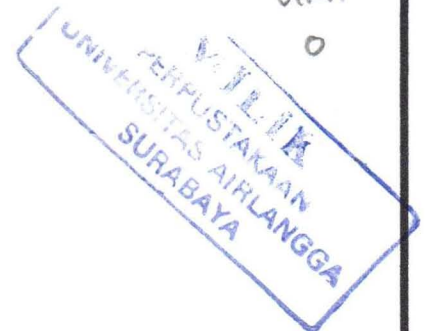


**LAPORAN AKHIR TAHUN/ TAHUN TERAKHIR*
PENELITIAN DASAR UNGGULAN PERGURUAN TINGGI
(PDUPT)**

KKC
KIC
LP 31/19
Ukh
0



**OPTIMASI AKUISISI DATA DAN PENGEMBANGAN METODE
REKONSTRUKSI YANG EFISIEN PADA SISTEM
DIFFUSE OPTICAL TOMOGRAPHY UNTUK DETEKSI AWAL
ADANYA KANKER PAYUDARA**

TAHUN KE – 1 DARI RENCANA 2 TAHUN

Dr. NURIL UKHROWIYAH, M.Si.	0014047001
SAMIAN, S.Si., M.Si.	0021066702
YHOSEP GITA Y. Y., S.Si., M.T	0004097302

**DIBIYAI OLEH:
DIREKTORAT RISET DAN PENGABDIAN MASYARAKAT
DIREKTORAT JENDERAL PENGUATAN RISET DAN PENGEMBANGAN
KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI, DAN PENDIDIKAN TINGGI
SESUAI DENGAN PERJANJIAN PENDANAAN PENELITIAN DAN PENGABDIAN
KEPADA MASYARAKAT
NOMOR: 122/SP2H/PTNBH/DRPM/2018**

**UNIVERSITAS AIRLANGGA
NOVEMBER 2018**

HALAMAN PENGESAHAN

Judul : Optimasi Akuisisi Data dan Pengembangan Metode Rekonstruksi yang Efisien pada Sistem Diffuse Optical Tomography untuk Deteksi Awal Adanya Kanker Payudara

Peneliti/Pelaksana

Nama Lengkap : Dr NURIL UKHROWIYAH, S.Si, M.Si
 Perguruan Tinggi : Universitas Airlangga
 NIDN : 0014047001
 Jabatan Fungsional : Lektor
 Program Studi : Fisika
 Nomor HP : 087874154111
 Alamat surel (e-mail) : nurilukhrowiyah@fst.unair.ac.id

Anggota (1)

Nama Lengkap : SAMIAN S.Si, M.Si
 NIDN : 0021066702
 Perguruan Tinggi : Universitas Airlangga

Anggota (2)

Nama Lengkap : YHOSEP GITA YHUN YUWANA S.Si, M.T
 NIDN : 0004097302
 Perguruan Tinggi : Universitas Airlangga

Institusi Mitra (jika ada)


Nama Institusi Mitra : -
 Alamat : -
 Penanggung Jawab : -
 Tahun Pelaksanaan : Tahun ke 1 dari rencana 2 tahun
 Biaya Tahun Berjalan : Rp 100,000,000
 Biaya Keseluruhan : Rp 319,500,000

Mengetahui,
 Dekan Fakultas Sains dan Teknologi






(Prof. Windarmanto, M.Si., Ph.D)
 NIP/NIK 19610616 1987011001

Kota Surabaya, 13 - 11 - 2018
 Ketua,

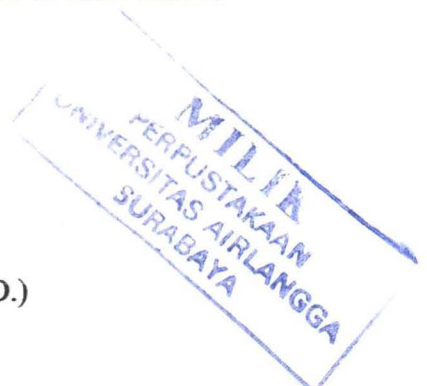


(Dr NURIL UKHROWIYAH, S.Si, M.Si)
 NIP/NIK 197004141999032001

Menyetujui,
 Ketua Lembaga Penelitian dan Inovasi

(Prof. H. Hery Purnobasuki, Drs., M.Si., Ph.D.)
 NIP/NIK 196705071991021001



RINGKASAN

Program penelitian ini bertujuan umum untuk mengembangkan sistem akuisisi data pada sistem *Continuous Wave Diffuse Optical Tomography* (CWDOT) dan metode rekonstruksinya yang efisien berbasis sumber cahaya Near Infrared (NIR) yang dapat digunakan untuk diagnosis dan analisis kanker payudara. Selama ini alat yang digunakan untuk melakukan diagnosis dan analisis kanker payudara adalah *X-ray mammagraphy*, MRI, PET, dan Ultrasonografi. Peralatan tersebut dapat memberikan efek radiasi maupun paparan medan magnet yang berlebih pada pasien. Disamping itu, harga dari peralatan tersebut cukup mahal.

Tomografi optik atau *Diffuse optical tomography* (DOT) merupakan metoda pencitraan distribusi sifat optis (koefisien absorpsi, koefisien hamburan) maupun parameter fisiologi seperti volume darah dan oksigenasi suatu objek berdasarkan hasil pengukuran intensitas pada bidang batas objek. Data intensitas pada permukaan tersebut kemudian direkonstruksi dengan algoritma tertentu sehingga diperoleh data distribusi sifat optis maupun parameter fisiologi yang ditampilkan dalam bentuk citra. Sumber cahaya yang digunakan pada sistem CWDOT adalah near infra Red (NIR) dengan panjang gelombang antara 700 – 900 nm. Dalam range panjang gelombang tersebut, cahaya ketika melewati jaringan mengalami hamburan yang lebih dominan dibandingkan serapannya, sehingga cahaya bisa menembus lebih dalam.

Pada penelitian ini akan dilakukan beberapa hal. Pertama, dikembangkan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas. Pengembangan ini dilakukan dengan menganalisis FWHM dan posisi deviasi intensitas antara fantom beranomali dan pantom homogen terhadap posisi sumber dan detektor dengan variasi posisi dan ukuran anomali. Karakteristik sebaran intensitas ini digunakan untuk memetakan posisi dan ukuran anomali. Hasil dari pemetaan ini digunakan untuk mengoreksi citra rekonstruksi, yang secara umum belum dapat memberikan batas yang jelas antara anomali dengan bukan anomali. Pada penelitian ini akan dilakukan koreksi pada citra hasil rekonstruksi dengan metode rekonstruksi linier one step dan iterasi Newton. Kedua, upaya mengembangkan perangkat keras dan perangkat lunak akuisisi data sehingga pengambilan datanya dapat dilakukan secara otomatis. Dengan demikian hasil penelitian ini dapat memberikan kontribusi pada pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi khususnya penerapan tomografi optik (DOT) dalam bidang medis untuk analisis dan diagnosis kanker payudara.

Kata kunci: tomografi optik, diffuse optical tomography, kanker payudara, karakteristik sebaran intensitas, near infrared



PRAKATA

Alhamdulillah, segala puji syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT. yang telah memberikan bimbingan kepada penulis sehingga penulis mampu menyelesaikan laporan akhir penelitian ini dalam bentuk tulisan ilmiah. Penulis melakukan penelitian ini dengan judul “Optimasi Akuisisi Data Dan Pengembangan Metode Rekonstruksi Yang Efisien Pada Sistem *Diffuse Optical Tomography* Untuk Deteksi Dini Kanker Payudara”.

Pada kesempatan ini penulis menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Rektor Universitas Airlangga dan Ketua Lembaga Penelitian Universitas Airlangga, yang telah menyetujui S.K. kegiatan penelitian ini.
2. Ketua Lembaga Penelitian Universitas Airlangga, yang telah memberikan persetujuan kegiatan penelitian ini.

Akhirnya, penulis menyadari bahwa tulisan ini masih banyak kekurangan. Oleh karena itu kritik dan saran yang membangun selalu penulis harapkan demi kesempurnaan hasil penelitian ini. Semoga hasil penelitian ini memberikan manfaat bagi semua pihak terutama yang berminat pada tomografi. Amin.

