \quad (3.35)$$

3. Permittivitas error kemudian digunakan untuk mengkoreksi set permittivitas sebelumnya untuk menghasilkan nilai set pixel  $G_2$  yang baru, dimana  $G_2 = G_1 + \Delta G$ . Nilai permittivitas  $G_2$  kemudian digunakan untuk menghasilkan nilai set kapasitansi  $C_2$  yang baru dan pengulangan ini dilakukan berulang hingga nilai permittivitas konvergen menuju solusi yang sebenarnya.
4. Didapat persamaan iteratif atau yang lebih dikenal dengan persamaan Landweber, yaitu :

$$G_{k+1} = G_k + \alpha S^T . (C - S . G_k) \quad (3.36)$$

dimana  $\alpha$  adalah faktor penalti atau relaksasi. Teknik penambahan faktor  $\alpha$  digunakan untuk meningkatkan akurasi serta kekonvergenan, namun penggunaannya meningkatkan teknik penghitungan waktu. Untuk meningkatkan kinerja nilai  $\alpha$  ditentukan dalam bentuk

$$\alpha_k = \alpha_0 + \frac{\beta_0}{k} \quad (3.37)$$

dimana  $\alpha_0$  dan  $\beta_0$  adalah konstanta positif. Pemilihan faktor relaksasi meningkatkan kekonvergenan secara signifikan dengan konvergensi kinerja. Faktor  $\alpha$  dapat ditentukan pula berdasarkan konvergensi yang cocok yaitu :

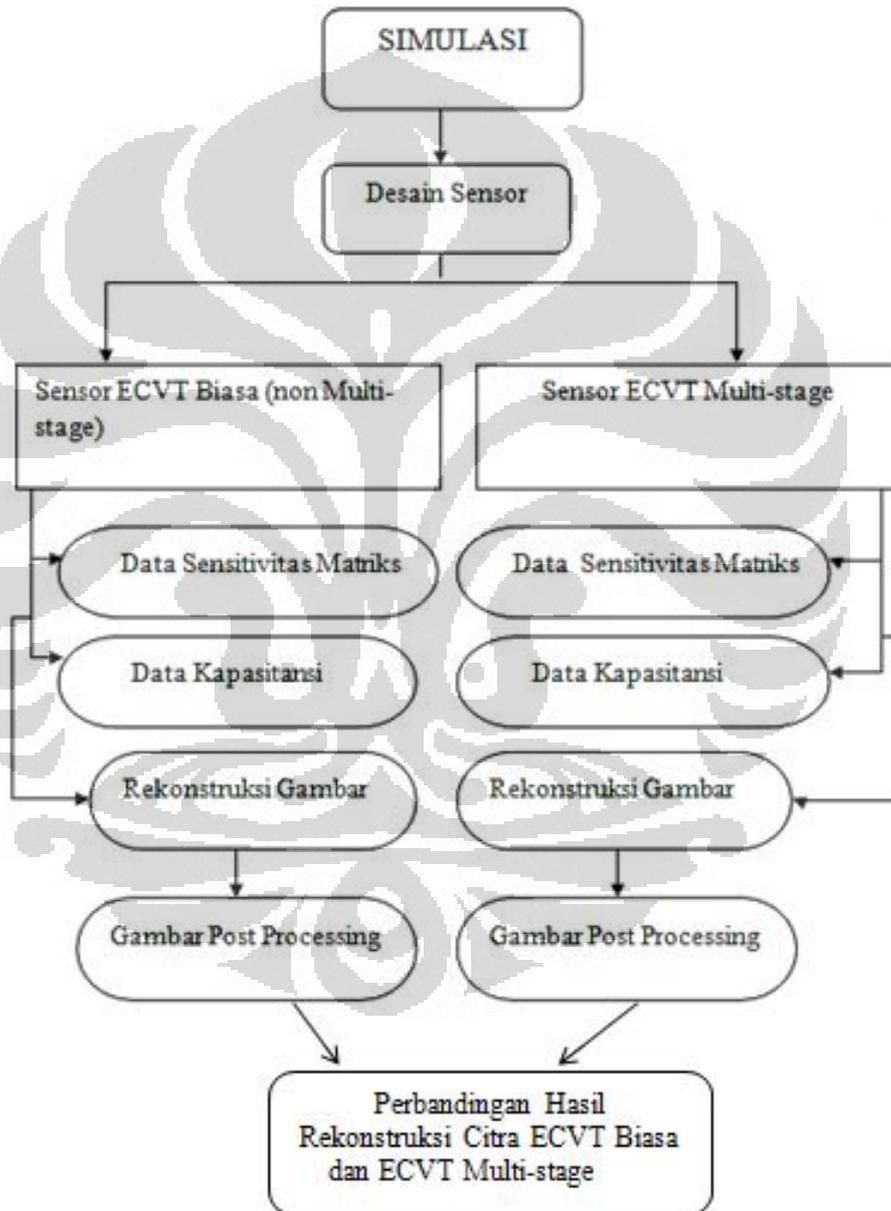
$$\alpha_k = \frac{2}{\lambda} \quad (3.38)$$

dimana  $\lambda$  adalah nilai eigen dari fungsi  $S^T S$ . Nilai  $\alpha_k$  memiliki pengaruh terhadap kualitas image dan kekonvergenan [8].

## BAB 4

### METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini membahas mengenai penelitian yang dilakukan meliputi proses simulasi. Gambar 4.1 merupakan skema penelitian yang dilakukan



Gambar 4.1 Skema Penelitian

#### 4.1 Pemodelan Sistem ECVT

Dalam tugas akhir ini dilakukan simulasi/komputasi dengan Comsol Multiphysics 3.4 untuk mendapatkan desain sensor tiga dimensi ECVT yang optimal, baik desain sensor ECVT biasa maupun sensor ECVT multi-stage. Desain sensor tiga dimensi sistem ECVT akan sangat menentukan citra yang dihasilkan. Hal ini disebabkan setiap desain memiliki distribusi sensitivitas yang berbeda-beda tergantung pada model yang dibuat. Pembuatan desain sensor melalui simulasi/komputasi merupakan hal yang penting, karena simulasi/komputasi ini lebih mudah, efisien, dan ekonomis dibandingkan dengan percobaan sesungguhnya. Dengan simulasi, model sensor dapat diubah sesuai dengan model yang diinginkan serta menghemat waktu dibandingkan dengan membuat secara langsung.

Pemodelan simulasi desain sensor tiga dimensi ECVT menggunakan persamaan fisika untuk memprediksikan hasil suatu eksperimen. Penggunaan software Comsol Multiphysics 3.4 pada simulasi dapat memberikan kemudahan untuk setiap perubahan berbagai parameter fisika yang digunakan. Pembuatan desain sensor serta data set sensitivitas matriks simulasi 3 dimensi dan komputasi medan listrik dikerjakan dengan menggunakan program Comsol Multiphysics 3.4. Program tersebut juga dapat untuk menyelesaikan kasus persamaan diferensial parsial (*Partial Differential Equation* - PDE) dari sistem perambatan medan listrik di dalam suatu medium. Untuk memulai suatu simulasi maka perlu diketahui pula landasan teori atau bentuk persamaan diferensial yang akan digunakan, untuk itu akan diterangkan berkenaan dengan penelusuran sistem persamaan yang akan digunakan dalam simulasi.

#### 4.2 Deskripsi Sistem

Sistem dirancang bertujuan untuk mengetahui distribusi medan listrik setiap model sensor. Untuk model sensor ECVT biasa terdiri dari sensor 8 chanel dan 16 chanel, prinsipnya satu chanel diaktifkan dan chanel lain floating (tidak diberi apa-apa). Sedangkan model sensor multi-stage 2 terdiri dari sensor 32 chanel, prinsipnya dua chanel sebagai sumber diaktifkan bersamaan dengan diberikan potensial listrik sebesar 1 dan dua chanel sebagai detektor diberikan potensial listrik -1. Untuk model sensor multi-stage 4 32 chanel, empat chanel

sebagai sumber diaktifkan bersamaan dengan diberikan potensial listrik sebesar 1 dan empat chanel sebagai detektor diberikan potensial listrik -1.

Dari model sensor ECVT biasa didapat distribusi medan listrik untuk chanel yang pertama, dan demikian seterusnya bergantian dengan chanel berikutnya sampai pada jumlah chanel yang ada. Masing-masing distribusi medan listrik dari tiap-tiap chanel dikalikan dengan chanel pasangannya untuk mendapatkan sensitivitas suatu sensor pasangan misalnya sensor nomor satu dengan sensor nomor dua, lalu sensor nomor satu dengan sensor nomor tiga, demikian seterusnya hingga didapat jumlah sensitivitas sebanyak  $N(N-1)/2$  yaitu 28 macam untuk 8 chanel dengan menggunakan formulasi tersebut dapat dihitung jumlah sensitivitas untuk 16 chanel. Sedangkan dari model sensor multi-stage juga akan didapat distribusi medan listrik dari masing-masing pasangan chanel dan jumlah sensitivitas sebanyak  $N(N-3)/2$  untuk pasangansumber dan detektor 2 chanel dan 4 chanel. Sensitivitas sensor ECVT biasa 8 chanel akan dibandingkan dengan sensor ECVT Multi-stage 4, sedangkan sensitivitas sensor ECVT 16 chanel dibandingkan dengan sensor ECVT Multi-stage 2. Sensitivitas ini kemudian direkonstruksi dan dicari korelasi sensitivitas dengan citra yang dihasilkan. untuk mendapatkan desain model dengan sensitivitas yang optimal.

### 4.3 Parameter Fisika

Dalam melakukan simulasi ECVT, kita harus mengatur beberapa besaran fisika yang berperan dalam sistem ECVT ini.

#### 4.3.1 Parameter Subdomain

Parameter subdomain menjelaskan mengenai karakteristik fisika pada domain utama model. Domain utama model ini dibagi kedalam beberapa subdomain. Pada subdomain dapat diatur dengan nilai yang berbeda-beda dengan beberapa tipe sebagai berikut :

- a. Koefisien : mendefinisikan persamaan diferensial parsial pada subdomain.
- b. Karakteristik material : mendefinisikan kasus fisika pada subdomain.

Persamaan yang digunakan untuk menyelesaikan masalah ini adalah persamaan poisson. Persamaan *subdomain* pada medium adalah sbb

(4.1)

Nilai  $\epsilon$  pada persamaan di atas merupakan permitivitas pada medium sensor yang berupa udara dan bernilai 1.  $\rho$  merupakan *space charge density* yang bernilai nol karena medium berupa dielektrik. Ketentuan ini berlaku untuk semua jenis sensor yang dibuat.

#### 4.3.2 Parameter Boundary

Boundary merupakan bagian yang membatasi antara bagian interior sensor dengan bagian luar sensor. Syarat batas yang ditentukan pada saat pemodelan menentukan kondisi yang menghubungkan geometri model dengan sekelilingnya. Electroda yang aktif diberi nilai elektrostatis sama dengan satu sedangkan elektroda yang lain di *floating* atau di ground. Untuk tutup dan alas tabung diberi kondisi *zero charge/symmetry*. Dengan demikian tutup atas dan alas tabung dianggap tidak ada.

Dalam hal ini pengaturan boundary menunjukkan elektroda-elektroda yang dipasang pada sensor, sehingga elektroda tersebut di-*setting* sebagai input dan dianggap sumber tegangan. Hal ini akan menimbulkan beda potensial antara elektroda satu dengan elektroda yang lainnya sehingga terdapat kapasitansi diantara elektroda-elektroda tersebut. Nilai kapasitansi ini dipengaruhi oleh distribusi permitivitas objek yang terdapat di dalam sensor.

#### 4.3.3 Parameter Mesh

Mesh merupakan bagian dari model geometri yang terdiri dari unit-unit kecil dengan bentuk yang sederhana (*tetrahedral*). Ukurannya dapat diatur sekecil apapun sesuai dengan kemampuan tingkat komputasi dari Komputer yang digunakan. Mesh merupakan suatu metode bagian dari metode elemen-hingga untuk menyelesaikan suatu kasus dimana domain kasus akan dibagi kedalam beberapa bagian kecil (*mesh*).

Agar solusi lebih akurat maka parameter mesh dirubah menjadi *finer* pada opsi *mapped mesh parameter*. Karena semakin kecil ukuran meshnya, semakin akurat solusi yang didapat. Penentuan ini dibatasi pada kemampuan komputer saat penelitian.

#### 4.4 Sensitivitas Matriks

Sensitivitas matriks didapat melalui beberapa tahap, setelah desain sensor selesai, lalu menentukan parameter boundary. Kemudian dilakukan proses meshing lalu disolve. Lalu dari hasil distribusi medan listrik yang didapat, diperoleh nilai medan listrik yang kemudian diekspor ke dalam MATLAB. Data koordinat tersebut kemudian diproses kedalam script pengolahan sensitivitas matriks.

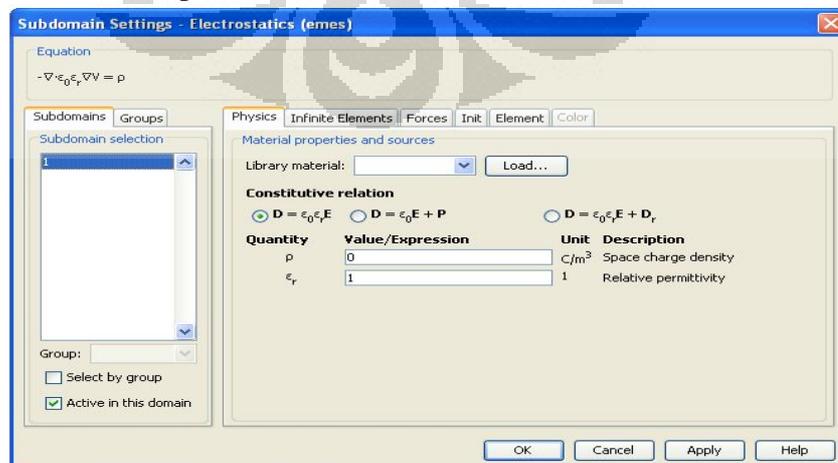
Sensitivitas matrik merupakan perkalian distribusi medan listrik sensor satu dengan sensor sekitarnya. Sehingga di dapatkan pengukuran secara berpasangan sejumlah  $N(N-1)/2$  dan  $N(N-3)/2$ . Dengan demikian dari 8 chanel sensor maka terdapat 28 pengukuran berpasangan pada sensor. Sedangkan dari 32 chanel multistage 2 didapatkan 464 pengukuran dan 104 pengukuran untuk 32 chanel multistage 4.

Setelah mendapatkan distribusi map, kemudian dilakukan proses normalisasi. Normalisasi adalah mengubah suatu relasi yang memiliki masalah tertentu ke dalam dua relasi atau lebih yang tidak memiliki masalah.

##### 4.4.1 Sensitivitas Matriks Model Sensor Biasa

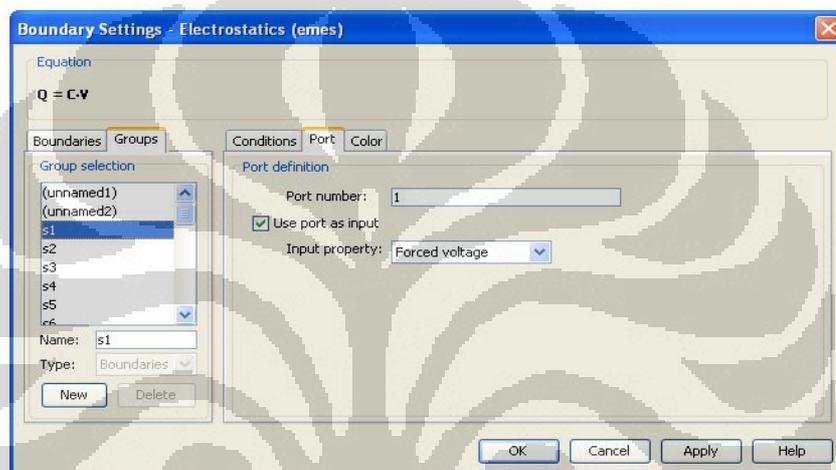
Setelah mendapatkan desain sensor 8 chanel dan 16 chanel, proses selanjutnya adalah memasukkan data input kondisi sensor tersebut. Langkah-langkahnya sebagai berikut :

1. Memasukkan nilai  $\rho$  pada nilai nol di seluruh daerah subdomain karena simulasi dilakukan pada kondisi medium dielektrik (Gambar 4.2).



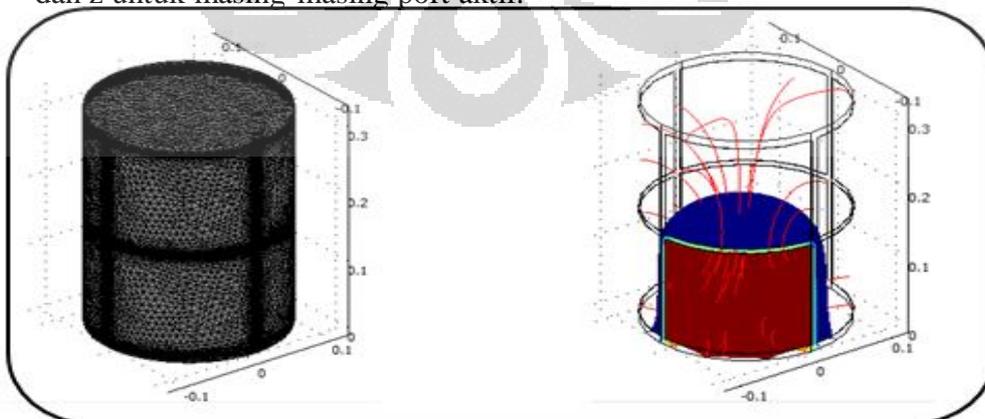
Gambar 4.2. Subdomain Setting

- Memasukkan nilai permitivitas  $\epsilon$  bernilai 1 karena sensitivitas dicari dalam keadaan ruang kosong.
- Pada daerah boundary di setiap sensor, diberikan kondisi 'port force voltage' dengan nilai 1 untuk port dalam kondisi aktif dan 0 untuk port dalam kondisi non-aktif secara bergantian pada compsol script. (Pemberian nilai potensial dilakukan secara bergantian setelah meshing sejumlah 28 pengukuran (sensor 8 chanel), 120 pengukuran (sensor 16 chanel), dan 496 pengukuran (sensor 32 chanel)).



**Gambar 4.3.** Boundary Setting

- Proses meshing yaitu membagi keadaan menjadi bagian-bagian kecil (diskritisasi) dengan metode elemen berhingga sehingga memudahkan dalam mengambil data simulasi distribusi matriks sensitivitas pada komponen x, y dan z untuk masing-masing port aktif.



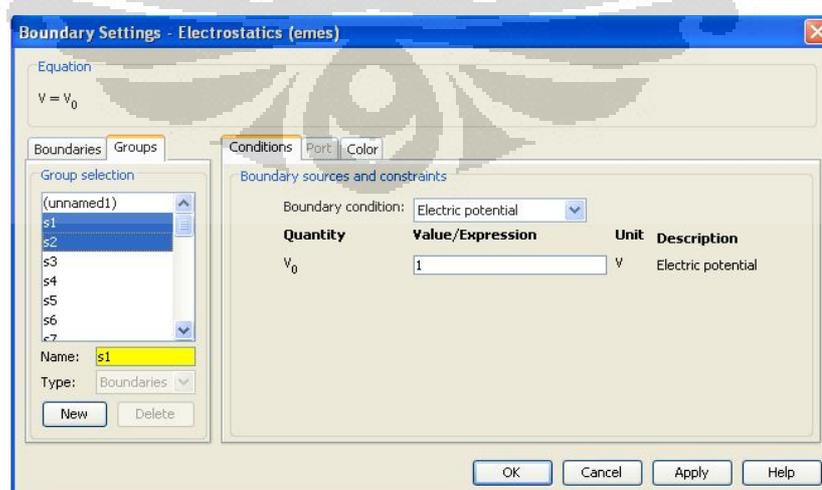
**Gambar 4.4.** Proses Meshing dan Distribusi Medan Listrik Sensor ECVT Biasa

5. Data pengukuran berupa distribusi medan listrik yang kemudian diekspor kedalam MATLAB untuk diproses menjadi data matriks sensitivitas.

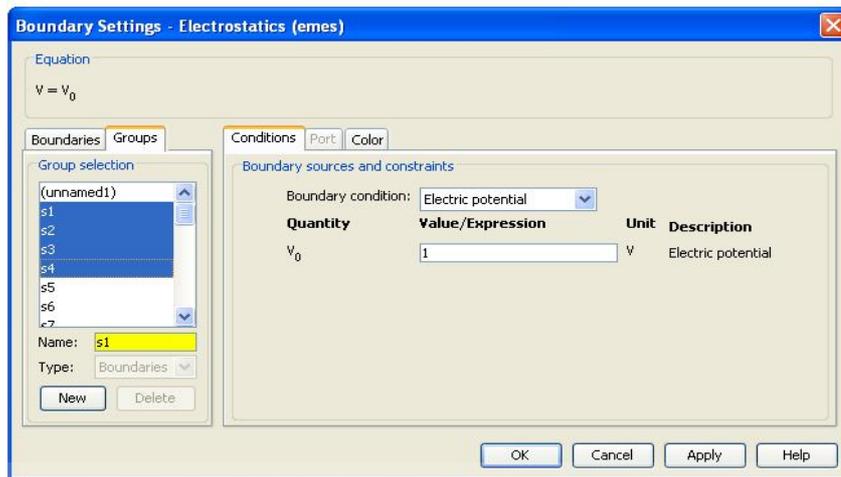
#### 4.4.2 Sensitivitas Matriks Model Sensor Multi-stage

Setelah mendapatkan desain sensor 32 chanel, proses selanjutnya adalah memasukkan data input kondisi sensor tersebut. Langkah-langkahnya sebagai berikut :

1. Memasukkan nilai  $\rho$  pada nilai nol di seluruh daerah subdomain karena simulasi dilakukan pada kondisi medium dielektrik
2. Memasukkan nilai permitivitas  $\epsilon$  bernilai 1 karena sensitivitas dicari dalam keadaan ruang kosong.
3. Untuk model sensor ECVT Multi-stage 2, pada pengaturan boundary, 2 chanel diberikan kondisi potensial listrik dengan nilai 1 secara bersamaan untuk port dalam kondisi aktif dan 0 untuk port dalam kondisi non-aktif secara bergantian pada compsol script. (Pemberian nilai potensial dilakukan secara bergantian setelah meshing sejumlah 464 pengukuran (sensor 32 chanel) . Sedangkan, model sensor ECVT Multi-stage 4, pada daerah boundary 4 chanel diberikan kondisi potensial listrik dengan nilai 1 secara bersamaan untuk port dalam kondisi aktif dan 0 untuk port dalam kondisi non-aktif secara bergantian pada compsol script. (Pemberian nilai potensial dilakukan secara bergantian setelah meshing sejumlah 104 pengukuran (sensor 32 chanel).

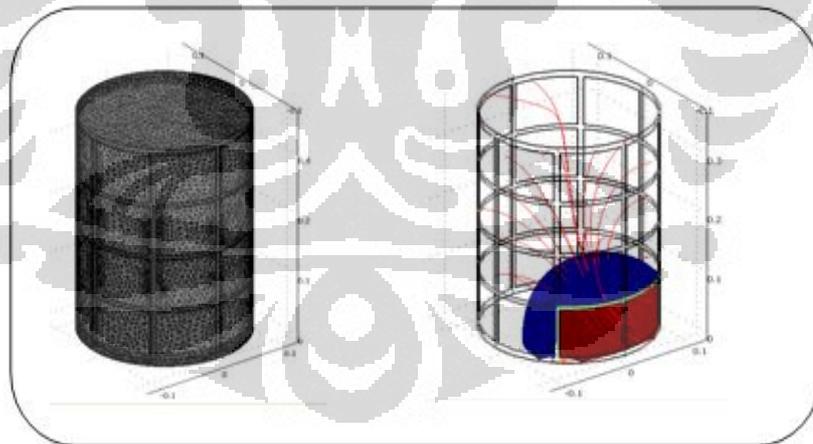


Gambar 4.5. Boundary Setting untuk Sensor Multi-stage 2

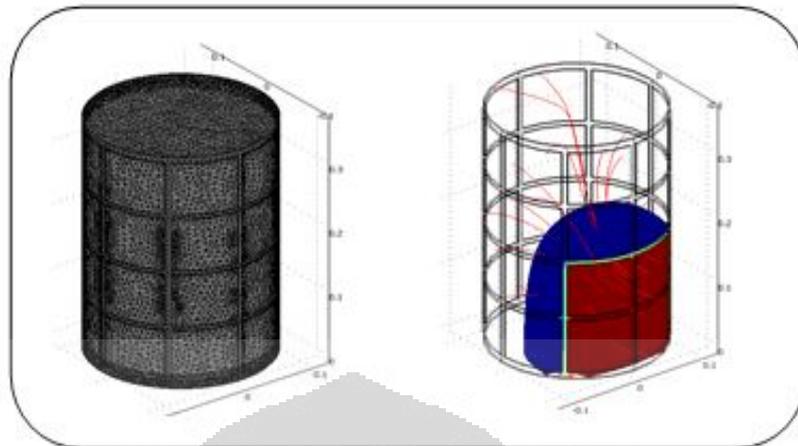


Gambar 4.6. Boundary Setting untuk Sensor Multi-stage 4

4. Proses meshing yaitu membagi keadaan menjadi bagian-bagian kecil (diskritisasi) dengan metode elemen berhingga sehingga memudahkan dalam mengambil data simulasi distribusi matriks sensitivitas pada komponen x, y dan z untuk masing-masing port aktif.
5. Data pengukuran berupa distribusi medan listrik yang kemudian diekspor kedalam MATLAB untuk diproses menjadi data matriks sensitivitas.



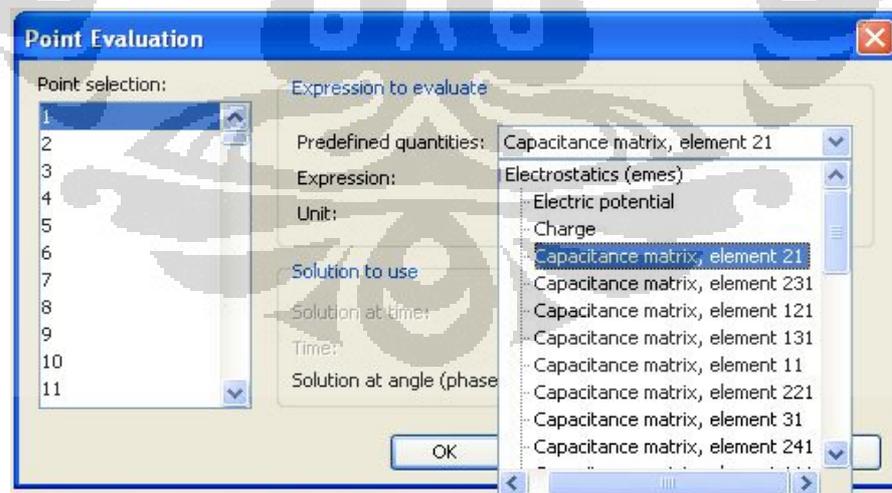
Gambar 4.7. Proses Meshing dan Distribusi Medan Listrik Sensor ECVT Multi-stage2



**Gambar 4.8.** Proses Meshing dan Distribusi Medan Listrik Sensor ECVT Multi-stage4

#### 4.5 Kapasitansi

Nilai kapasitansi bisa didapat secara langsung dari menu postprocessing dengan sub menu point evaluation atau dengan menggunakan script kapasitansi. Data kapasitansi yang terukur merupakan matriks kapasitansi pasangan elektroda sebanyak jumlah pengukuran yaitu 28 pengukuran untuk sensor ECVT 8 elektroda. Untuk 32 elektroda sensor ECVT biasa 496 pengukuran, sensor ECVT Multi-stage 2 sebanyak 464 pengukuran, sensor ECVT Multi-stage 4 sebanyak 104 pengukuran.



**Gambar 4.9.** Menu postprocessing parameter.

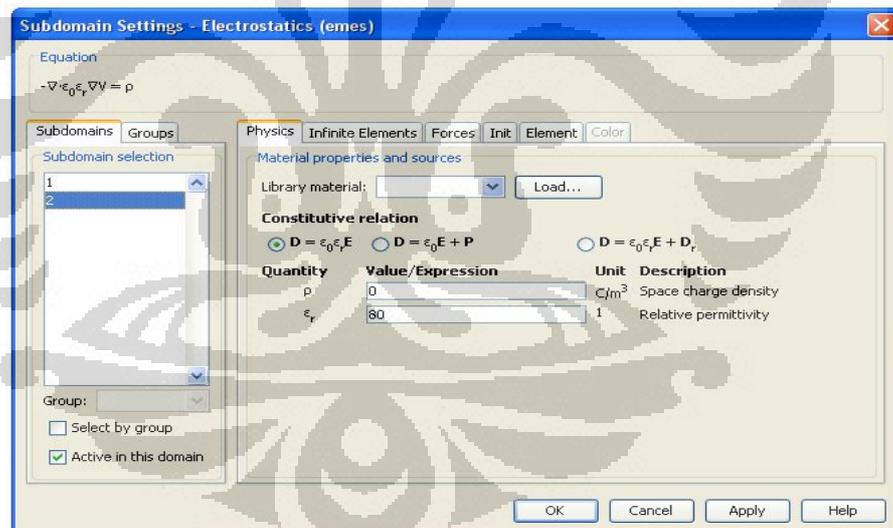
Untuk desain sensor ECVT biasa maupun Multi-stage, mencari nilai kapasitansinya dapat menggunakan script kapasitansi. Langkah-langkah yang harus dilakukan yaitu terlebih dahulu memasukkan data input kondisi sensor tersebut sama seperti saat mencari nilai sensitivitas.