Surabaya, November 2018

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN PENGESAHAN.....	2
RINGKASAN	3
PRAKATA	4
DAFTAR ISI.....	5
DAFTAR TABEL.....	6
DAFTAR GAMBAR	7
BAB I PENDAHULUAN.....	8
1.1. Latar Belakang.....	8
1.2. Permasalahan Penelitian.....	11
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	12
2.1. Tinjauan Pustaka	12
2.2. Studi Pendahuluan dan Hasil yang Sudah Dicapai.....	15
BAB III.....	16
TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN	16
3.1. Tujuan Umum.....	16
3.2. Tujuan Khusus.....	16
3.3. Manfaat Penelitian.....	16
BAB IV	19
METODE PENELITIAN.....	19
4.1. Pembuatan Program Metode Rekonstruksi	21
4.2. Pengembangan Akuisisi Data pada Sistem DOT	23
BAB V.....	26
HASIL DAN LUARAN YANG DICAPAI.....	26
5.1. Hasil dan Pembahasan.....	26
5.2. Luaran yang Dicapai.....	33
BAB VI	34
RENCANA TAHAPAN BERIKUTNYA	34
BAB VII.....	35
KESIMPULAN DAN SARAN.....	35
7.1. Kesimpulan.....	35
7.2. Saran.....	35
DAFTAR PUSTAKA	36
LAMPIRAN.....	38
Bukti submit artikel ilmiah	
Artikel ilmiah	



DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 1. Tabel nilai FWHM dan puncak ΔI untuk objek dengan 1 anomali	32
Tabel 2. Tabel nilai FWHM dan puncak ΔI untuk objek dengan 1 anomali dengan ukuran berbeda	32

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 4.1. Prosedur penelitian secara skematis	21
Gambar 4.2. Diagram alir metode rekonstruksi citra dengan cara iterasi	23
Gambar 4.3. Susunan peralatan untuk mendapatkan data intensitas (Feng, 2007)	26
Gambar 4.4. Langkah Pembuatan Akuisisi Data pada Sistem DOT	26
Gambar 5. 1. Numeric object A) Homogeneous; B) With 1 anomaly; C) With 2 anomalies	27
Gambar 5.2. Profil data intensitas simulasi untuk objek dengan 1 anomali terhadap objek homogen	28
Gambar 5.3. Profil data intensitas simulasi untuk objek dengan 2 anomali terhadap objek homogen	28
Gambar5.4. Profil data intensitas simulasi pada satu proyeksi untuk objek homogen, objek dengan 1 dan 2 anomali	29
Gambar 5.5. Objek numerik (A) 1 anomali (C) 2 Anomali dan distribusi nilai ΔI posisi pengukuran untuk (B) 1 anomali (D) 2 Anaomali	30
Gambar 5.6. Objek dengan 2 anomali pada jarak (A) terjauh dan (C) terpendek serta distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran untuk (C) objek A (D). Objek B	31

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Kanker masih menjadi salah satu penyebab kematian terbesar di dunia. Berdasarkan data dari WHO tahun 2013, penyakit ini merupakan salah satu penyebab utama kematian global. Data menunjukkan bahwa penyakit kanker meningkat dari 12,7 juta kasus pada tahun 2008 menjadi 14,1 juta kasus pada tahun 2012, dengan jumlah kematian meningkat dari 7,6 juta orang menjadi 8,2 juta. Di Amerika Serikat, kanker payudara merupakan kanker yang banyak diderita kaum wanita setelah kanker kulit. Pada tahun 2014, diperkirakan ada 232.670 wanita didiagnosis terkena kanker payudara dan 40.000 meninggal akibat kanker payudara.

Di Indonesia, kanker merupakan penyebab kematian nomor 7 (5,7 persen) setelah stroke, tuberkulosis, hipertensi, cedera, perinatal dan diabetes (Risesdas, 2007). Berdasarkan data Riset Kesehatan Dasar 2013, prevalensi tumor (jinak dan ganas) di Indonesia adalah 1,4 per 1.000 penduduk atau sekitar 330 orang. Kanker payudara dan leher rahim (serviks) merupakan jenis kanker yang paling banyak menyerang wanita Indonesia dan banyak menyebabkan kematian. Menurut Sistem Informasi Rumah Sakit (SIRS) taun 2010, kasus rawat inap kanker payudara sebanyak 28,7%, disusul kanker leher rahim 12,8%. Berdasarkan data dari Rumah Sakit Kanker Dharmais (2009) terdapat 126 kasus kanker payudara dari tiap 100.000 populasi wanita.

Penderita kanker payudara bisa sembuh dan resiko kematian bisa diperkecil, jika kanker terdeteksi lebih dini. Semakin cepat memeriksakan diri, maka proses pengobatan bisa sesegera mungkin dilakukan. Penderita kanker payudara stadium awal dengan ukuran lesi lebih kecil dari 0,5 cm memiliki kesempatan hidup 95 persen pada lima tahun kehidupan berikutnya. Sedangkan kanker stadium dua dengan ukuran lesi lebih kecil 2,5 cm memiliki daya survival 70 sampai 80 persen. Stadium tiga dan empat memiliki daya hidup paling kecil, yaitu 40 dan 20 persen. Pertumbuhan kanker payudara meningkat secara eksponensial sebesar dua kali waktu dalam jangka tiga bulan. Oleh sebab itu, makin cepat diperiksa, kesempatan hidup juga lebih meningkat besar.

Peralatan pencitraan yang selama ini telah digunakan untuk mendiagnosis kanker payudara di antaranya adalah *x-ray mammography*, *magnetic resonance imaging* (MRI), *positron emission tomography* (PET), dan ultrasonografi. *X-ray mammography* yang

merupakan gold standard untuk screening kanker payudara, tidak efektif untuk wanita berusia dibawah 40 tahun dengan kepadatan jaringan payudara yang tinggi. *X-ray mammography* juga tidak dianjurkan untuk wanita yang hamil dan menyusui (Arshia *et al*, 2002). Disamping itu, pendeteksian kanker payudara dengan *x-ray mammography* belum sempurna yaitu masih belum dapat membedakan antara tumor *benigna* dan *maligna*. *Magnetic resonance imaging* yang bekerjanya menggunakan pencitraan adalah salah satu metode untuk menegakkan diagnosis penyakit dalam kedokteran modern. *Magnetic resonance imaging* yang bekerjanya menggunakan prinsip resonansi magnetik membutuhkan medan magnet yang cukup kuat, sehingga seluruh peralatan dan instrumen yang digunakan harus kompatibel dengan resonansi magnetik (Blanco *et al*, 2005). *Positron emission tomography* memerlukan instrument yang dapat menghasilkan radioisotop dengan *life time* yang pendek, sehingga memerlukan perangkat yang kompleks dengan resiko paparan yang tinggi (Pan, *et al*, 2009). Disamping itu, PET juga memiliki keterbatasan akumulasi radiasi pengion yang dapat membahayakan tubuh manusia (Su, Y., *et.al.*, 2005).

Pengembangan metode deteksi kanker payudara melalui teknik pencitraan yang akurat, aman dan perangkat yang sederhana terus dikembangkan. Pada dua dekade terakhir ini, telah banyak dikembangkan tomografi berbasis sumber optik yaitu *diffuse optical tomography*, DOT (Gibson *et al.*, 2005). *Diffuse optical tomography*, DOT disebut juga sebagai *Optical Tomography* (OT) atau *Photon Migration Imaging* (PMI) atau *Photon Migration Tomography* atau *Diffuse Photon Density*. Teknik tomografi dengan sumber optik ini merupakan teknik *non-invasive*, non ionisasi dan *relative* lebih murah. Teknik DOT banyak digunakan untuk deteksi kanker payudara (Honar and Kang, 2002; Brukilachio, 2003; Pogue, 2004, Choe, 2005; Wang, 2009), aktivitas otak (Boas, 2004; Austin, 2006), dan *small animal imaging* (Bruno and Poulet, 2006).

Pada Teknik DOT digunakan cahaya *Nearinfra Red* (NIR) dengan rentang panjang gelombang 650 – 900 nm. Cahaya NIR ini dikenakan pada bahan *diffuse* dan dengan metode rekonstruksi tertentu sifat optik jaringan dipetakan dari hasil pengukuran pada permukaan bahan dengan sejumlah besar pasangan sumber dan detektor. Sifat optik ini dapat berupa koefisien absorpsi, koefisien hamburan, dan parameter fisiologi, seperti volume darah dan oksigenasi.

Metode rekonstruksi pada tomografi optik sangat bervariasi bergantung pada: tipe data yang diukur, asumsi pemodelan penjalaran cahaya, metode penyelesaian serta detail algoritma yang digunakan. Secara umum, ada dua pendekatan algoritma yang digunakan

untuk metode rekonstruksi yaitu pendekatan *linear* dan *nonlinear iteratif* (Dehghani, et al, 2009).

Metode rekonstruksi linier satu langkah merupakan metode rekonstruksi dinamik yang banyak digunakan untuk pencitraan fungsional. Metode ini merupakan salah satu metode rekonstruksi linier yang menggunakan pendekatan teori gangguan. Untuk aplikasi praktis, metode ini mempunyai keterbatasan karena dalam metode ini mengasumsikan bahwa variasi sifat optis dalam medium sangat kecil atau membutuhkan inedium referensi yang sifat optisnya mirip dengan medium yang tidak diketahui. Disamping itu citra yang dihasilkan merupakan citra *relative* yang bersifat kualitatif, sehingga tidak cocok untuk pencitraan struktural. Namun metode rekonstruksi ini sangat sederhana dan cepat.