#### 4.5.1 Parameter Subdomain untuk Mencari Kapasitansi Sensor

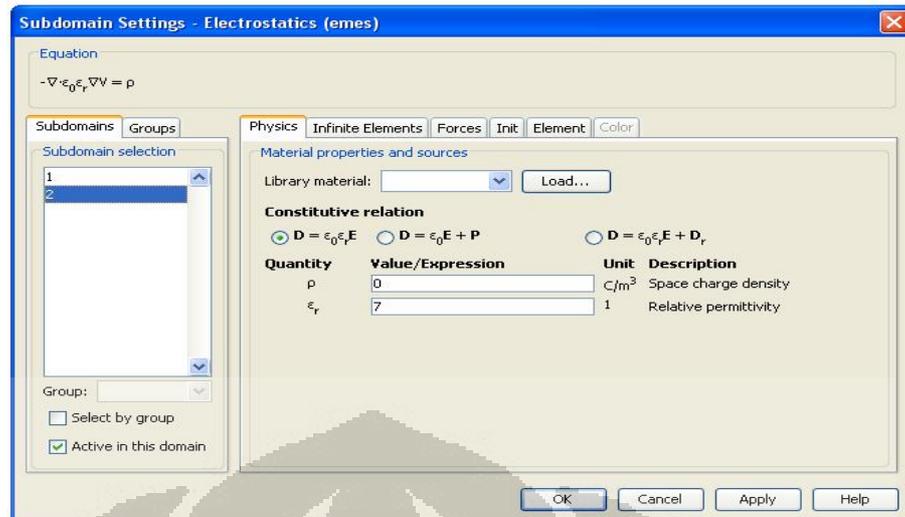
Subdomain merupakan bagian interior dari model sensor yang kita desain. Parameter fisika pada subdomain ini mengikuti persamaan Poisson seperti yang telah diturunkan pada bab sebelumnya.

$$\nabla \cdot \epsilon(x, y) \nabla \phi(x, y) = \rho$$

Nilai rapat muatan  $\rho$  pada subdomain di set sama dengan nol karena dalam hal ini kita menggunakan media dielektrik, sedangkan untuk nilai permitivitas relatif dimasukkan nilai 1 dan 80 yang menunjukkan bahwa di dalam sensor tersebut terdapat udara (permitivitas relatif udara = 1) dan air (permitivitas relatif air = 80).



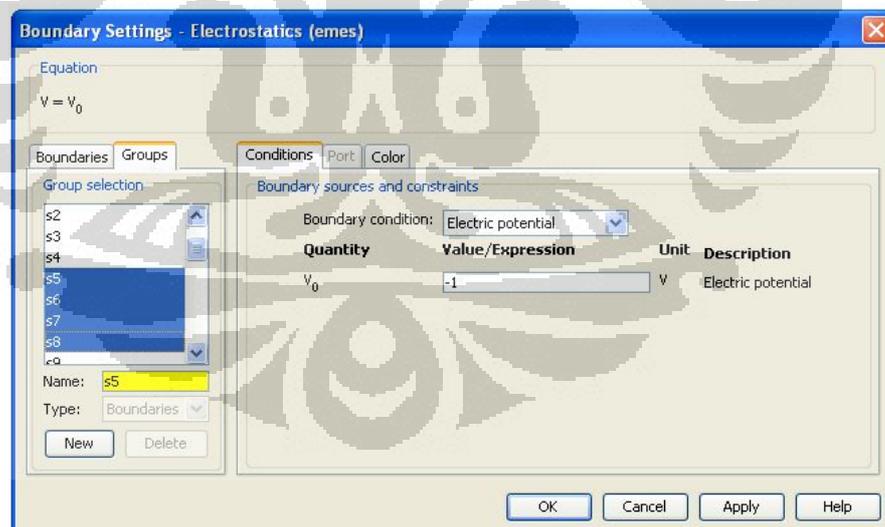
**Gambar 4.10.** Subdomain Setting untuk Sensor Berisi Air



Gambar 4.11. Subdomain Setting untuk Sensor Berisi Bola

#### 4.5.2 Parameter Boundary untuk Mencari Kapasitansi Sensor

Pengaturan boundary untuk mencari kapasitansi sensor ECVT biasa sama seperti pengaturan boundary saat mencari nilai sensitivitas. Akan tetapi sedikit berbeda untuk sensor ECVT Multi-stage, yaitu channel sumber diatur pada nilai potensial listrik 1, sedangkan channel detektor diatur -1.



Gambar 4.12. Boundary Setting untuk Sensor ECVT Multi-stage

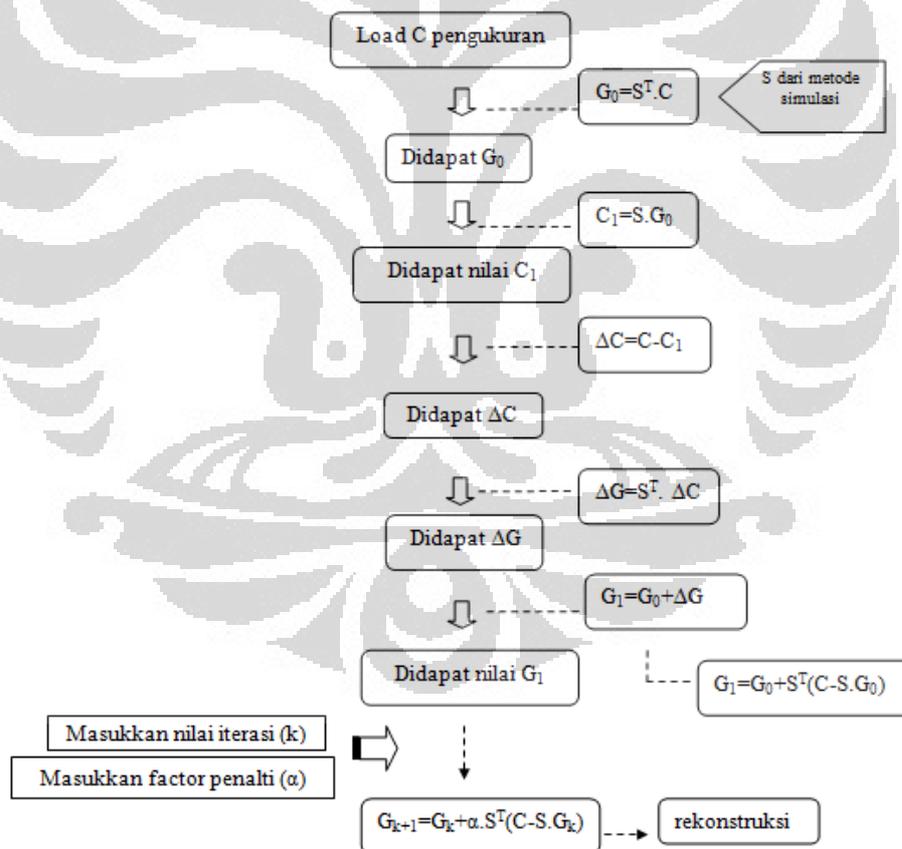
## 4.6 Rekonstruksi Citra

Setelah hasil sensitivitas matriks didapat, proses selanjutnya adalah menggunakan data pada nilai S tersebut kedalam proses rekonstruksi citra. Proses ini dilakukan dengan menggunakan perintah script pada software MATLAB untuk metode rekonstruksi, Landweber Equation.

### 4.6.1 Metode Landweber Equation

Proses rekonstruksi metode Landweber Equation mengacu pada Persamaan 3.45 yaitu mencari nilai G dari nilai kapasitans terukur C (dari pengukuran sensor -diambil oleh sistem akuisisi data- berbentuk matriks) dan nilai sensitivitas matriks S yang didapat dari simulasi. Kemudian dilakukan proses iterasi dan penambahan faktor penalti.

Flowchart metode Landweber Equation, ditunjukkan oleh Gambar 4.13



Gambar 4.13 Langkah simulasi rekonstruksi metode Landweber

Pada perintah matlab sebagai berikut :

1. Mendapatkan nilai C dari pengukuran :

$$dn=(d-VoutE)./(VoutF-VoutE);$$

$d_n$  : nilai kapasitans keseluruhan yang diambil setelah objek masuk

$d$  : nilai kapasitans ketika diisi objek tertentu

$V_{outE}$ : nilai kapasitans ketika diisi udara / tidak ada objek (empty)

$V_{outF}$ : nilai kapasitans ketika diisi air / ada objek(full)

$$y1 = dn';$$

$y1$  : mendapatkan data kapasitans  $d_n$  dalam bentuk tranpos

## 2. Mencari nilai $\Delta C$

$$phi1 = y1 - ant3d' * v0$$

$phi1$  : mendapatkan nilai  $\Delta C$

$y1$  : nilai kapasitans dari point (1)

$ant3d'$  : nilai matriks

$v0$  : nilai permitivitas  $G_k$

## 3. Mencari nilai $G_{k+1}$

$$v = v0 + alpha0 * (an3d' * phi1);$$

$phi1$  : nilai  $\Delta C$  dari point (2)

$alpha0$  : nilai alpha

$an3d$  : nilai matriks sensitivitas

$v0$  : nilai permitivitas  $G_k$

$v$  : nilai permitivitas  $G_{k+1}$

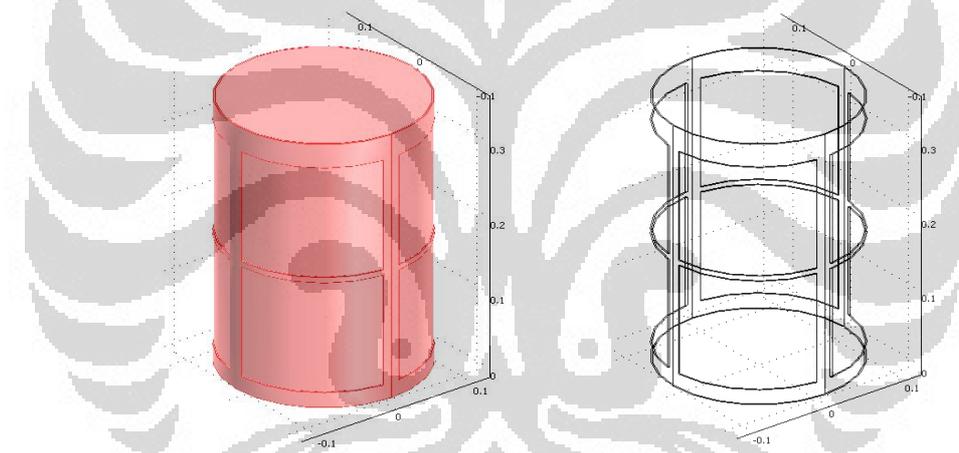
Perintah (command) untuk metode Landweber Equation selengkapnya terdapat di lampiran.

## BAB 5

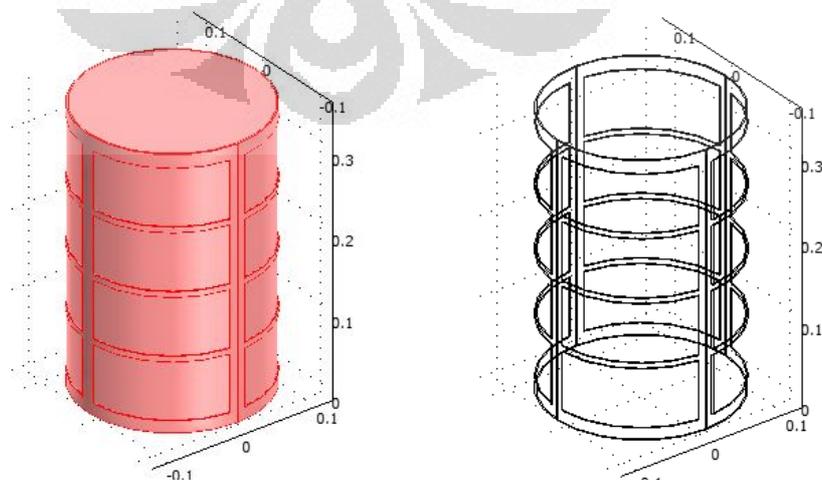
### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 5.1. Desain dan Simulasi Model Sensor

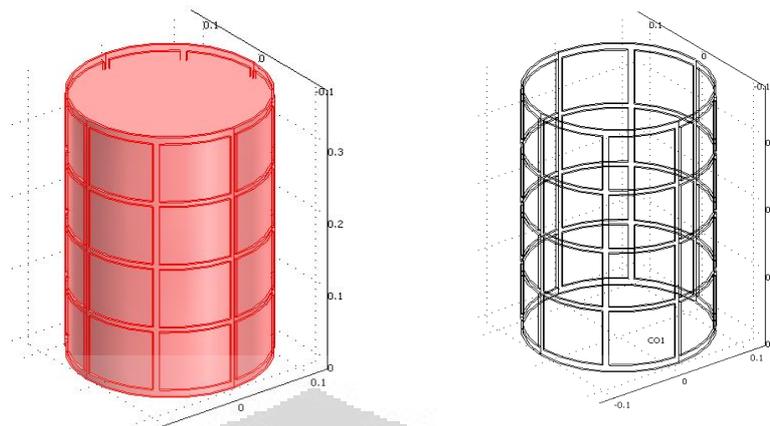
Sebagai tahapan awal untuk basis pengembangan sistem scanning Multi-stage untuk jumlah sedikit. Langkah awal yang dilakukan untuk melakukan komputasi sensor ECVT dan ECVT Multi-stage yaitu membuat desain sensor yang akan digunakan. Pembuatan desain ini dilakukan dengan Comsol Multiphysics Ver.3.4. Sensor yang digunakan adalah sensor 8 chanel segiempat 2 tingkat, sensor 16 chanel segiempat 4 tingkat, dan sensor 32 chanel segiempat 4 tingkat.