Sampai sekarang, metode rekonstruksi yang banyak digunakan dan dikembangkan adalah metode rekonstruksi *non-linear iterative* dengan teknik *model-based iterative image reconstruction* (MOBIIR). Ada tiga tahap dalam proses metode rekonstruksi tersebut. Pertama, *forward* model yaitu, pemodelan penjalaran cahaya yang melewati medium untuk memprediksi data. Kedua, evaluasi fungsi objektif untuk mendapatkan perbedaan antara data prediksi dan terukur. Ketiga, *invers problem* yaitu proses untuk mendapatkan distribusi sifat-sifat optis dalam medium melalui proses iterasi dengan meminimalkan fungsi objektif. (Klose and Hielscher, 2003; Gibson et al., 2005).

Proses untuk mendapatkan distribusi sifat-sifat optis dalam medium melalui proses iterasi dengan meminimalkan fungsi objektif pada teknik MOBIIR, secara umum terdapat dua pendekatan metode optimasi yang digunakan yaitu *Newton-like method* (metode Newton) dan *Gradient base reconstruction* (Dehghani, et al, 2009). Metode *gradient base* telah berhasil diterapkan pada sistem TD dan FD, namun untuk kasus CW domain, Davis, et al (1997) telah menunjukkan bahwa metode *conjugate gradient* memerlukan waktu komputasi yang tinggi dan sering tidak konvergen. Oleh sebab itu, kebutuhan akan metode rekonstruksi yang akurat dan efisien masih merupakan tantangan yang harus diselesaikan.

Pan, et al, 2009, telah menunjukkan bahwa ada deviasi posisi intensitas antara pantom heterogen (terdapat anomali) terhadap pantom homogen yang berkaitan dengan orientasi sudut antara anomali dan sumber. Pandian dan Singh, 2010, mendapatkan bahwa benda dengan anomali pada kedalaman yang berbeda memiliki puncak intensitas yang berbeda dan ukuran anomalia yang berbeda memiliki *full width at half maximum* (FWHM) yang berbeda pula. Berdasarkan hal tersebut, maka pada penelitian ini akan

dikembang metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas. Pengembangan ini dilakukan dengan menganalisis FWHM dan posisi deviasi intensitas antara pantom heterogen dan pantom homogen terhadap posisi sumber dan detektor dengan variasi posisi dan ukuran anomali. Karakteristik sebaran intensitas ini digunakan untuk memetakan posisi dan ukuran anomali. Hasil dari pemetaan ini digunakan untuk mengoreksi citra rekonstruksi, yang secara umum belum dapat memberikan batas yang jelas antara anomali dengan bukan anomali. Pada penelitian ini akan dilakukan koreksi pada citra hasil rekonstruksi dengan metode rekonstruksi Newton.

Berdasarkan uraian diatas, maka pada penelitian ini akan dikembangkan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas untuk memperbaiki kualitas citra hasil rekonstruksi dengan metode rekonstruksi Newton. Disamping itu, juga dilakukan pengembangan akuisisi data pada sistem *continuous wave* domain diffuse optical tomography (CWDOT) yang menggunakan sumber infra red

1.2. Permasalahan Penelitian

Berdasarkan uraian latar belakang di atas, maka permasalahan pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana karakteristik sebaran intensitas benda dengan anomali terhadap benda homogen untuk memetakan posisi dan ukuran anomali berdasarkan karakteristik sebaran intensitas?
2. Bagaimana mendapatkan citra yang merupakan hasil pemetaan sifat-sifat optik medium (*koefisien hamburan*) dari data intensitas (*invers problem*) dengan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas?
3. Bagaimana kualitas citra yang dihasilkan dengan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas?
4. Bagaimana mendapatkan fantom payudara yang mempunyai sifat optis payudara?
5. Bagaimana rancang bangun akuisisi data secara otomatis pada sistem CWDOT?
6. Bagaimana kualitas citra yang dihasilkan dengan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas dari data-data intensitas yang terukur setelah cahaya laser melewati jaringan dengan menggunakan sistem CW domain?



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Tinjauan Pustaka

Tomografi komputer merupakan suatu teknik pencitraan yang memungkinkan struktur internal obyek dapat dicitrakan tanpa merusak atau membelah obyek secara fisik. Dengan tomografi komputer dapat dihasilkan citra (image) tampak lintang obyek tanpa harus memotong obyek tersebut, sehingga nilai besaran fisika dan distribusinya dalam ruang dapat diidentifikasi. Citra yang dihasilkan dengan teknik tomografi tidak mengandung informasi yang tumpang tindih pada arah lintasan sumber dan detektor sebagaimana yang terjadi pada teknik radiografi, sehingga citra struktur internal obyek dapat digambarkan secara lebih jelas, baik posisi maupun karakteristiknya.

Sistem tomografi komputer terdiri dari sumber radiasi, objek, sistem pencacah dan sistem deteksi. Berdasarkan jenis sumber yang digunakan, perkembangan tomografi berkembang sangat pesat yaitu, sumber radiasi sinar x dan γ (CT Scann), photon tunggal (*Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT*), proton (*Proton Energy Loss Tomography, PELT*), positron (*Positron Emission Tomography, PET*), listrik (*Electrical Impedance Tomography, EIT*), gelombang akustik dan Optik (*Diffuse Optical Tomografi, DOT dan Optical Coherent Tomografi, OCT*).

Pada dekade terakhir telah tampak perkembangan revolusioner teknik tomografi menggunakan sumber optik untuk aplikasi biomedis. Hal ini disebabkan karena teknik tomografi dengan sumber optik merupakan teknik non invasive, non ionisasi dan relative lebih murah. Dua teknik tomografi optik yang paling populer yaitu Diffuse Optical Tomography (DOT) (Gibson et al., 2005) dan Optical Coherence Tomography (OCT) (Huang et al., 1991).

Sistem DOT bekerja pada bahan diffuse dan memetakan sifat optik jaringan dengan metode rekonstruksi tertentu dari hasil pengukuran pada sejumlah besar pasangan sumber dan detektor. Pemetaan sifat optik ini dapat berupa koefisien absorpsi, koefisien hamburan maupun parameter fisiologi seperti volume darah dan oksigenasi. Pemetaan ini dapat mencapai beberapa sentimeter ke dalam jaringan dengan menggunakan cahaya inframerah-dekat. Sistem DOT banyak digunakan untuk deteksi kanker payudara (Arshia et al, 2002; Brukilachio, 2003; Pogue, 2004, Coe, 2005; Wang, 2009), aktivitas otak (Boas, 2004; Austin, 2006), dan *small animal imaging* (Bruno and Poulet, 2006).

Sistem DOT dapat dibedakan menjadi tiga kategori yaitu steady-state domain (SSD) atau continues wave domain (CW), frequency domain (FD), dan Time-resolved domain (TD). Pada sistem CW, sumber cahaya kontinu dilewatkan jaringan dan intensitas cahaya yang diteruskan diukur. Pada sistem FD, sumber cahaya sinusoidal yang amplitudonya termodulasi dilewatkan jaringan. Frekuensi modulasi yang digunakan antara 100-1000 MHz (Hielscher, 2005). Parameter yang terukur adalah pergeseran fase dan penurunan amplitude sinyal yang diteruskan. Pada sistem TD, pulsa laser yang pendek yaitu antara 10^{-18} - 10^{-6} s (Ruan, 2010) dilewatkan jaringan dan diukur penurunan intensitasnya serta pelebaran pulsa, temporal point spread function (TPSF), setelah melewati jaringan.

Kecepatan pengambilan data menurun dari sistem CW ke FD dan paling lambat pada sistem TD. Kompleksitas hardware dan software meningkat dari sistem CW ke sistem FD dan TD. Namun, kandungan informasi meningkat dari sistem CW ke sistem FD dan TD, dengan jumlah sumber dan detektor sama resolusi spasial yang diperoleh meningkat dari sistem CW ke FD dan terbesar pada TD. Disamping itu, pada sistem CW belum mampu memisahkan efek hamburan dan penyerapan, sedang pada TD dan FD sudah mampu memisahkan efek tersebut (Hielscher, 2005). Sistem domain-frekuensi relatif murah, mudah untuk dikembangkan dan digunakan, dan dapat memberikan sampling temporal yang sangat cepat (sampai 50 Hz) (Gibson et al., 2005). Pada penelitian ini sistem DOT yang dikembangkan menggunakan system continues wave domain (CW).

Data-data penurunan intensitas yang terukur direkonstruksi dengan metode rekonstruksi sehingga dihasilkan citra. Ada tiga tahap dalam proses metode rekonstruksi tersebut yaitu, pemodelan penjalaran cahaya yang melewati medium, penyelesaian model untuk memprediksi distribusi sifat-sifat optis dalam medium (*forward problem*) yang memungkinkan dilakukan secara simulasi untuk mendapatkan hubungan hasil pengukuran dengan sifat-sifat optik medium, dan proses inversi yaitu mendapatkan distribusi sifat-sifat optis dari data hasil pengukuran (*invers problem*) (Gibson et al., 2005). Pemodelan interaksi cahaya melewati medium yang umum dikembangkan adalah pemodelan berdasarkan pada *radiative transfer equation* (RTE). Penyelesaian pemodelan tersebut dapat dilakukan dengan tiga pendekatan, yaitu pendekatan statistik, analitik dan numerik

Pendekatan statistik memberikan gambaran lintasan sebuah foton yang melalui medium mulai dari ketika cahaya itu mengenai medium sampai foton itu keluar dari

medium. Model yang dikembangkan adalah metode *monte carlo*, teori *random walk*, metode *Markov random field*. Pada kenyataannya, karena jumlah foton yang ditinjau berjumlah besar maka untuk menjaga kesalahan akibat komputasi agar tetap kecil sangat sulit. Disamping itu, analisis statistik monte carlo untuk medium *diffuse* seperti jaringan dengan peristiwa hamburan yang cukup banyak dan kompleks akan membutuhkan waktu yang lama dalam proses rekonstruksinya (Wang *et al.*, 1995; Boas *et al.*, 2002).