**Gambar 5.1 (a)** Geometri 8 Sensor Segiempat (2 tingkat)



**Gambar 5.1 (b)** Geometri 16 Sensor Segiempat

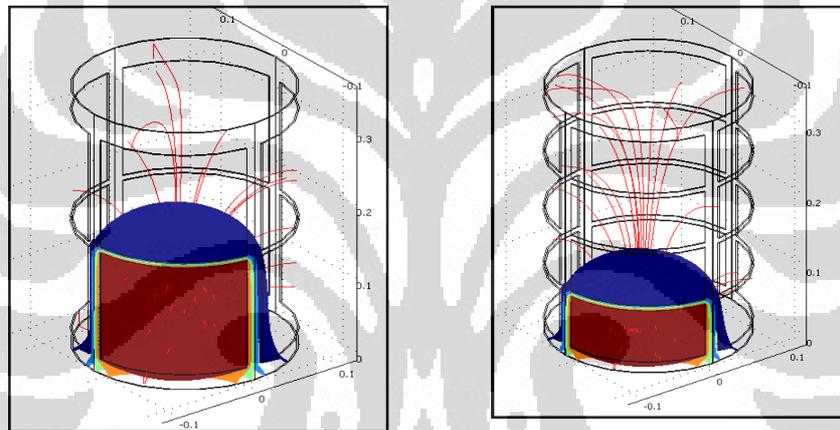


**Gambar 5.1** (c) Geometri 32 Sensor Segiempat (4 tingkat )

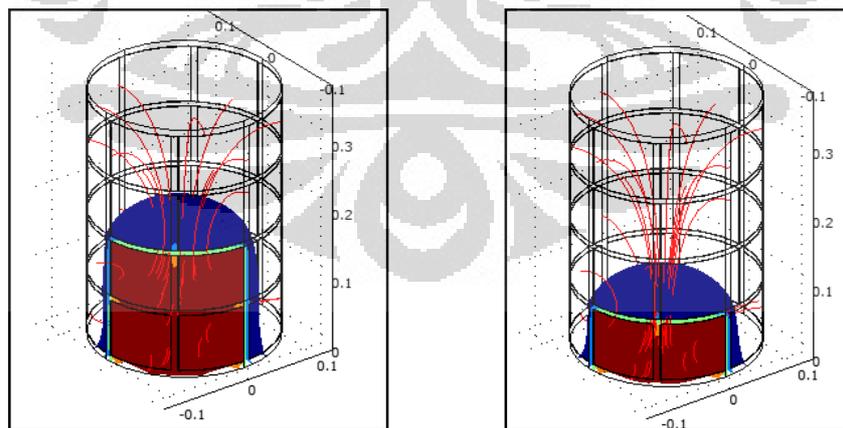
Desain pada sensor ECVT sangat memiliki pengaruh penting untuk mendapatkan citra. Desain sensor ini berkaitan dengan jumlah pengukuran sensitivitas. Nilai sensitivitas ini akan berhubungan kemampuan sensor/ seberapa sensitivitas suatu chanel sensor untuk mengambil data kapasitansi dari sensor yang digunakan. Perbedaan luasan sensor dan jumlah sensor (chanel sensor ) mempengaruhi spesifikasi dan sensitivitas dalam mendeteksi suatu objek tertentu. Dalam bidang medis, khususnya untuk pencitraan, sangat dibutuhkan desain sensor yang memiliki luasan kecil dan dalam jumlah yang banyak. Hal ini karena tubuh manusia terdiri dari jaringan yang kompleks dan berbeda antara satu dengan yang lainnya. Luasan chanel sensor yang semakin kecil dapat menghasilkan jumlah pengukuran yang semakin banyak pula. Akan tetapi, jumlah chanel sensor yang semakin banyak dapat mengurangi intensitas sinyal yang dihasilkan.

Untuk mengatasi permasalahan tersebut, penggunaan lebih dari 1 elektroda yang aktif sebagai 1 chanel sensor diharapkan menjadi solusi tepat. Luasan keseluruhan 1 chanel dibagi menjadi beberapa segmen, sehingga dihasilkan luasan yang lebih kecil dan jumlah yang lebih banyak. Sensor 8 chanel memiliki luasan 1 chanel yang paling besar. Luasan 1 chanel pada sensor 16 chanel memiliki luasan setengah luasan 1 chanel pada sensor 8 chanel. Sedangkan luasan 1 chanel pada sensor 32 chanel memiliki luasan seperempat luasan 1 chanel pada sensor 8 chanel. Sehingga pada saat pengaktifasian chanel sensor tersebut, parameter luasan total chanel yang aktif itu, baik ECVT biasa maupun ECVT Muti-stage sama.

Masing-masing sensor ini kemudian disimulasikan dengan memberikan tegangan listrik pada chanel sensor yang aktif. Pengaktifan chanel sumber untuk sensor biasa dengan mengaktifkan 1 chanel sumber sebagai port aktif, distribusi medan listrik dari chanel sumber (tegangan tinggi) ke chanel detektor (tegangan rendah). Pengaktifan chanel sumber untuk sensor Multi-stage dengan memberikan tegangan listrik sebesar 1 Volt untuk 2 chanel sensor dan 4 chanel sensor. Dengan adanya beda tegangan yang diberikan pada sensor, maka akan ada distribusi medan listrik, yang ditunjukkan oleh adanya garis-garis gaya listrik seperti Gambar 5.2 berikut. Medan listrik ini terdistribusi ke seluruh ruang sensor. Garis berwarna merah) keluar dari chanel sumber (tegangan tinggi) menuju chanel detektor (tegangan rendah)



**Gambar 5.2** (a) Distribusi Medan Listrik pada sensor 8 chanel dan sensor 16 chanel



**Gambar 5.2** (b) Distribusi Medan Listrik pada sensor multi-stage4 32 chanel dan multi-stage2 32 chanel

## 5.2 Distribusi Sensitivitas Sensor ECVT dan ECVT Multi-stage

Dari hasil komputasi distribusi medan listrik yang dilakukan sebelumnya, didapatkan nilai medan listrik untuk masing-masing channel tiap koordinat sensor. Nilai medan listrik ini selanjutnya diekspor ke dalam Matlab. Data tersebut kemudian diproses dengan menggunakan script pengolahan sensitivitas matriks.

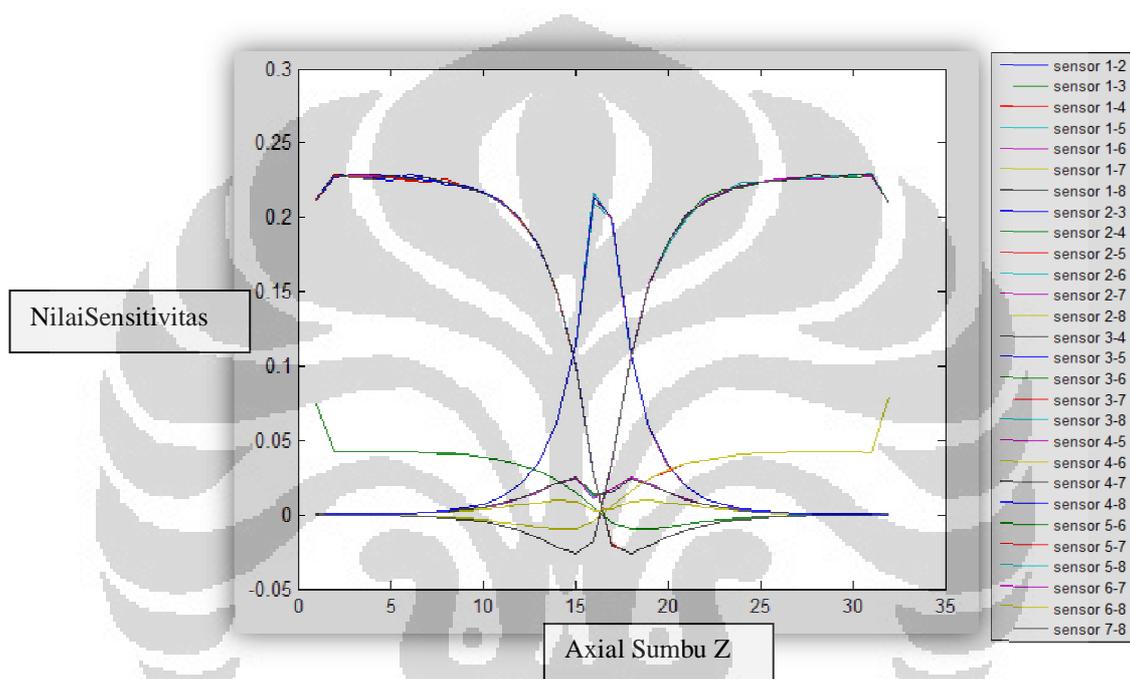
Sensitivitas matriks menunjukkan seberapa besar suatu benda dengan ukuran mendekati nol dan memiliki permitivitas yang lebih tinggi dibandingkan dengan sekitarnya mempengaruhi perubahan kapasitansi yang diukur, apabila benda tersebut diletakkan di ruang medan listrik yang dibentuk oleh dua plat sensor elektroda. Sensitivitas ini dicari untuk mengetahui letak distribusi posisi kapasitansi terhadap daerah pengukuran sensor.

Berikut dipaparkan distribusi masing-masing model sensor yang telah dibuat. Sensitivitas yang dihasilkan merupakan sensitivitas hasil normalisasi terhadap sumbu z. Konsep dasar dari sensor kapasitansi untuk imaging volum 3D adalah mendistribusikan secara merata sensitivitas medan listrik untuk keseluruhan pada ruangan 3D. Konsep dasar dari sensor kapasitansi ini berhubungan pada variasi sensitivitas antara pasangan elektroda yang berlaku dan kekuatan sensitivitas dari nilai total kombinasi sensitivitas dari semua pasangan kapasitansi yang berlaku untuk nilai voxel tertentu.

Seragamnya kekuatan sensitivitas pada seluruh daerah sensing sangat penting untuk menghindari artifact atau distorsi image pada hasil rekonstruksi karena adanya ketidakseimbangan dari distribusi sensitivitas. Untuk sensor kotak, hitungan atau besaran yang terbesar pada sensitivitas ditemukan pada pasangan elektroda pada tingkatan yang sama. Besaran kekuatan sensitivitas tidak berpengaruh pada proses rekonstruksi, tapi sangat berhubungan pada SNR (signal to noise ratio) di pengukuran kapasitansi.

Dalam penelitian ini, dilakukan komputasi distribusi sensitivitas untuk sensor 8 channel, 16 channel, 32 channel (multi-stage2 dan multi-stage 4). Distribusi sensitivitas sensor ECVT Biasa akan dibandingkan dengan distribusi sensitivitas sensor ECVT Multi-stage. Untuk distribusi sensitivitas sensor ECVT 8 channel dibandingkan dengan distribusi sensitivitas sensor ECVT Multi-stage4 32 channel.

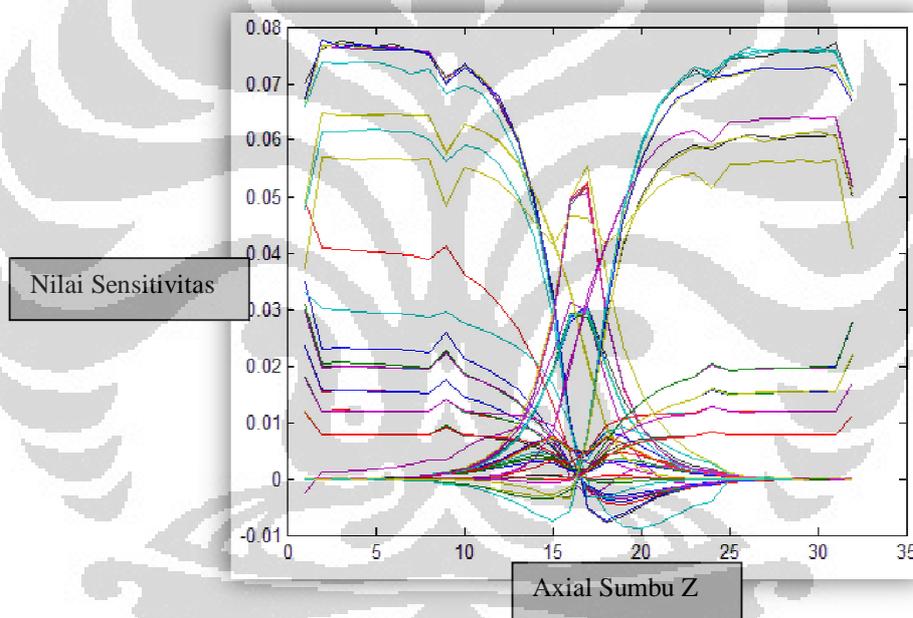
Sedangkan distribusi sensitivitas sensor ECVT 16 chanel dibandingkan dengan distribusi sensitivitas sensor ECVT Multi-stage 2 32 chanel. Mengapa sensor ECVT 8 chanel dibandingkan dengan ECVT Multi-stage 4?. Perbandingan yang dilakukan ini berdasarkan atas luasan elektroda yang aktif. Sensor ECVT Biasa luasan satu chanel sensornya memiliki luasan empat kali luasan chanel ECVT Multi-stage 4. Begitupun pada sensor ECVT 16 chanel, chanel sensor ini memiliki luasan dua kali luasan chanel ECVT Multi-stage 2.



**Gambar 5.3** (a) Distribusi Sensitivitas pada Sumbu Z 8 Chanel (2 tingkat)

Gambar 5.3 (a) tersebut menunjukkan distribusi sensitivitas untuk model 8 chanel sensor segiempat 2 tingkat. Dari kurva yang dihasilkan, didapatkan nilai sensitivitas untuk masing-masing pasangan sensor yang diukur. Pengukuran untuk sensor 8 chanel ini adalah 28 pengukuran sehingga dalam kurva tersebut terdapat 28 garis. Masing-masing garis ini memiliki nilai yang berbeda-beda. Meskipun garisnya ada yang tampak berhimpit, namun nilainya berbeda. Warna pada masing-masing garis tersebut hanya berfungsi untuk membedakan garis satu dengan garis lainnya. Sumbu horizontal merupakan sumbu Z. Angka 0 sampai 32 adalah banyaknya jumlah pixel dalam sumbu Z. Sumbu vertikal mewakili nilai sensitivitas. Semakin tinggi garis sensitivitas terhadap sumbu vertikal maka semakin tinggi pula intensitas sensitivitasnya.

Pada kurva ini terdapat dua *peak*/puncak, itu artinya tingkat yang digunakan adalah sensor dua tingkat. *Peak* pertama (kiri) merepresentasikan nilai sensitivitas untuk pasangan sensor tingkat 1 (bawah), misalnya pasangan sensor 1-2, 1-3, 1-4. *Peak* kedua (kanan) merepresentasikan nilai sensitivitas untuk pasangan sensor tingkat 2 (atas). Sedangkan *peak* diantara dua *peak* tersebut merepresentasikan nilai sensitivitas untuk pasangan sensor antar tingkat, misalnya pasangan sensor 1-5. *Peak* untuk pasangan sensor ini memiliki Sumbu vertikal mewakili nilai sensitivitas. Variasi distribusi sensitivitas untuk chanel ini masih belum bervariasi yang banyak. Hal ini karena chanel yang digunakan sensor hanya 8 chanel, sehingga interaksi medan listrik yang dihasilkan juga masih sedikit variasinya.