Pendekatan analitik digunakan untuk medium yang homogen dan geometri yang sederhana, dengan memanfaatkan fungsi green. Apabila kondisi batas medium diabaikan maka penyelesaian analitiknya akan sederhana (Janunts, 2010). Namun untuk keperluan rekonstruksi citra 3D, kondisi batas tidak dapat diabaikan, sehingga penyelesaian fungsi greennya menggunakan persamaan gelombang datar yang kompleks (Ripol *et al.*, 2001; Kim, 2004). Metode ini tidak efisien apabila digunakan untuk rekonstruksi dari data yang dihasilkan untuk medium *diffuse* seperti jaringan.

Pendekatan numerik yang banyak digunakan adalah *finite elemen*, *finite difference*, *finite volume* dan *boundary elemen*. Pada metode ini medium dibagi dalam elemen-elemen dengan ukuran tertentu dan memperkirakan nilai-nilai fisis pada elemen tersebut berdasar informasi pada batas yang dapat terukur. Metode ini banyak digunakan untuk memodelkan medium yang bentuknya kompleks dan tidak homogen (Arridge *et al.*, 2000; Zacharopoulos *et al.*, 2006). Untuk itu pada penelitian ini akan digunakan metode finite elemen untuk menyelesaikan forward problem.

Pada proses inversi (*invers problem*) yaitu proses untuk mendapatkan distribusi sifat-sifat optis dari data hasil pengukuran, terdapat dua metode yaitu metode invers dan proyeksi balik (Grangeat, 2009). Pada metode invers akan melibatkan matriks invers yang sangat besar sehingga kondisi *ill posed* tidak bisa dihindari yang mengakibatkan penyelesaiannya tidak unik. Untuk mengatasi ini, digunakan metode invers yang dikombinasikan dengan metode iterasi. Keuntungan metode iterasi adalah metode tersebut secara praktis tidak bergantung pada beberapa hipotesis yang ketat. Disamping itu, pada metode iterasi dimungkinkan untuk peninjauan secara umum sifat non-linearitas antara koefisien optik dan distribusi intensitas cahaya pada permukaan medium *diffuse* (Grangeat, 2009). Dengan demikian dalam penelitian ini, pada tahap *invers problem* akan digunakan metode iterasi guna mendapatkan distribusi sifat-sifat optis dari data hasil pengukuran

2.2. Studi Pendahuluan dan Hasil yang Sudah Dicapai

Hingga saat ini telah dibangun sistem tomografi komputer translasi-rotasi di Laboratorium Fisika Modern FSaintek Unair dari pendanaan Hibah Pekerti tahun 2005-2006. Sistem tomografi tersebut dibangun dengan memanfaatkan peralatan laboratorium yang terdiri dari sebuah sumber radiasi gamma dan sebuah detektor radiasi. Sistem tersebut telah dapat digunakan untuk mencitrakan bagian dalam benda keras dan untuk mendeteksi kekeroposan tulang osteoporosis (Ain, K. and Ukhrowiyah, N., 2009).

Dengan sistem tomografi yang telah dikembangkan tersebut, beberapa kendala telah ditemui, diantaranya adalah sulitnya memperoleh sumber radiasi dengan intensitas yang cukup, lamanya waktu sampling, kurang amannya sumber radiasi gamma. Beberapa penelitian telah dikembangkan untuk mencari sumber dan sensor alternatif yang dapat mengatasi permasalahan tersebut, diantaranya dengan mengembangkan penelitian ke arah tomografi dengan menggunakan sumber optik.

Penelitian yang sudah dilakukan yaitu, pembuatan sistem tomografi berbasis cahaya tampak (Winarno, 2008). Pada penelitian ini, sumber yang digunakan adalah laser pointer yang ada di pasaran, sedang obyek yang digunakan pada penelitian ini adalah benda bening (transparant). Data yang dihasilkan adalah data intensitas yang diteruskan setelah berkas melewati obyek. Disamping itu juga sudah dikembangkan metode rekonstruksi dan pemodelan sistem tomografi *Fan-Beam* berbasis cahaya tampak untuk obyek transparan (Ernawan, 2008; Ain dan Nuril, 2010).

Penelitian pada bidang tomografi optik ini terus dikembangkan tidak hanya untuk bahan transparan tetapi juga untuk bahan diffuse seperti jaringan. Melalui pendanaan Penelitian Unggulan Perguruan Tinggi tahun 2013-2014, telah berhasil dibangun sistem Continuous Wave Diffuse Optical Tomography (CWDOT). Sistem ini menggunakan cahaya nearinfra red (NIR) dan dapat digunakan untuk bahan diffuse. Sistem ini ke depannya terus dikembangkan sehingga dapat digunakan untuk deteksi awal adanya kanker payudara. Pada penelitian ini pengembangannya difokuskan untuk mengembangkan sistem akuisisi data dan metode rekonstruksi yang efisien untuk dapat menunjang penelitian-penelitian selanjutnya dengan tujuan umum menghasilkan Sistem CWDOT yang sederhana dengan metode rekonstruksi yang efisien untuk deteksi awal kanker payudara

BAB III

TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN

3.1. Tujuan Umum

Tujuan umum dari penelitian ini adalah :

Mengembangkan sistem akuisisi data dan metode rekonstruksi yang efisien pada teknik tomografi optik (CWDOT) yang akan diterapkan untuk deteksi awal kanker payudara

3.2. Tujuan Khusus

Tujuan khusus dari penelitian ini adalah :

1. Menganalisis karakteristik sebaran intensitas benda dengan anomali terhadap benda homogen dan membuat program untuk menampilkan pemetaan posisi dan ukuran anomali berdasarkan karakteristik sebaran intensitas
2. Membuat program rekonstruksi dengan metode linier one step dan Newton yang termodifikasi dengan karakteristik sebaran intensitas untuk menghasilkan citra yang merupakan hasil pemetaan sifat-sifat optik medium (koefisien hamburan) dari data intensitas simulasi
3. Membandingkan kualitas citra yang dihasilkan dengan metode rekonstruksi linier one step dan Newton yang termodifikasi dengan karakteristik sebaran intensitas terhadap kualitas citra yang dihasilkan dengan metode rekonstruksi linier one step dan Newton.
4. Membuat dan mengkarakterisasi fantom payudara sehingga diperoleh fantom payudara dengan sifat optik yang mendekati payudara
5. Merancang dan membangun akuisisi data secara otomatis pada sistem CWDOT
6. Menganalisis kualitas citra yang dihasilkan dengan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas dari data-data intensitas yang terukur dengan menggunakan sistem CWDOT

3.3. Manfaat Penelitian

Penderita kanker payudara bisa sembuh dan resiko kematian bisa diminimalisir, jika kanker terdeteksi lebih cepat. Semakin cepat memeriksakan diri, maka proses pengobatan bisa sesegera mungkin dilakukan. Penderita kanker payudara bisa sembuh

dan resiko kematian bisa diperkecil, jika kanker terdeteksi lebih cepat. Semakin cepat memeriksakan diri, maka proses pengobatan bisa sesegera mungkin dilakukan.

Peralatan pencitraan yang selama ini telah digunakan untuk mendiagnosis kanker payu dara di antaranya adalah *x-ray mammography*, *magnetic resonance imaging (MRI)*, *positron emission tomography*, dan ultrasonografi. Peralatan tersebut susah ditemui di rumah sakit-rumah sakit daerah, karena harga dan perawatannya cukup mahal. Dengan demikian, masyarakat yang tinggal di daerah mengalami kesulitan untuk memperoleh akses diagnosis kanker payudara. Disamping itu, masyarakat awam takut dengan bahaya radiasi yang digunakan pada peralatan tersebut.

Bila dibandingkan dengan metoda pencitraan yang selama ini digunakan, teknik DOT memiliki beberapa kelebihan, diantaranya adalah :

1. Akurat, karena memakai sumber cahaya, sehingga ketelitian dan sensitivitasnya tinggi.
2. Aman, karena memakai sumber cahaya, sehingga tidak menimbulkan dampak ionisasi pada tubuh.
3. Sederhana, karena perancangan perangkat tomografi optik tidak membutuhkan teknologi yang rumit.
4. Murah, bila dibandingkan dengan harga perangkat CT Scann, MRI dan PET, karena dapat menggunakan beberapa komponen telekomunikasi yang banyak tersedia di pasaran.