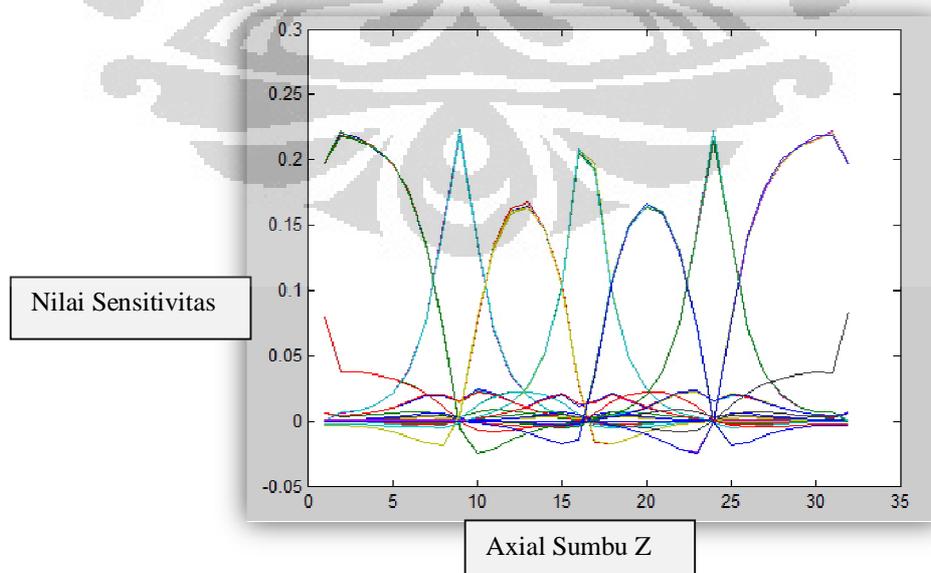
**Gambar 5.3 (b)** Distribusi Sensitivitas Sensor Multi-stage4 pada Sumbu Z 32 chanel

Untuk mencoba menyelesaikan problem tersebut, dicoba melakukan komputasi distribusi sensitivitas untuk sensor ECVT Multi-stage. Gambar 5.3 (b) tersebut menunjukkan distribusi sensitivitas untuk model 32 chanel sensor multi-stage 4. Kurva ini memiliki bentuk yang mirip seperti kurva distribusi sensitivitas untuk model 8 chanel sensor segiempat 4 tingkat pada Gambar 5.3 (a). Hal ini dikarenakan, saat men-*setting* boundary condition, empat chanel yang diaktifkan sekaligus tersebut membentuk luasan elektroda yang sama dengan luasan chanel aktif pada sensor 8 chanel. Akan tetapi, jumlah distribusi sensitivitas model 32

channel sensor multi-stage 4 ini lebih banyak yaitu sebanyak 104 pengukuran. Sama seperti pada sensor 8 channel, tiap garis pada kurva ini merepresentasikan nilai sensitivitas untuk masing-masing pasangan sensor yang aktif. Dengan jumlah garis yang lebih banyak dan lebih bervariasi ini, data kapasitansi yang diambil oleh sensor ECVT Multi-stage 4 tersebut akan lebih teliti lagi, yaitu  $\pm 4$  kali sensor ECVT biasa.

Akan tetapi, jika diamati lagi pada Gambar 5.3 (b), pada gambar tersebut terlihat bahwa bagian kanan memiliki distribusi kurang merata dibandingkan bagian kiri. Hal ini mengakibatkan daerah kiri lebih baik untuk mengambil kapasitansi dibandingkan sebelah kanan. Walaupun demikian, nilai sensitivitas sensor ECVT ini lebih tinggi dan akan lebih mampu mengambil data kapasitansi sebanyak 4 kali data kapasitansi sensor ECVT biasa 8 channel.

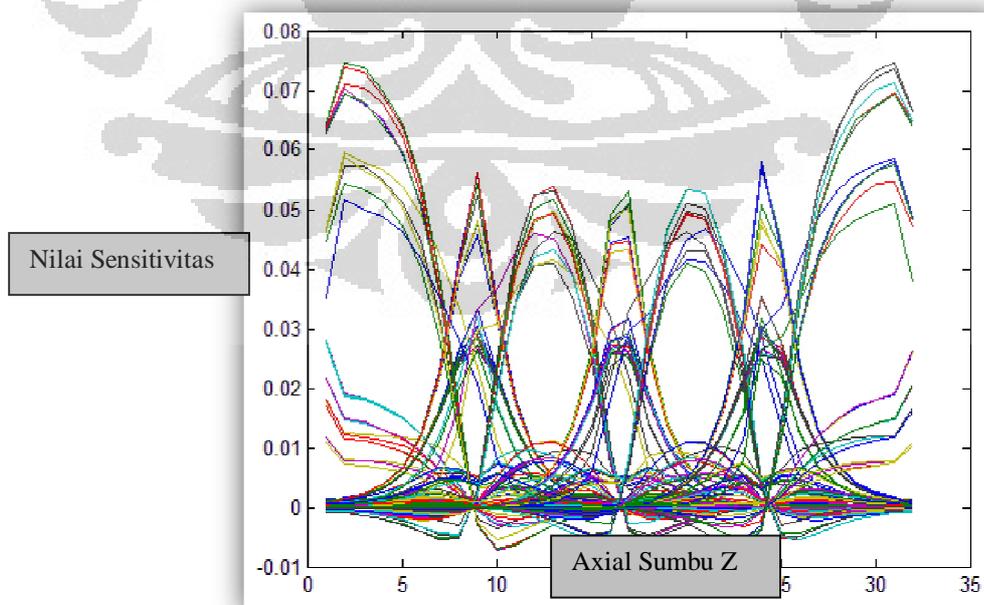
Variasi distribusi sensitivitas ini sangat penting, karena sensitivitas ini menunjukkan kesensitivitasan/kepekaan suatu channel sensor terhadap kapasitans. Jika ada suatu objek dengan permitivitas tertentu, sensor kapasitansi tersebut dapat mengambil data kapasitansinya. Pengambilan data kapasitansi ini tergantung nilai sensitivitas sensor tersebut. Jika nilai sensitivitasnya tinggi, maka sensor tersebut semakin baik dalam mengambil data kapasitansinya. Tanda minus pada grafik sumbu vertikal, maksudnya jika ada benda pada daerah tersebut, maka akan mengurangi nilai kapasitansinya.



**Gambar 5.3** (c) Sensitivitas Sensor pada Sumbu Z 16 Chanel (4 tingkat)

Gambar 5.3(c) tersebut menunjukkan distribusi sensitivitas untuk model sensor ECVT 16 chanel 4 tingkat. Distribusi yang dihasilkan sudah lebih bervariasi dibandingkan Gambar 5.3(a). Hal ini dikarenakan kombinasi pengukurannya bertambah, akibat dari jumlah chanel yang digunakan lebih banyak. Jumlah distribusi sensitivitas model 16 chanel sensor persegi 4 tingkat sebanyak 120 pengukuran. Pada kurva ini terdapat 4 *peak*, peak ini memperlihatkan hasil sensitivitas yang lebih *smooth*. Peak ini juga menunjukkan tingkat sensor yang digunakan sebanyak 4 tingkat. Dengan demikian, interaksi medan listrik yang dihasilkan memiliki variasi yang lebih banyak dibandingkan model sensor 8 chanel 2 tingkat. Interaksi medan listriknya dapat terjadi pada chanel sensor dalam tingkat yang sama dan dapat pula terjadi pada chanel sensor yang berbeda tingkat.

Dalam kurva tersebut, sensitivitas yang lebih *smooth* dihasilkan dari pasangan sensor yang berada dalam tingkat yang sama, misalnya pasangan chanel 1 dan 2, pasangan chanel 1 dan 3, pasangan chanel 1 dan 4. Sedangkan sensitivitas yang kurang *smooth* dihasilkan dari pasangan sensor yang berada dalam tingkat yang berbeda, misalnya pasangan sensor tingkat 1 dengan sensor tingkat 2, pasangan sensor tingkat 2 dengan sensor tingkat 3, pasangan sensor tingkat 3 dengan sensor tingkat 4.



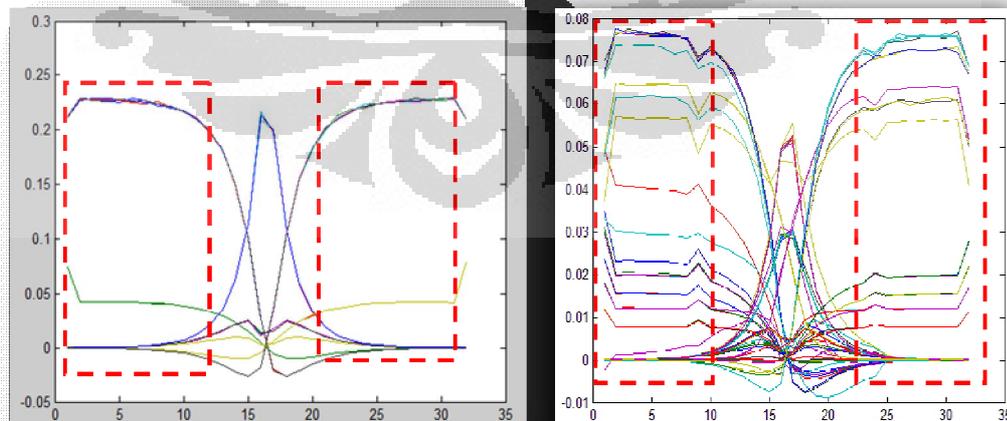
**Gambar 5.3** (d) Distribusi Sensitivitas Sensor Multi-stage2 pada Sumbu Z 32 chanel

Gambar 5.3 (d) tersebut menunjukkan distribusi sensitivitas untuk model sensor multi-stage 2 32 chanel. Kurva ini memiliki bentuk yang mirip seperti kurva distribusi sensitivitas untuk model 16 chanel sensor segiempat 4 tingkat pada Gambar 5.3 (b). Jumlah distribusi sensitivitas model sensor multi-stage 2 32 chanel ini lebih banyak yaitu sebanyak 464 macam. Hal ini karena chanel sensor yang digunakan lebih banyak, yaitu 32 chanel yang dipasangkan 2 untuk setiap chanel aktifnya.

Jika dibandingkan dengan Gambar 5.3 (b), untuk masing-masing keadaan distribusinya memiliki nilai yang bervariasi. Pada Gambar 5.3 (c) memiliki distribusi sensitivitas sebanyak 2 pengukuran, sedangkan Gambar 5.3 (d) memiliki distribusi sensitivitas sebanyak 9 pengukuran dengan nilai sensitivitas yang bervariasi. Kita juga dapat mengamati bahwa distribusi sensitivitas cukup simetri dan terdistribusi secara merata. Hal ini akan mereduksi distorsi image dan artifact pada hasil rekonstruksi.

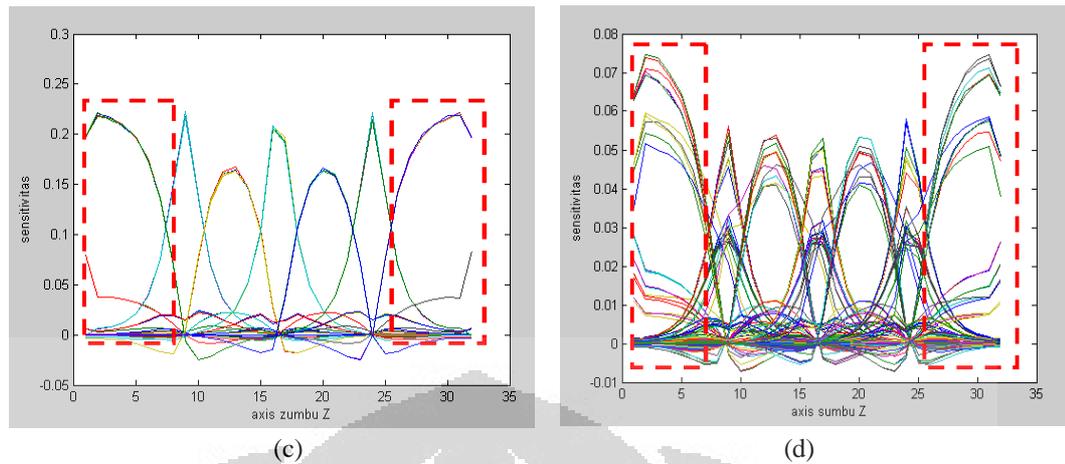
### 5.3 Dead Zone

Dead zone adalah suatu daerah pada sensitivitas map yang mengakibatkan citra yang dihasilkan mengalami distorsi. Daerah yang apabila benda diletakkan ditempat tersebut, tidak akan mempengaruhi pengukuran kapasitans. Karena diakibatkan sedikitnya variasi sensitivitas. Dalam rekonstruksi algoritma hal ini akan direduksi sekecil mungkin sehingga citra yang dihasilkan lebih optimal.



(a)

(b)



**Gambar 5.4** Area Daerah Deadzone

- (a) Sensor 8 Chanel Segiempat 4 Tingkat
- (b) Sensor 32 Chanel Segiempat 4 Tingkat Multi-stage 4
- (c) Sensor 16 Chanel Segiempat 4 Tingkat
- (d) Sensor 32 Chanel Segiempat 4 Tingkat Multi-stage 2

Dari Gambar 5.4 tersebut dapat dilihat perbandingan daerah dead zone yang dihasilkan untuk masing-masing model sensor yang berbeda. Kurva 2 dimensi tersebut menunjukkan hubungan antara nilai sensitivitas dan piksel terhadap arah sumbu z. Dalam kurva tersebut sumbu x merepresentasikan piksel terhadap arah sumbu z dan sumbu y merepresentasikan nilai sensitivitas.

Jika dibandingkan daerah dead zone pada sensor 8 chanel dengan daerah dead zone pada sensor 16 chanel. Sensor 8 chanel memiliki daerah dead zone lebih lebar dibandingkan 16 chanel. Jika suatu objek tertentu diletakkan di dalam sensor 8 chanel, khususnya pada daerah di antara piksel 0 sampai 10, maka sensor 8 chanel tersebut tidak dapat mengambil data kapasitansinya. Sehingga hasil rekonstruksinya belum cukup baik. Objek yang dihasilkan dapat mengalami distorsi. Untuk sensor multi-stage 2 32 chanel memiliki luas dead zone yang lebih kecil dibandingkan sensor multi-stage 4 32 chanel. Sama halnya pada sensor biasa, jika ada benda diletakkan pada daerah dead zone tersebut, sensor tidak dapat mengambil data kapasitansi. Akibatnya, objek yang dihasilkan akan kurang bagus.

#### 5.4 Hasil Rekonstruksi Simulasi

Simulasi ini dilakukan untuk masing-masing model sensor, baik sensor ECVT maupun ECVT Multi-stage. Rekonstruksi ini dapat dilakukan setelah didapatkan data kapasitansi. Data kapasitansi yang diperoleh merupakan data kapasitansi sensor dalam keadaan kosong, sensor diberikan air, dan sensor diberikan objek dengan permitivitas tertentu.

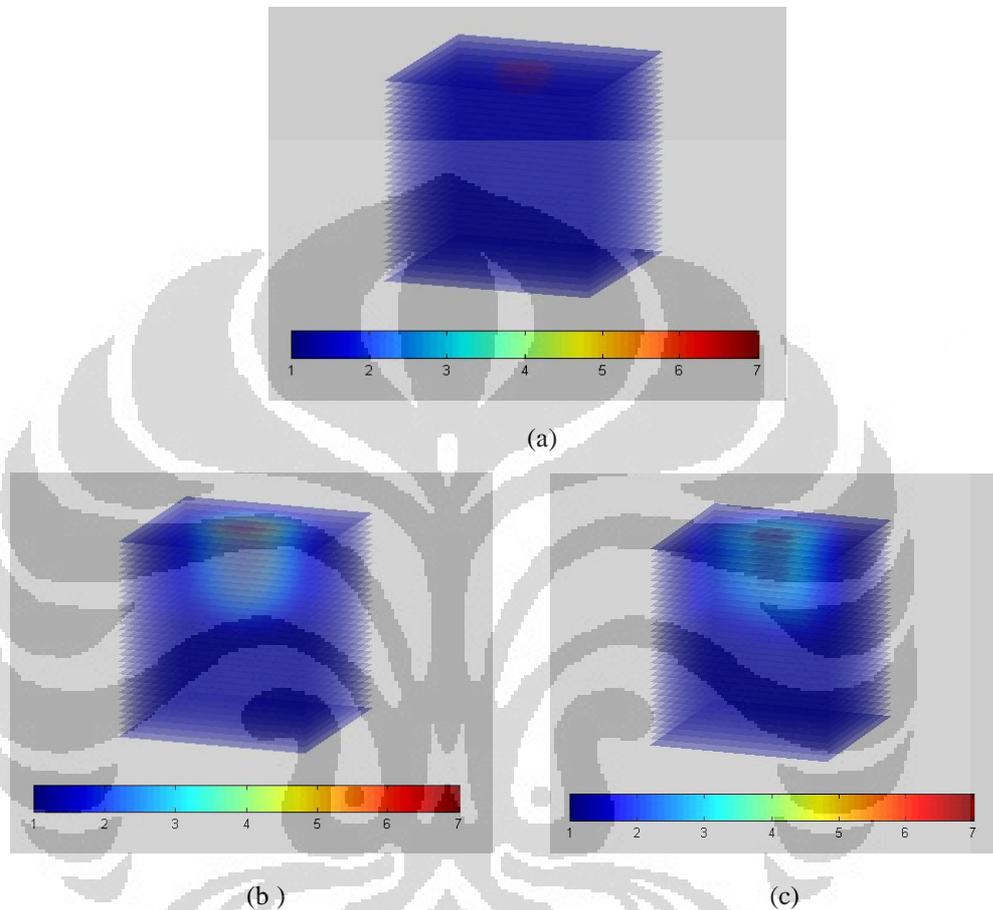
Data kapasitansi ini berkorelasi dengan permitivitas objek yang diukur oleh sensor. Permitivitas untuk sensor kosong sebesar 80, sensor kosong ini hanya berisi udara saja, sehingga permitivitasnya 1. Untuk sensor yang berisi air diberikan nilai permitivitas sebesar 80. Sedangkan untuk sensor yang berisi objek, yaitu bola diberikan permitivitas 7.

Dalam tomografi yang berbasis kapasitansi seperti ECVT dan ECVT Multi-stage ini, untuk menghasilkan suatu citra rekonstruksi yang bagus tidak mudah. Hal ini karena jumlah pengukuran yang terbatas dibandingkan jumlah piksel yang didapatkan. Pada umumnya jumlah piksel pada citra akan melebihi jumlah pengukuran kapasitansi. Algoritma yang digunakan dalam rekonstruksi ini adalah Landweber Equation. Algoritma ini mengacu dengan mencari nilai  $G$  dari nilai kapasitansi yang terukur, serta nilai sensitivitas yang telah diperoleh sebelumnya.

Sifat non-linear pada tomografi listrik ini menyulitkan proses rekonstruksi citra. Beberapa metode dengan linearisasi dan iterasi dengan finite elemen method (FEM) ditempuh untuk menyelesaikan problem rekonstruksi pada tomografi kapasitansi listrik. Dengan linearisasi dengan menggunakan model sensitifitas, persamaan (3.24) bisa ditulis dalam formulasi matrik menjadi seperti persamaan (3.2) dengan  $Y$  sebagai kapasitansi,  $X$  sebagai distribusi permitifitas dan matriks pemberat  $A$  diganti dengan matriks sensitifitas listrik.

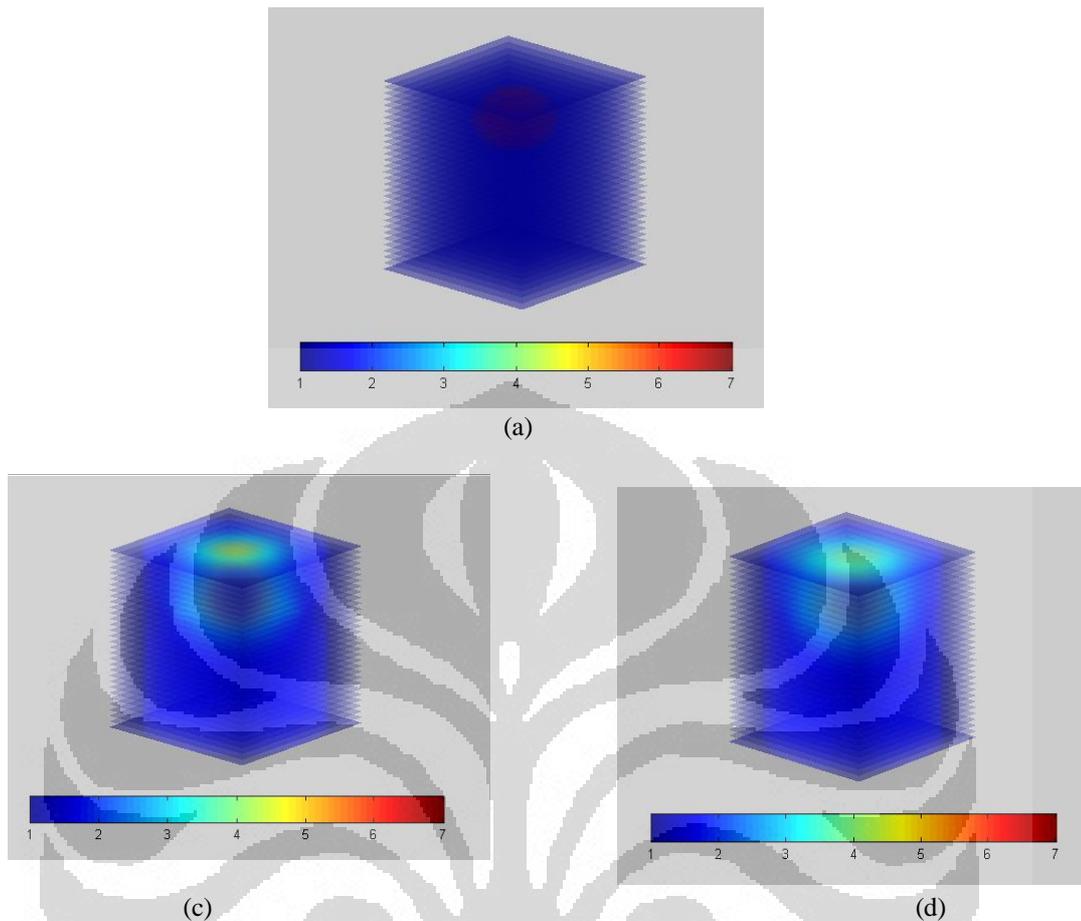
### 5.4.1 Perbandingan Hasil Rekonstruksi Sensor ECVT dan ECVT Multi-stage untuk Objek di atas

Rekonstruksi sensor ECVT 8 chanel ini dilakukan dengan objek bola yang diletakkan pada posisi yang berbeda. Posisi objek di atas, tengah, dan bawah.



**Gambar 5.5** Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi

- (d) Sensor dengan Objek Asli
- (e) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel
- (f) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage4



**Gambar 5.6** Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi

- (a) Sensor dengan Objek Asli
- (b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel
- (c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage 2

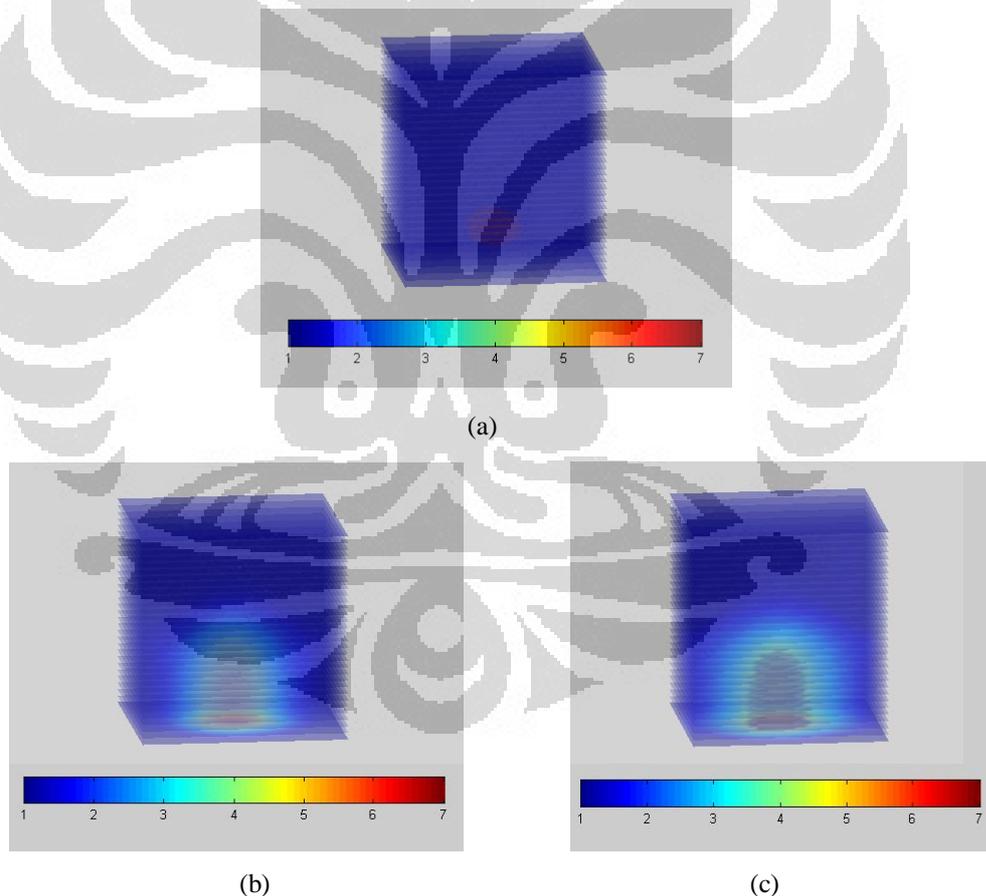
Dari Gambar 5.5 dan Gambar 5.6 tersebut dapat terlihat sensor tiga dimensi yang telah diberikan objek di dalamnya. Kondisi objek diletakkan di atas dalam tabung. Kemudian, objek tersebut direkonstruksi dengan menggunakan metoda *Landweber*. Hasil rekonstruksinya tidak berbentuk bola, tetapi terlihat lonjong. Seperti yang telah dibahas sebelumnya, bahwa ada daerah pada sumbu Z yang merupakan daerah dead zone.

Daerah tersebut adalah daerah atas dan bawah sensor. Jika suatu objek diletakkan pada daerah tersebut, maka citra yang dihasilkan akan mengalami distorsi. Citra yang mengalami distorsi ini adalah akibat dari sensor pada daerah atas dan tersebut tidak mampu mengambil data kapasitansinya. Atau dengan kata lain, daerah tersebut sensitivitasnya tidak bagus. Objek tersebut akan tertarik ke

daerah tengah sensor, bagian tengah sensor ini memiliki sensitivitas yang tinggi. Oleh karena itu, perlu adanya pengurangan noise akibat tarikan sensitivitas yang tidak merata, yang berakibat objek hasil rekonstruksi yang terbentuk menjadi lonjong.

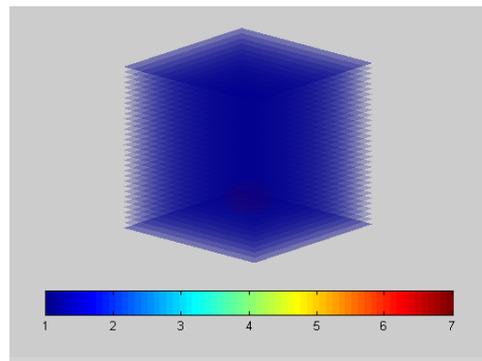
Perbandingan hasil rekonstruksi citra sensor ECVT biasa dengan ECVT Multi-stage menunjukkan perbedaan yang cukup signifikan. Hasil rekonstruksi sensor ECVT 8 chanel menunjukkan efek *blurring* yang cukup besar. Akan tetapi, hasil rekonstruksi sensor ECVT Multi-stage4, sudah mampu meminimalkan efek blurring yang ada. Sehingga objek menjadi lebih tajam.

#### 5.4.2 Perbandingan Hasil Rekonstruksi Sensor ECVT dan ECVT Multi-stage untuk Objek di bawah

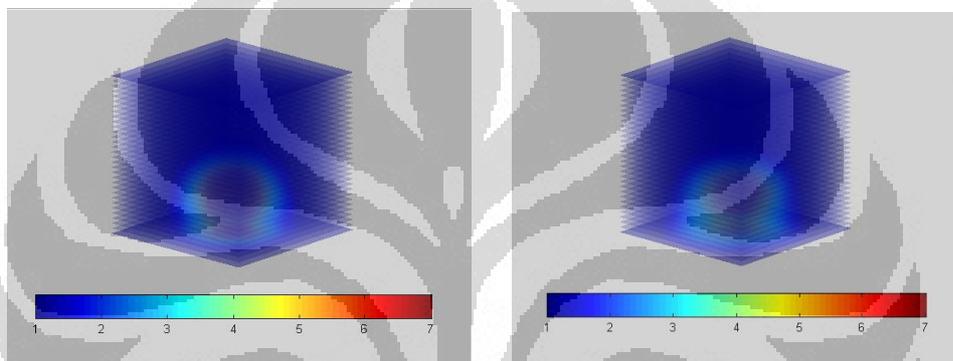


**Gambar 5.7** Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi

- (a) Sensor dengan Objek Asli
- (b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel
- (c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage4



(a)



(b)

(c)

**Gambar 5.8** Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi

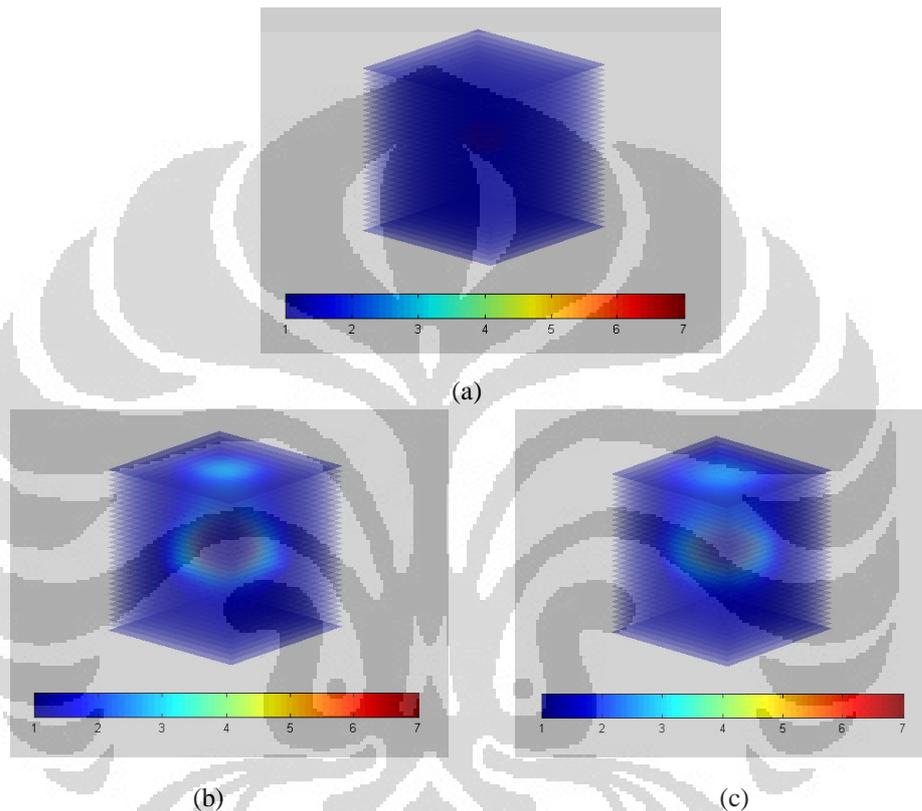
- (a) Sensor dengan Objek Asli
- (b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel
- (c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage2

Simulasi dilakukan juga dengan memberikan objek dengan posisi di bawah dalam tabung. Dari hasil rekonstruksi yang dilakukan, citra hasil rekonstruksi juga terdistorsi. Objek tertarik ke arah deadzone. Sehingga, hasil rekonstruksinya tidak sama persis objek aslinya. Seperti yang sudah dijelaskan sebelumnya, daerah dead zone yaitu daerah atas dan bawah tabung. Objek tersebut juga tertarik ke arah tengah tabung, karena daerah tengah tersebut memiliki sensitivitas yang tinggi. Akibatnya citra rekonstruksi menjadi lonjong.