Laboratorium Optik bersama-sama laboratorium komputasi Fisika Unair telah mengembangkan design awal sistem deteksi alternative untuk kanker payudara yaitu Continuous Wave Diffuse Optical Tomography (CWDOT) (Ukhrowiyah, 2014). Pengembangan peralatan ini bertujuan untuk mendapatkan sistem deteksi alternative untuk deteksi dini adanya kanker payudara yang akurat, aman dari radiasi, dan murah harganya sehingga biaya operasional peralatan tersebut dapat dijangkau oleh pelayanan kesehatansampai ke pelsosok pedesaan.

Dari pengembangan tersebut telah dihasilkan CWDOT dengan perangkat lunak dan keras untuk mengendalikan gerak meja obyek dan deteksi secara otomatis, namun sistem akuisisi (pengambilan) datanya belum secara otomatis dan metode rekonstruksi yang digunakan masih menggunakan metode one step dan iterasi Newton (Ukhrowiyah, 2014). Dalam metode one step masih diperlukan benda homogen sebagai referensi. Namun dalam praktik klinis benda homogen sebagai referensi itu tidak ada. Pada metode rekonstruksi iterasi Newton masih membutuhkan waktu komputasi yang

lama. Untuk itu, penelitian pengembangan sistem CWDOT dan metode rekonstruksi yang efisien masih perlu terus dikembangkan.

BAB IV

METODE PENELITIAN

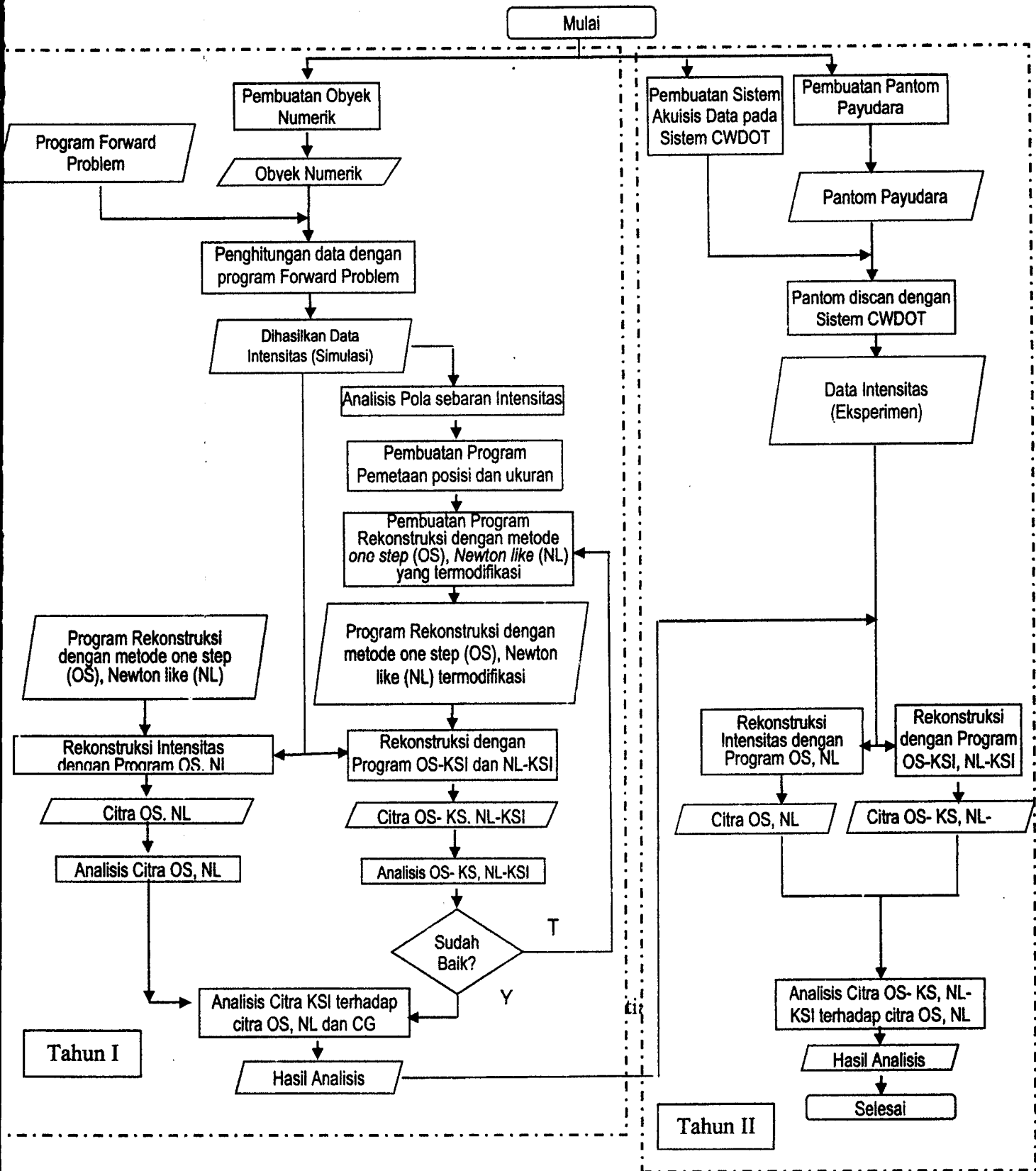
Penelitian ini akan dilaksanakan di Laboratorium Fisika Modern dan laboratorium Optika & laser Departemen Fisika Universitas Airlangga. Penelitian ini akan dilaksanakan selama 2 tahun dengan masa efektif 10 bulan per tahun. Pada tahun pertama, membuat program forward untuk menghasilkan data terhitung dan program rekonstruksi untuk menghasilkan citra, menganalisis kualitas citra hasil rekonstruksi data simulasi baik dengan membuat profil antara obyek numerik dan citra rekonstruksi maupun dengan menghitung nilai rmsd-nya. Pada tahun ini penelitian dilaksanakan secara simulasi dengan menggunakan obyek numerik.

Kegiatan pada tahun kedua adalah mengembangkan perangkat keras dan lunak akuisisi data pada sistem DOT sehingga proses scanning dapat dilakukan secara otomatis. Obyek yang digunakan pada tahun kedua ini adalah pantom kanker payu dara, sehingga pada penelitian ini juga akan dibuat obyek pantom payudara dengan sifat-sifat optis yang mendekati sifat-sifat optis payudara, karena pada penelitian sebelumnya fantom payudara yang dibuat belum optimum yaitu tingkat keawetannya masih rendah. Kualitas citra hasil rekonstruksi data eksperimen dianalisis dengan menghitung nilai SNR-nya

Penelitian ini dilakukan secara simulasi dan eksperimen, yang secara garis besar prosedur penelitian ini diperlihatkan pada gambar 4.1. Penelitian secara simulasi dilakukan untuk membuat program untuk memperoleh penyelesaian *forward problem* dan *invers problem*nya. Penelitian secara simulasi menggunakan obyek numerik untuk menguji program rekonstruksi yang dihasilkan dalam penelitian.

Penelitian secara eksperimen dengan obyek fantom payudara dilakukan untuk membuktikan kebenaran pemodelan yang dipilih, menguji perangkat lunak penyelesaian *invers problem* dengan data eksperimen, dan untuk menguji kinerja akuisisi data pada sistem DOT yang akan dibuat.





Gambar 4.1. Prosedur penelitian secara skematis

4.1. Pembuatan Program Metode Rekonstruksi

Data-data intensitas yang diperoleh direkonstruksi dengan metode rekonstruksi yang sudah umum digunakan yaitu metode rekonstruksi linier one step (OS) dan newton like (NL) serta metode yang diusulkan dalam penelitian ini yaitu metode rekonstruksi one step dan newton like yang dimodifikasi dengan pemetaan posisi dan ukuran anomali berbasis pada karakteristik sebaran intensitas (OS-KSI dan NLK-KSI) sehingga dihasilkan citra 2D. Program rekonstruksi one step dibuat berdasarkan persamaan 4.1.

$$[\Delta\mu_a] = [J^T J + \lambda I]^{-1} J^T \Delta M \quad (4.1)$$

Dengan J adalah matriks Jacobian $\left(\frac{\partial P}{\partial \mu}\right)$, serta $\Delta M = M_{hom} - M_{ob}$ yang merupakan perbedaan data intensitas antara obyek homogen (referensi) dan obyek beranomali.