Hasil rekonstruksi sensor ECVT biasa dan ECVT Multi-stage ketika objek diletakkan di bawah juga memiliki perbedaan. Hasil rekonstruksi sensor ECVT Multi-stage memiliki *bluring* yang lebih kecil dibandingkan hasil rekonstruksi ECVT Multi-stage. Hal ini dikarenakan daerah zone pada kurva sensitivitas sensor

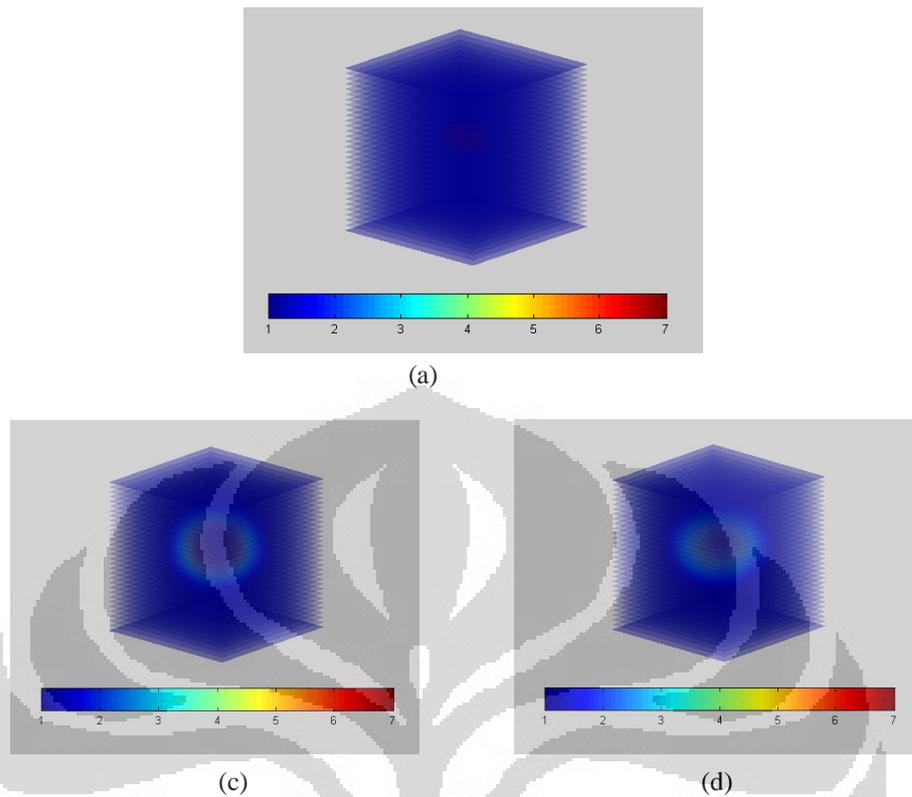
ECVT memiliki daerah dead zone lebih besar. Hasil rekonstruksi citra sensor ECVT Multi-stage lebih mirip dengan objek aslinya dibandingkan hasil rekonstruksi ECVT biasa.

#### 5.4.3 Perbandingan Hasil Rekonstruksi Sensor ECVT dan ECVT Multi-stage untuk Objek di tengah



**Gambar 5.9** Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi

- (a) Sensor dengan Objek Asli di Tengah
- (b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel
- (c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage4



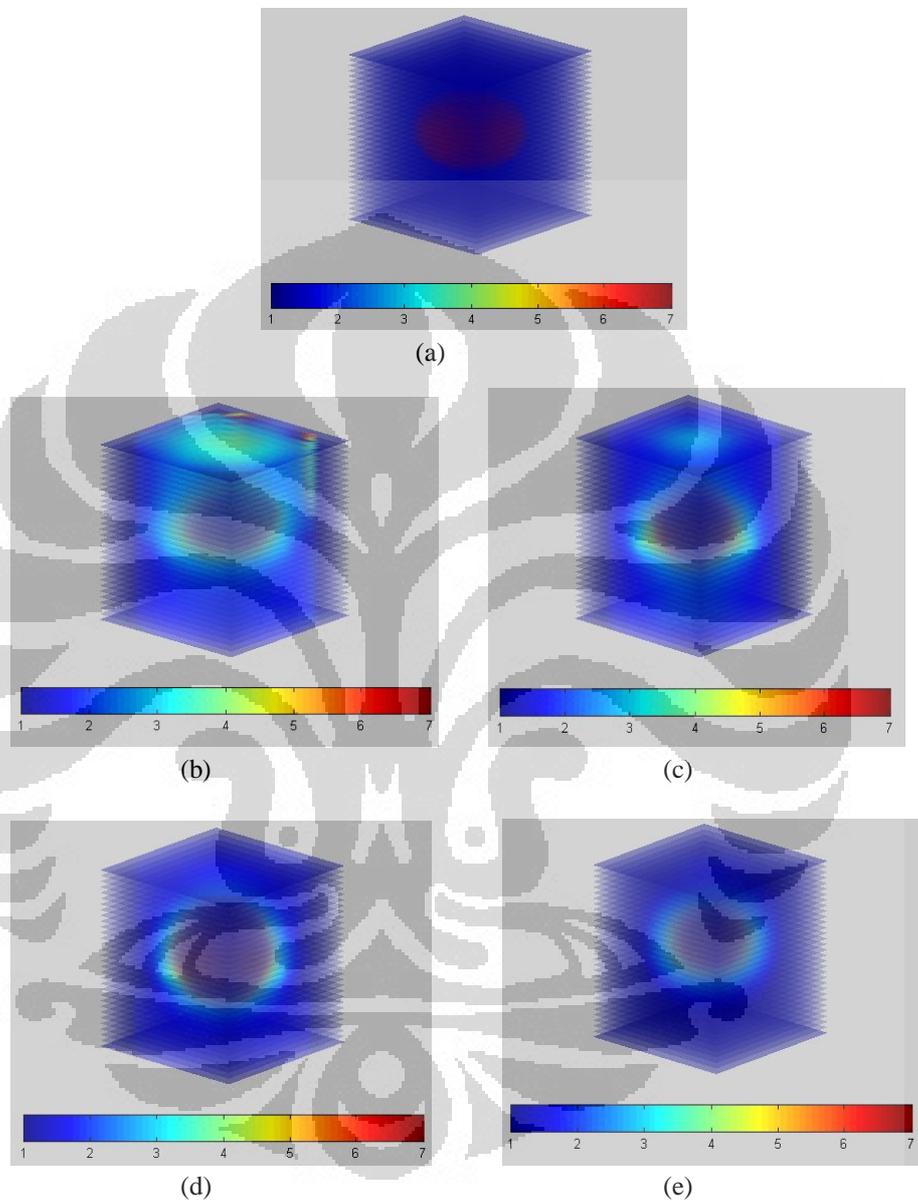
**Gambar 5.10** Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi

- (a) Sensor dengan Objek Asli di Tengah
- (b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel
- (c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage 2

Gambar 5.10 memperlihatkan hasil rekonstruksi ketika objek diletakkan di tengah-tengah tabung. Hasil rekonstruksi yang terbentuk dapat menunjukkan bahwa objek asli yang digunakan adalah sebuah bola. Namun, belum seperti bentuk aslinya. Hasil rekonstruksinya masih memiliki efek *bluring*. Jika kita dibandingkan dengan gambar sebelumnya, hasil rekonstruksi ini lebih baik. Karena citra yang dihasilkan tidak lonjong, artinya tidak terdistorsi oleh dinding sensor tersebut. Faktor lainnya yaitu pada daerah tengah tabung ini memiliki sensitivitas yang bagus. Hal ini sudah diperlihatkan sebelumnya pada kurva distribusi sensitivitas. Sehingga data kapasitansi yang diambil pun hampir mencakup seluruh volume objek tersebut.

Hasil rekonstruksi sensor ECVT 8 chanel masih memiliki bluring yang lebih banyak dibandingkan rekonstruksi ECVT Multi-stage. Hal ini karena pada saat aktivasi, elektroda sensor ECVT Multi-stage lebih banyak. Sehingga, nilai

sensitivitasnya menjadi lebih bervariasi dan banyak. Sensitivitas ini nantinya berpengaruh pada pengambilan data kapasitansi. Data kapasitansi inilah yang digunakan untuk melakukan rekonstruksi objek.



**Gambar 5.11** Hasil Rekonstruksi dan Objek Asli Dalam Simulasi

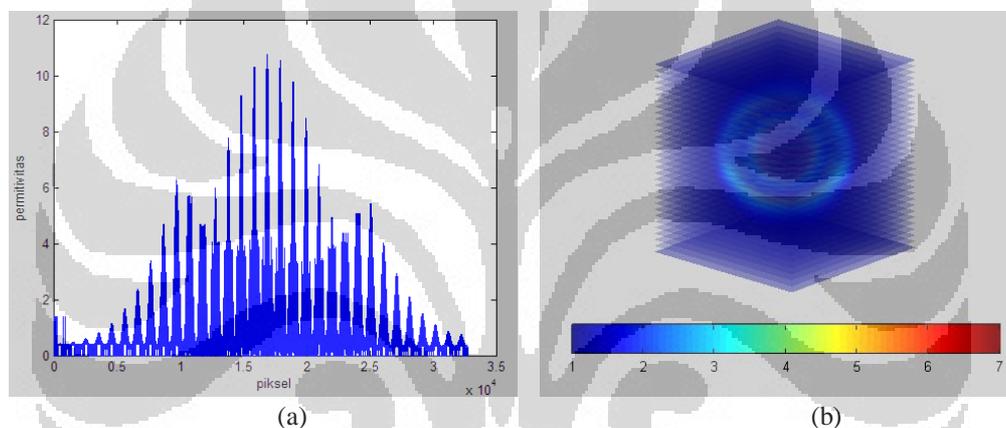
- (a) Sensor dengan Objek Asli di Tengah
- (b) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 8 Chanel
- (c) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage 4
- (d) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 16 Chanel
- (e) Citra Hasil Rekonstruksi dengan Sensor 32 Chanel Multi-stage 2

Rekonstruksi juga disimulasikan untuk objek dengan jari-jari lebih besar . Hasil rekonstruksi dapat ditunjukkan dari Gambar 5.11 untuk masing-masing

desain sensor 8 chanel, 16 chanel, 32 chanel multi-stage2, dan 32 chanel multi-stage4. Dari hasil rekonstruksi yang dilakukan terdapat perbedaan yang cukup signifikan. Sensor 8 chanel menghasilkan citra rekonstruksi yang terdistorsi. Citra tertarik sedikit ke arah atas sensor. Sehingga *bluring* yang dihasilkan pun cukup besar.

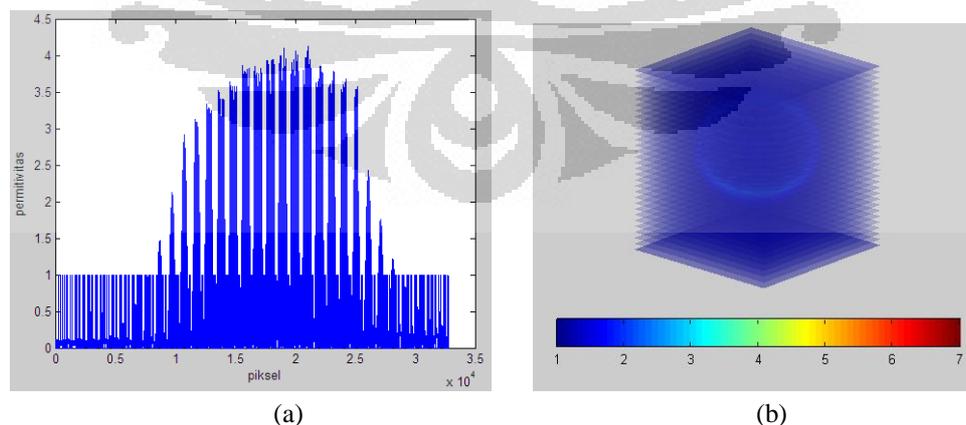
#### 5.4.4 Plot Error Permittivitas

Error permittivitas didapatkan dari nilai permittivitas hasil rekonstruksi dikurangi dengan nilai permittivitas objek asli. Kemudian, nilai tersebut diplot ke dalam suatu kurva. Kurva tersebut merupakan kurva permittivitas terhadap piksel.