Program rekonstruksi Newto-like dibuat berdasarkan pada persamaan 4.2, yang diagram alirnya ditunjukkan pada Gambar 4.2.

$$\mu_{i+1} = \mu_i + \left(\left(\frac{\partial P}{\partial \mu} \right)^T \left(\frac{\partial P}{\partial \mu} \right) \right)^{-1} \left(\frac{\partial P}{\partial \mu} \right)^T (P - M) \quad (4.2)$$

Dengan mendefinisikan, $\Delta\mu = \left(\left(\frac{\partial P}{\partial \mu} \right)^T \left(\frac{\partial P}{\partial \mu} \right) \right)^{-1} \left(\frac{\partial P}{\partial \mu} \right)^T (P - M)$, dan $\left(\frac{\partial P}{\partial \mu} \right)$ adalah matriks Jacobian J , serta $\Delta M = P - M$ adalah perbedaan antara data intensitas terhitung berdasarkan model dan data terukur, maka

$$\Delta\mu = (J^T J)^{-1} J^T \Delta M \quad (4.3)$$

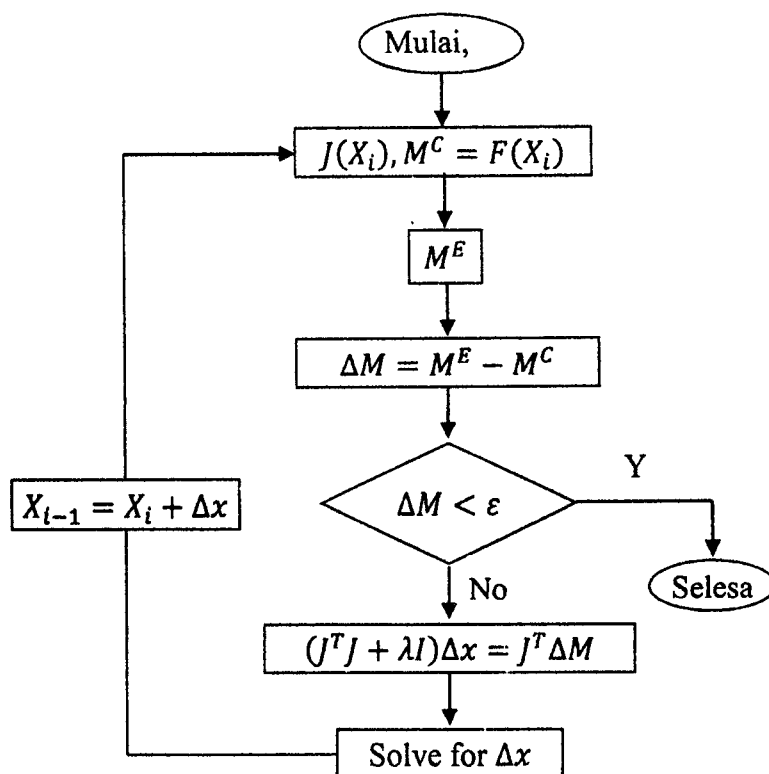
Karena $J^T J$ sifatnya adalah *ill-conditioned*, maka untuk menstabilkan iterasi digunakan regularisasi Tikhonov, λI , sehingga persamaan 4.3 menjadi

$$\Delta\mu = (J^T J + \lambda I)^{-1} J^T \Delta M \quad (4.4)$$

Adapun diagram alir program rekonstruksi Newto-like ditunjukkan pada Gambar 4.2

Pembuatan program rekonstruksi dengan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas diawali dengan menganalisis pola-pola spektrum perbedaan data-data intensitas antara benda homogen dengan benda yang mengandung

anomali (sebaran intensitas, ΔI). Pola-pola sebaran intensitas dikarakterisasi berdasarkan posisi ΔI maksimum terhadap posisi sumber dan detektor serta lebar pulsa disekitar ΔI maksimum (Full width half maximum, FWHM). Karakterisasi dilakukan baik untuk satu elemen maupun untuk beberapa elemen yang berdekatan. Hasil karakterisasi sebaran intensitas ini digunakan untuk membuat program pemetaan posisi dan ukuran anomali. Hasil pemetaan ini digunakan untuk memodifikasi atau mengoreksi metode rekonstruksi linier one step dan Newton like, sehingga diharapkan akan dihasilkan kualitas citra yang lebih baik dari segi kontras, posisi dan ukuran anomali.



Gambar 4.2. Diagram alir metode rekonstruksi citra dengan cara iterasi

Pada penyelesaian *inversproblem* mengandung *forward problem*. Untuk itu pada tahap pembuatan perangkat lunak metode rekonstruksi ini dimulai dengan menyusun program untuk menyelesaikan *forward problem*. Pembuatan model *forward problem*, dilakukan dengan menganalisis model matematis yang menggambarkan proses interaksi cahaya dengan materi, persamaan Radiative Transfer Equation, RTE sehingga didapatkan *governing equation*. *Governing equation* ini kemudian diselesaikan secara

numerik dengan FEM galerkin residu. Model *forward problem* yang telah didapatkan diimplementasikan untuk memperoleh program *forwardproblem*. Program *forwardproblem* digunakan untuk mendapatkan data M^e (intensitas secara simulasi).

Untuk melihat kinerja dari program metode rekonstruksi ini, terlebih digunakan data M^e yang diperoleh dengan cara simulasi dengan obyek numerik. Adapun langkah-langkah percobaan secara simulasi sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 4.1. Setelah diperoleh data intensitas secara simulasi, maka untuk mendapatkan citra rekonstruksi digunakan diagram alir Gambar 4.2

Citra hasil rekonstruksi yang didapat secara simulasi dianalisis dengan cara membandingkan antara obyek numerik dengan citra rekonstruksi, baik secara visual maupun numerik. Analisis visual dilakukan dengan cara melihat citra hasil rekonstruksi dan obyek numerik, maupun dengan melihat profil garis horizontal antara obyek numerik dengan citra hasil rekonstruksi, hasilnya akan semakin baik jika citra rekonstruksi semakin mirip dengan data numerik. Analisis numerik dilakukan dengan menghitung *rootmean square difference (rmsd)* yang mengukur kesamaan distribusi koefisien hamburan antar citra hasil rekonstruksi dan obyek numerik. Perumusan *rmsd* secara matematis dinyatakan pada persamaan 4.1.

$$rmsd = \frac{1}{\sigma_{max}} \left[\sqrt{\frac{\sum_i \sum_j (\mu_{cit}[i, j] - \mu_{ref}[i, j])^2}{N}} \right] \times 100\% \quad (4.5)$$

Apabila citra yang dihasilkan secara simulasi ini sudah baik maka perangkat lunak rekonstruksi citra sudah dapat digunakan untuk rekonstruksi data secara eksperimen (M^e).

4.2. Pengembangan Akuisisi Data pada Sistem DOT

Dalam rangka untuk membuktikan kebenaran metode rekonstruksi yang dipilih dan menguji perangkat lunak penyelesaian *invers problem* dengan data eksperimen, maka perlu melakukan proses scanning pada fantom payudara. Sistem yang akan digunakan pada penelitian ini secara skematis seperti pada Gambar 4.3. Namun pada system tersebut sistem akuisisi datanya masih manual, untuk itu pada penelitian ini akan dilakukan pembuatan sistem akuisisi data secara otomatis. Sehingga langkah-langkah yang dilakukan pada tahap ini adalah:

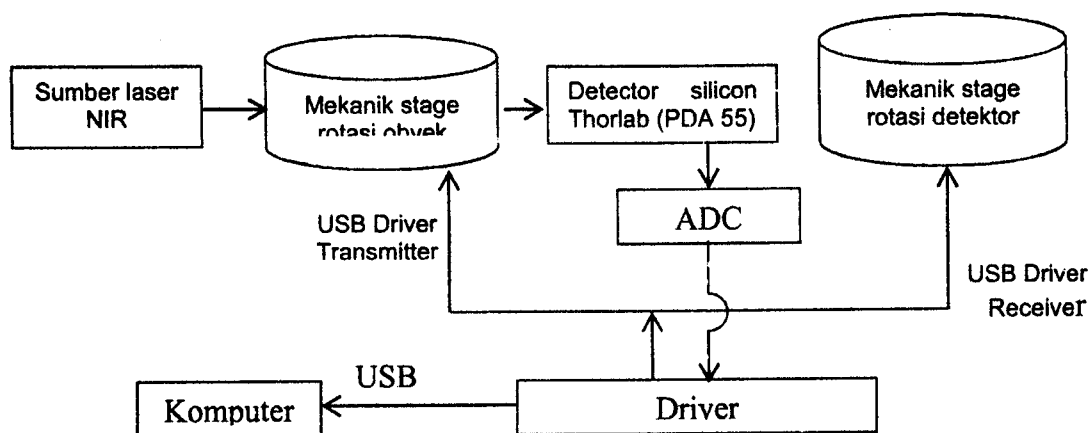
a. Membuat obyek tiruan (pantom payudara)

Bahan yang digunakan dalam pembuatan pantom adalah bahan-bahan yang mempunyai sifat optis (koefisien absorpsi dan hamburan) mendekati obyek sesungguhnya. Pada penelitian sebelumnya telah dilakukan penelitian pembuatan fantom berbasis gelatin yang dicampur dengan glutaraldehid dan glycerol sebagai bahan pengawet. Namun tingkat keawetannya belum cukup memuaskan, dengan tingkat keawetan selama 2 minggu dengan penyimpanan dalam lemari pendingin. Untuk itu dalam penelitian ini masih perlu dilakukan lagi pengembangan pembuatan fantom dengan tingkat keawetan yang lebih lama. Pada penelitian ini akan digunakan dua pantom, yaitu fantom homogen dan fantom dengan anomali. Pantom homogen dibuat dari bahan gelatin dan TiO_2 sebagai bahan penghambur, sedangkan untuk pantom beranomali dibuat fantom homogen yang disisipi gelatin yang dicampur dengan pewarna tekstil sebagai bahan penyerap (Ukhrowiyah, 2014).