**Gambar 5.12** Plot permittivitas objek dalam sensor 16 chanel terhadap piksel

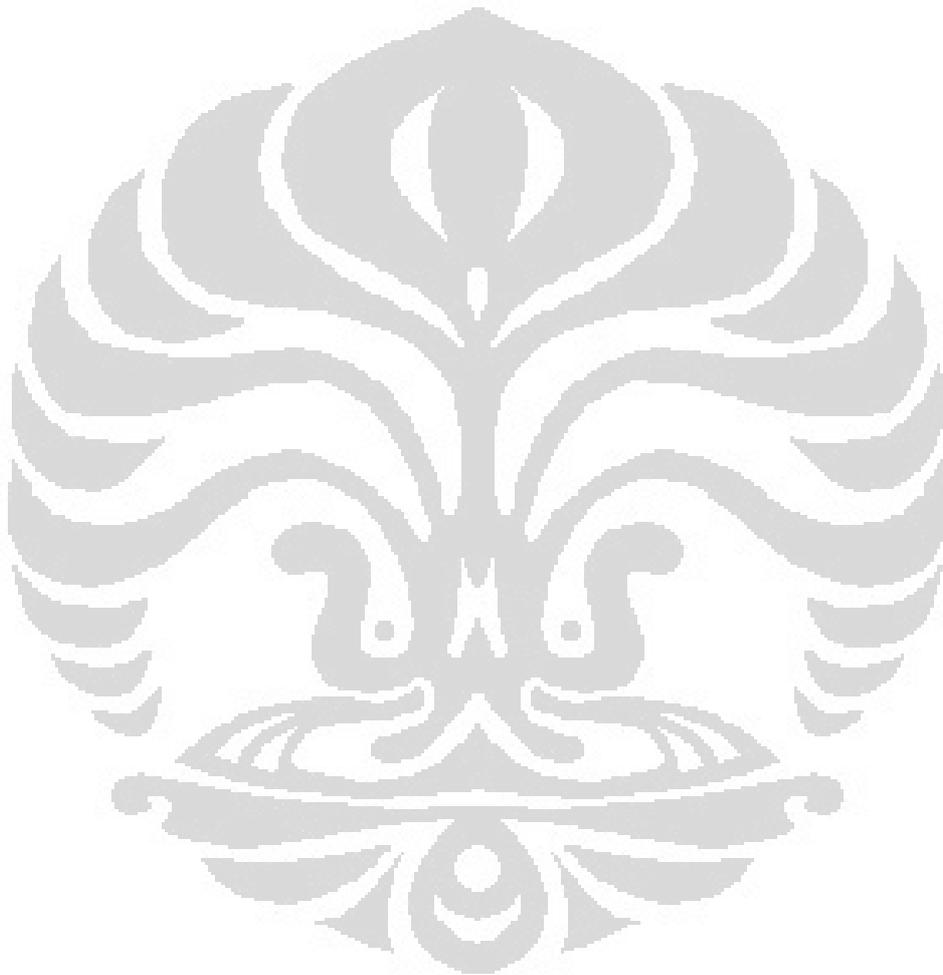
- (a) Plot error 2D permittivitas terhadap piksel
- (b) Plot error 3D permittivitas terhadap piksel



**Gambar 5.13** Plot permittivitas objek dalam sensor multi-stage2 32chanel terhadap piksel

- (a) Plot error 2D permittivitas terhadap piksel
- (b) Plot error 3D permittivitas terhadap piksel

Dari kurva diperoleh bahwa dari hasil rekonstruksi dari masing-masing desain sensor didapatkan nilai error. Error dari hasil rekonstruksi sensor multi-stage memiliki error yang lebih sedikit dibandingkan error dari hasil rekonstruksi sensor biasa. Citra yang dihasilkan oleh sensor multi-stage memiliki efek bluring lebih sedikit dibandingkan sensor biasa.



## BAB 6

### PENUTUP

#### 6.1 Kesimpulan

- Desain sensor ECVT Multi-stage memiliki distribusi sensitivitas yang mampu mereduksi area dead zone pada sensor.
- Sensor ECVT Multi-stage lebih mampu mereduksi efek *bluring* pada citra rekonstruksi dibandingkan sensor ECVT biasa.
- Sensor ECVT Multi-stage memiliki error yang lebih kecil pada citra rekonstruksi dibandingkan sensor ECVT biasa.

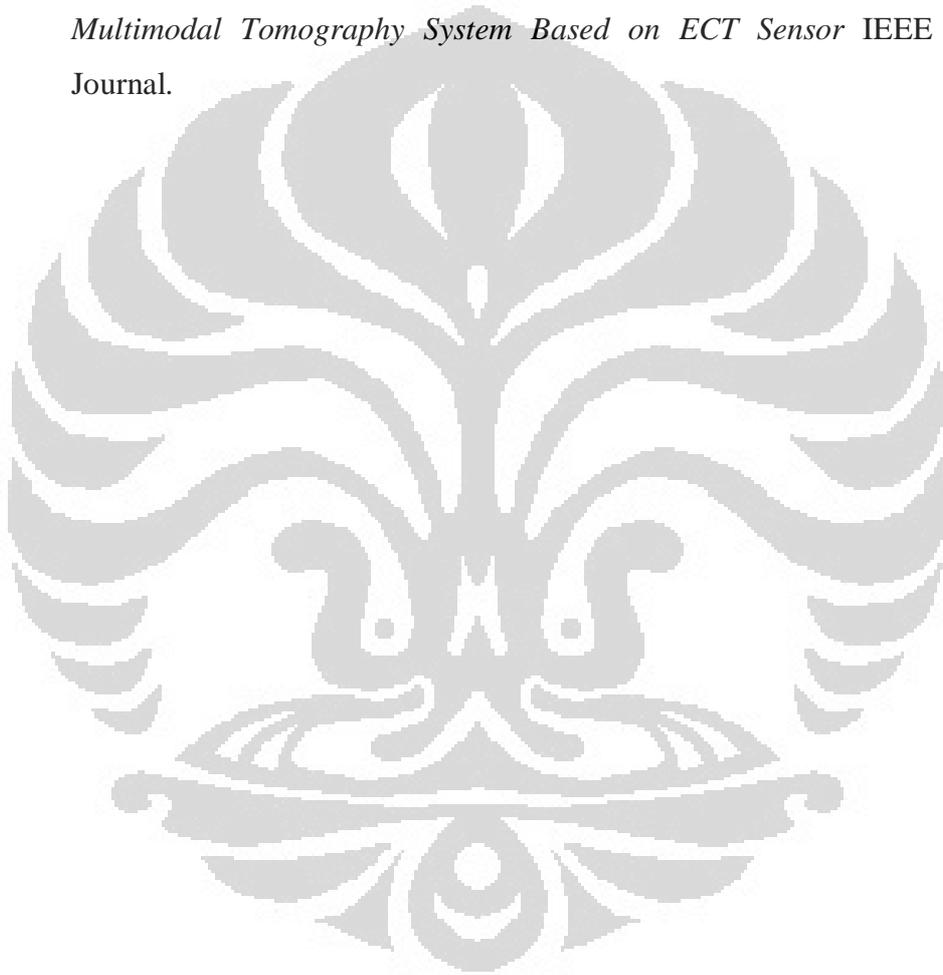
#### 6.2 Saran

- Penelitian ini perlu dikembangkan lagi melalui simulasi dan eksperimen desain sensor ECVT Multi-stage dengan jumlah chanel lebih banyak untuk mendapatkan sensitivitas yang lebih baik tanpa mengurangi SNR.
- Perlu dikembangkan Sistem Data Akusisi (DAS) untuk dapat melakukan eksperimen menggunakan sensor ECVT Multi-stage.

## DAFTAR REFERENSI

- [1] Warsito. (2005). *Review: Komputasi Tomografi dan Aplikasinya dalam Proses Industri.*, (hal. Prosiding Semiloka Teknologi Simulasi dan Komputasi serta Aplikasi).
- [2] Beck, M and R.Williams. (1996). "Process Tomography: A European Innovation and Its Application"
- [3] Reinecke N, Mewes D. (1996). *Recent development and industrial/ research applications of capacitance tomography.* Meas. Sci. Technol. 233-246.
- [4] Ostrowski, K., Luke, S., Bennett, M., & Williams, R. (2000). *Application of Capacitance Electrical Tomography for On-line and Off-line Analysis of Flow Ppattern in Horizontal Pipeline of Pneumatic Conveyer.* Powder Technology .
- [5] Warsito, W., & Fan, L.-S. (2001). *Neural Network Multi-criterion Optimization Image Reconstruction Technique for Linear and Non-linear Process Tomography.* Chemical Enngineering and Journal .
- [6] Warsito, W., Marashdeh, Q., & Fan, L.-S. (2007). *Electrical Capacitance Volume Tomography.* IEEE Sensors Journal.
- [7] Edwar tech. (2006). *Introducing Electrical Capacitancy Volume Tomography System.*
- [8] Yang, WQ., Spink, DM., York, TA., and McCann, H. (1999). *An Image Reconstruction Algorithm based on Landweber's Iteration Method for Electrical Capacitance Tomography.* s.l. : IOP Publishing Ltd, 1999, Vols. 101065-1069.
- [9] Warsito, W and Fan, L.S. (2005). *Neural Network Multi-criteria optimization image reconstruction technique (NN-MOIRT) for linear and non-linear process tomography imaging of two and three-phase flow systems.* pp.663-674, s.l. : Chem.Eng and Proc, Vols. 48(8-9).

- [10] Jerbi K. Lionheart. (2000). *Sensitivity matrix and reconstruction algorithm for EIT assuming axial uniformity*. *Physiol. Meas.* 21. 61–66.
- [11] Warsito, W., Marashdeh, Q., & Du, B. (2007). *Development of Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT) and Electrostatic Tomography (EST) for 3D Density Imaging of Fluidized Bed System*. *New Horizons in Fluidization Engineering*.
- [12] Warsito, W., Marashdeh, Q., Fan, L.S., and Fernando, L.T. (2007). *A Multimodal Tomography System Based on ECT Sensor* *IEEE Sensors Journal*.



## Script penentu nilai matriks sensitivitas untuk 2 elektroda pada Matlab

```

% script penentu nilai matriks sensitivitas untuk 2 elektroda
clear all
close all
clc
format long

% set jumlah pixel sebesar 32x32x32
nx=32;
ny=32;
nz=32;
n=1;
mm=2;
load domain3d-mat;
for l=1:7

    clear abcdefSEx1Ey1Ez1Ex2Ey2Ez2
    % ambil data "electric field" untuk komponen x pada elektroda
    % pertama
    % yang dijadikan sensor
    a=load(['ssr' num2str(l) 'x.txt'],'-ascii');
    b=load(['ssr' num2str(l) 'y.txt'],'-ascii');
    c=load(['ssr' num2str(l) 'z.txt'],'-ascii');
    %
    a=a(:,4);a=squeeze(a);
    %
    b=b(:,4);b=squeeze(b);
    %
    c=c(:,4);c=squeeze(c);

for m = mm:8

    d=load(['ssr' num2str(m) 'x.txt'],'-ascii');
    e=load(['ssr' num2str(m) 'y.txt'],'-ascii');
    f=load(['ssr' num2str(m) 'z.txt'],'-ascii');

    %
    d=d(:,4);d=squeeze(d);
    %
    e=e(:,4);e=squeeze(e);
    %
    f=f(:,4);f=squeeze(f);

    countV1=0;
    Ex1(1:nx,1:ny,1:nz)=0;
    Ey1(1:nx,1:ny,1:nz)=0;
    Ez1(1:nx,1:ny,1:nz)=0;
    Ex2(1:nx,1:ny,1:nz)=0;
    Ey2(1:nx,1:ny,1:nz)=0;
    Ez2(1:nx,1:ny,1:nz)=0;

for k=1:nz;
for i=1:nx;
for j=1:ny;

        countV1=countV1+1;
        Ex1(i,j,k)=a(countV1);
        Ey1(i,j,k)=b(countV1);
        Ez1(i,j,k)=c(countV1);

```

```

        Ex2(i,j,k)=d(countV1);
        Ey2(i,j,k)=e(countV1);
        Ez2(i,j,k)=f(countV1);
    end;
end;
end
    Ex1=Ex1.*domain3d;
    Ey1=Ey1.*domain3d;
    Ez1=Ez1.*domain3d;
    Ex2=Ex2.*domain3d;
    Ey2=Ey2.*domain3d;
    Ez2=Ez2.*domain3d;
% find sensitivity
    S=-1*((Ex1.*Ex2)+(Ey1.*Ey2)+(Ez1.*Ez2));

% get S1 for next step
    save(['Scrop' num2str(n)], 'S','nx','ny','nz','-mat')
    l
    m
    n
    n=n+1;
end
mm=mm+1;
end

%sensitivityall
% for k=1:32
%     subplot(4,8,k)
%     mesh(S(:,:,k))
%     title(['Level=' num2str(k)])
% end

%-----done

```

## Command Script untuk algoritma Landweber Equation pada Matlab

```

%-----Rekonstruksi Landweber Equation

% Initiation
%dn=(d-VoutE)./(VoutF-VoutE);
clear all
close all
clc

whos

NOD='D:\puspita hudanyanti\8chanelbaru\';
load([NOD 'bolakeciltengah.dat'],'-mat');
bolakeciltengah=c;
load([NOD 'kosong.dat'],'-mat');
kosong=c;
load([NOD 'air.dat'],'-mat');
air=c;
load([NOD 'normlissmatsenstgabungancrop.nsm'],'-mat');
y1=((bolakeciltengah-kosong)./(air-kosong));
y=y1;
dn = y';
alpha0=1;

subplot(1,1,1),bar(dn),grid
axis([0,30,0,1.1])
xlabel('Data')
ylabel('Digital Value')
%y1 = dn';
normcap=y(1:28,1);
ncp(1,1:28)=y;
iter=20;
alpha0=3.5;
t=0;
G0=(an3d'*y);
eval=1;
t1=1;
serr=0;

while t1<=iter
    phi1=y-ant3d'*G0;
    G=G0+alpha0*(an3d'*phi1);
    err=abs(G-G0);
    serr=serr+sum(err.^2);
    G(find(G>1))=1;
    G(find(G<0))=0;
    G0=G;
    t1=t1+1;
end
    imagel=reshape(G,nx,ny,nz);
    datala=imagel;
%datala(:,:,11:nz)=[];

```

```

ndata1=nz;
dn=ndata1;
view1=135;
view2=80;
Le=10;
D0=10;
ratio=D0/Le/(2/nz);
cx1=.05;
figure(2)
z=1:dn;
xmin=-1+1/nx;
xmax=1-1/nx;
ymin=-1+1/ny;
ymax=1-1/ny;
zmin=1;
zmax=ndata1;
x=linspace(xmin,xmax,nx);
y=linspace(ymin,ymax,ny);
%----generating slice plane
%-----
%data1a(1:20,11:20,7:12)=NaN;

subplot(1,1,1)

hslice=surf(x,y,zeros(nx));
rotate(hslice,[-1,0,0],-45)
xd=get(hslice,'XData');
yd=get(hslice,'YData');
zd=get(hslice,'ZData');
%delete(hslice)
%----Draw the sice plane
h = slice(x,y,z,data1a,xd,yd,zd);
set(h,'FaceColor','interp',...
'EdgeColor','none',...
'DiffuseStrength',1)
%hold on
hx = slice(x,y,z,data1a,[],[],([1 20/-20:20 20]));
set(hx,'FaceColor','interp','EdgeColor','none')
hy = slice(x,y,z,data1a,[],[],([1 20/-20:20 20]));
set(hy,'FaceColor','interp','EdgeColor','none')
hz = slice(x,y,z,data1a,[],[],([1 dn/-dn:dn dn]));
set(hz,'FaceColor','interp','EdgeColor','none')
daspect([1 1 ratio])
axis tight
% title(['Frame #'= num2str(i)])
box on
caxis([0 1])
axis off
view(112,20)
alpha(.25)
colorbar('horiz')
%camzoom(1.5)
%camproj perspective
%lightangle(view1+90,view2)
%-----

```