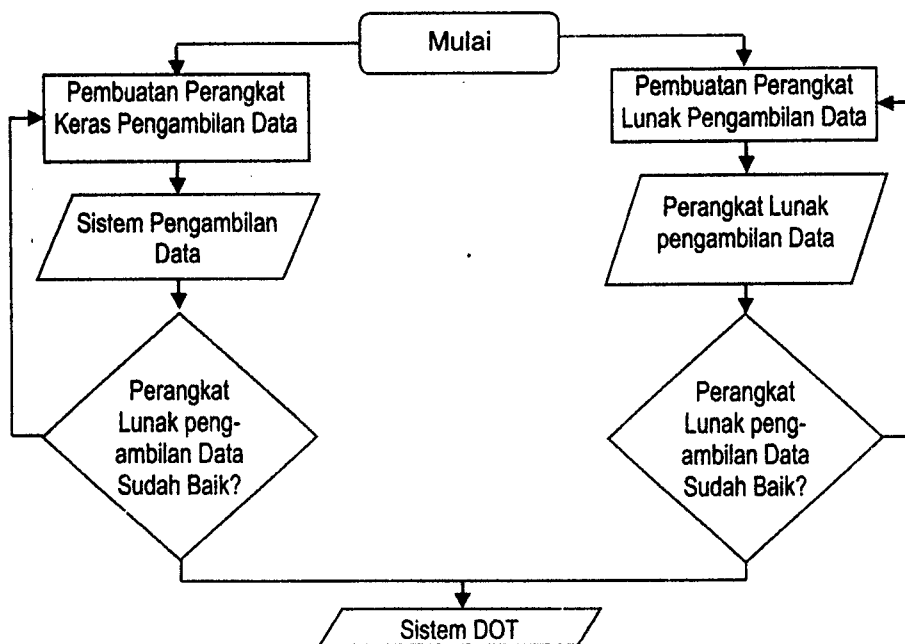
b. Pembuatan akuisisi data secara otomatis pada sistem DOT .

Pada pembuatan akuisisi data secara otomatis pada sistem DOT ini ada dua bagian utama yang harus dibuat yaitu perangkat keras dan perangkat lunak pengambilan data. Secara garis besar langkah pembuatan akuisisi data pada sistem DOT ditunjukkan pada gambar 4.4.

Setelah sistem akuisisi data telah dibuat maka akan digabungkan dan disinkronisasi dengan driver pada sistem DOT yang sudah terbangun sebelumnya, sehingga sistem DOT tersebut ini siap digunakan untuk menscanning fantom payudara secara otomatis. Fantom yang digunakan terdiri dari dua macam, yaitu fantom homogen dan fantom beranomali sebagai gambaran adanya kanker. Data-data intensitas hasil scanning direkonstruksi dengan program rekonstruksi yang telah dibuat pada bagian simulasi. Citra hasil rekonstruksi untuk yang homogen dibandingkan dengan citra beranomali. Perbandingan ini dilakukan untuk melihat apakah pemodelan dan metode rekonstruksi serta sistem yang dibangun pada penelitian ini sudah dapat membedakan adanya ketidakhomogenan.



Gambar 4.3 Susunan peralatan untuk mendapatkan data intensitas (Feng, 2007)



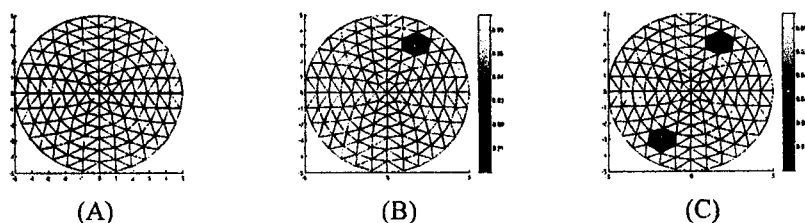
Gambar 4.4 Langkah Pembuatan Akuisisi Data pada Sistem DOT

BAB V

HASIL DAN LUARAN YANG DICAPAI

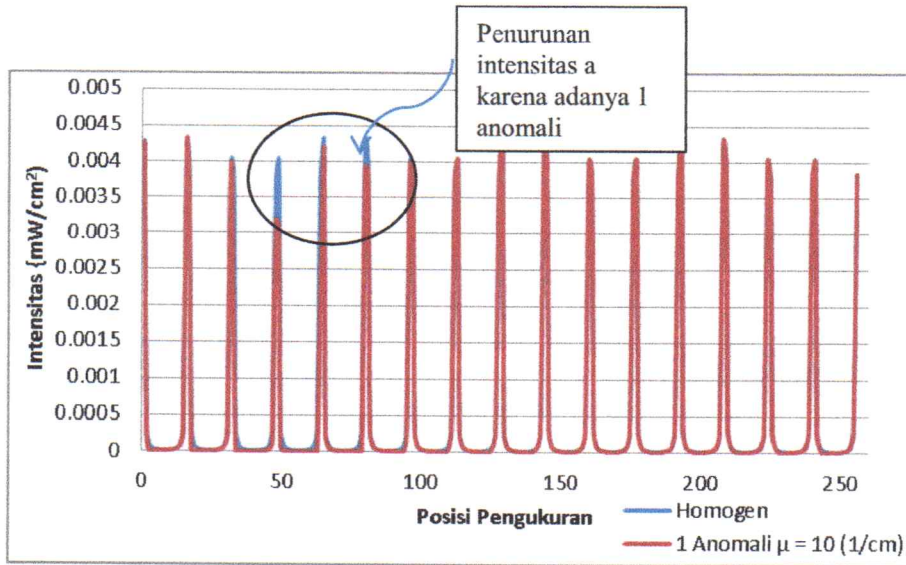
Penelitian ini dilaksanakan dalam dua tahun, yaitu secara simulasi dan eksperimen. Tahun pertama, penelitian dilakukan secara simulasi menggunakan objek numerik untuk membangun program rekonstruksi dengan metode rekonstruksi berbasis karakteristik sebaran intensitas yang diawali dengan menganalisis pola-pola spektrum perbedaan data-data intensitas antara benda homogen dengan benda yang mengandung anomali, serta untuk menguji program rekonstruksi yang dihasilkan. Tahun kedua, penelitian dilakukan secara eksperimen untuk mengembangkan sistem *continuous wave diffuse optical tomography* (CWDOT). Pengembangan dilakukan melalui pembuatan sistem akuisisi data secara otomatis yang pada penelitian sebelumnya sistem akuisisi datanya masih manual, dan menguji kinerjanya. Disamping itu, juga dilakukan pengujian program rekonstruksi dengan data eksperimen. Pada tahap kedua, objek yang digunakan adalah objek berbahan PVC dan fantom payudara. Hasil-hasil penelitian pada tahun pertama ini akan dibahas pada sub bab berikut.

5.1. Hasil dan Pembahasan

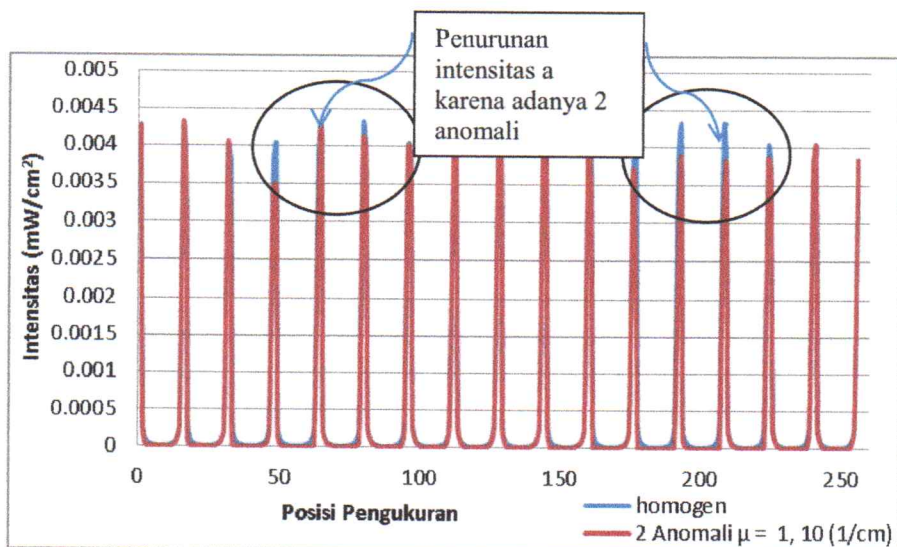


Gambar 5. 1. Numeric object A) Homogeneous; B) With 1 anomaly; C) With 2 anomalies

Gambar 5.1 merupakan contoh objek numerik homogen, dengan 1 anomali dan 2 anomali. Objek dibagi dalam elemen-elemen kecil berbentuk segi tiga yang dihubungkan dengan titik simpul. Dalam penelitian ini digunakan 248 elemen dan 141 titik simpul. Sumber dan detektor masing-masing berjumlah 16 diletakkan di titik-titik simpul pada permukaan luar objek secara berselingan. Peletakan sumber dan detektor ini mengacu pada kondisi real eksperimen. Objek homogen dibuat dengan memberi nilai koefisien absorpsi dan hamburan yang sama pada seluruh elemen, sedangkan objek beranomali dibuat dengan memberi nilai koefisien absorpsi yang berbeda dari sekitarnya pada elemen-elemen tertentu sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 5.1.



Gambar 5.2. Profil data intensitas simulasi untuk objek dengan 1 anomali terhadap objek homogen

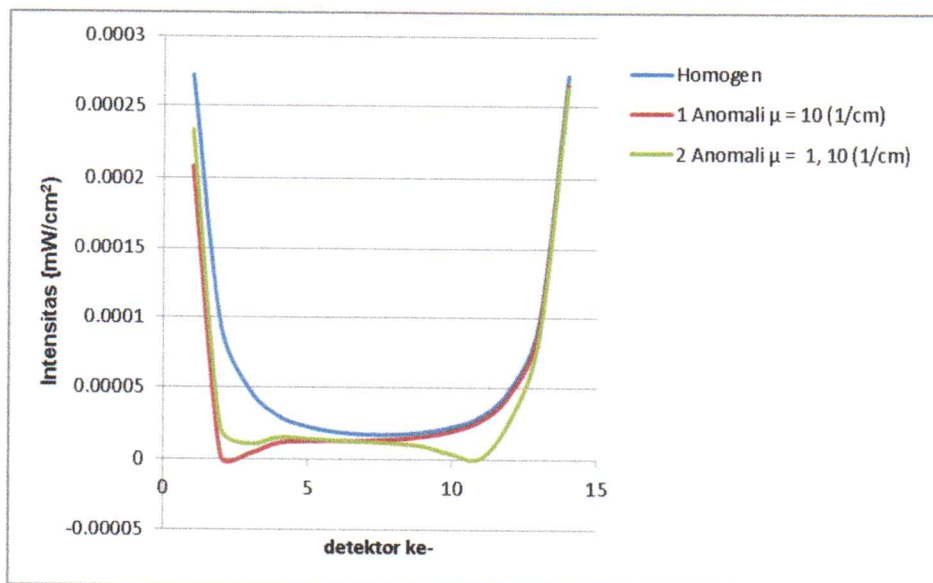


Gambar 5.3. Profil data intensitas simulasi untuk objek dengan 2 anomali terhadap objek homogen

Objek-objek numerik di-*scan* dengan program maju sehingga diperoleh data intensitas di seluruh titik simpul. Data intensitas yang digunakan hanya pada titik simpul di permukaan objek. Hal ini disesuaikan dengan kondisi real yang pengambilan datanya hanya dapat dilakukan pada permukaan objek. Profil data intensitas pada permukaan objek terhadap berbagai posisi pengukuran untuk objek dengan 1 anomali dan 2 anomali yang dibandingkan terhadap data intensitas untuk objek homogen ditunjukkan pada Gambar 5.2 dan 5.3. Profil satu proyeksi data intensitas (satu posisi sumber dengan

berbagai posisi detektor) pada objek homogen, dengan 1 anomali, dan 2 anomali ditunjukkan pada Gambar 5.4.

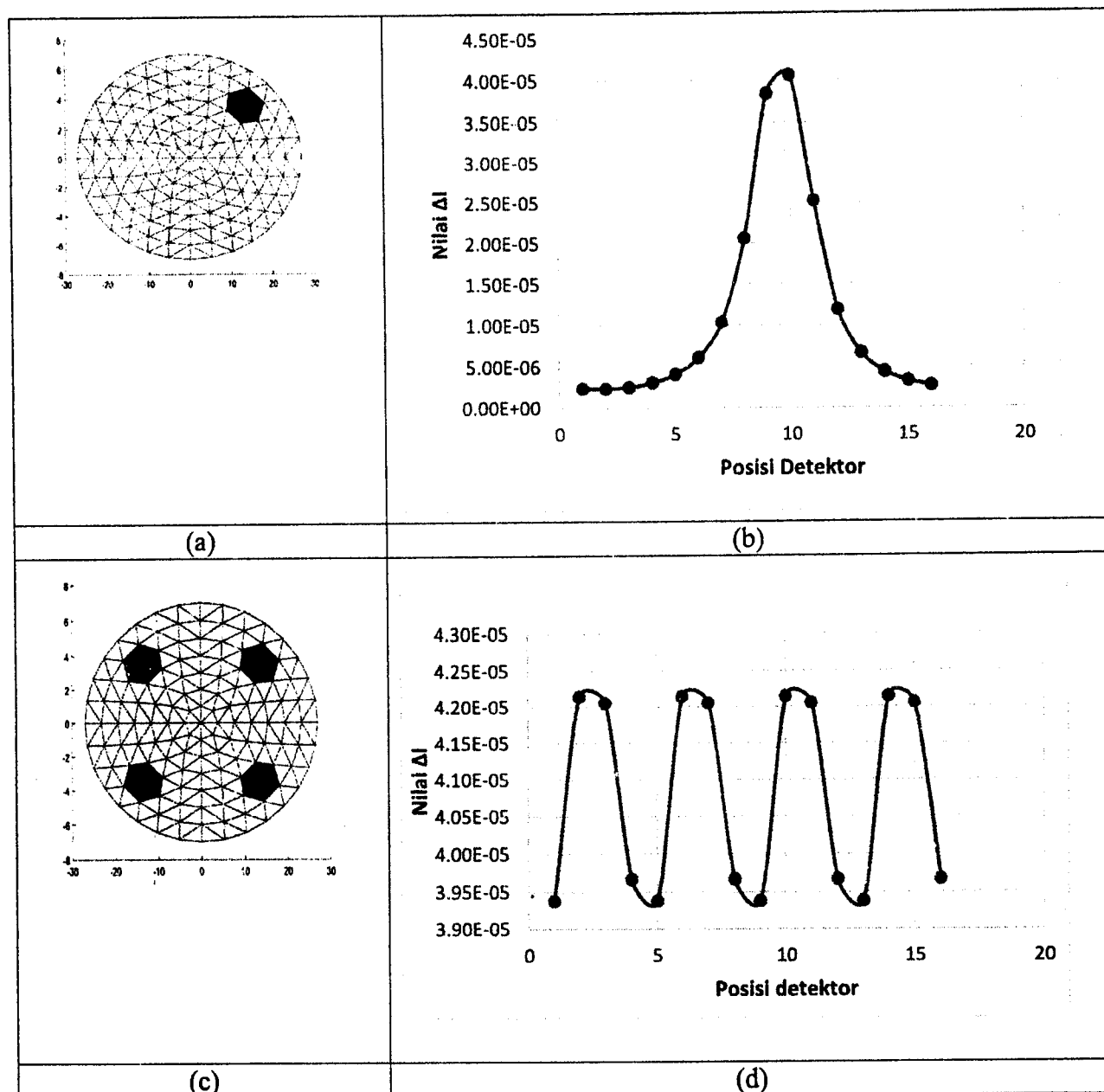
Berdasarkan Gambar 5.2 dan 5.3 yang merupakan profil data intensitas dari simulasi untuk objek dengan 1 dan 2 anomali yang dibandingkan terhadap objek homogen, menunjukkan adanya penurunan intensitas pada posisi tertentu sebagai akibat adanya suatu anomali pada objek. Gambar 5.4 yang menunjukkan profil data intensitas dari simulasi pada satu proyeksi untuk objek homogen, objek dengan 1 dan 2 anomali, dapat dilihat bahwa untuk benda homogen (tanpa adanya anomali) memiliki pola profil tertentu yang menyerupai huruf U. Sedangkan untuk objek yang beranomali mempunyai lekukan di bagian bawah jika dibandingkan terhadap objek homogen.



Gambar 5.4. Profil data intensitas simulasi pada satu proyeksi untuk objek homogen, objek dengan 1 dan 2 anomali

Berdasarkan Gambar 5.2 – 5.4 dapat ditunjukkan bahwa ada perbedaan profil antara data objek homogen dan data objek beranomali. Pada objek homogen yang memiliki profil seperti huruf U adalah sesuai dengan kondisi real, bahwa untuk objek homogen dengan pengambilan data pada posisi yang berjarak sama dari sumber akan memiliki nilai yang hampir sama. Sebagai contoh, apabila sumber diletakkan pada posisi 1, maka hasil yang diperoleh pada posisi detektor ke 1 dan ke 16 hampir sama. Pada objek beranomali, disamping memiliki profil yang menunjukkan ada penurunan intensitas pada posisi-posisi tertentu, juga memiliki lekukan dibagian bawah bila dibandingkan dengan profil untuk objek homogen. Berdasarkan hal-hal tersebut, maka

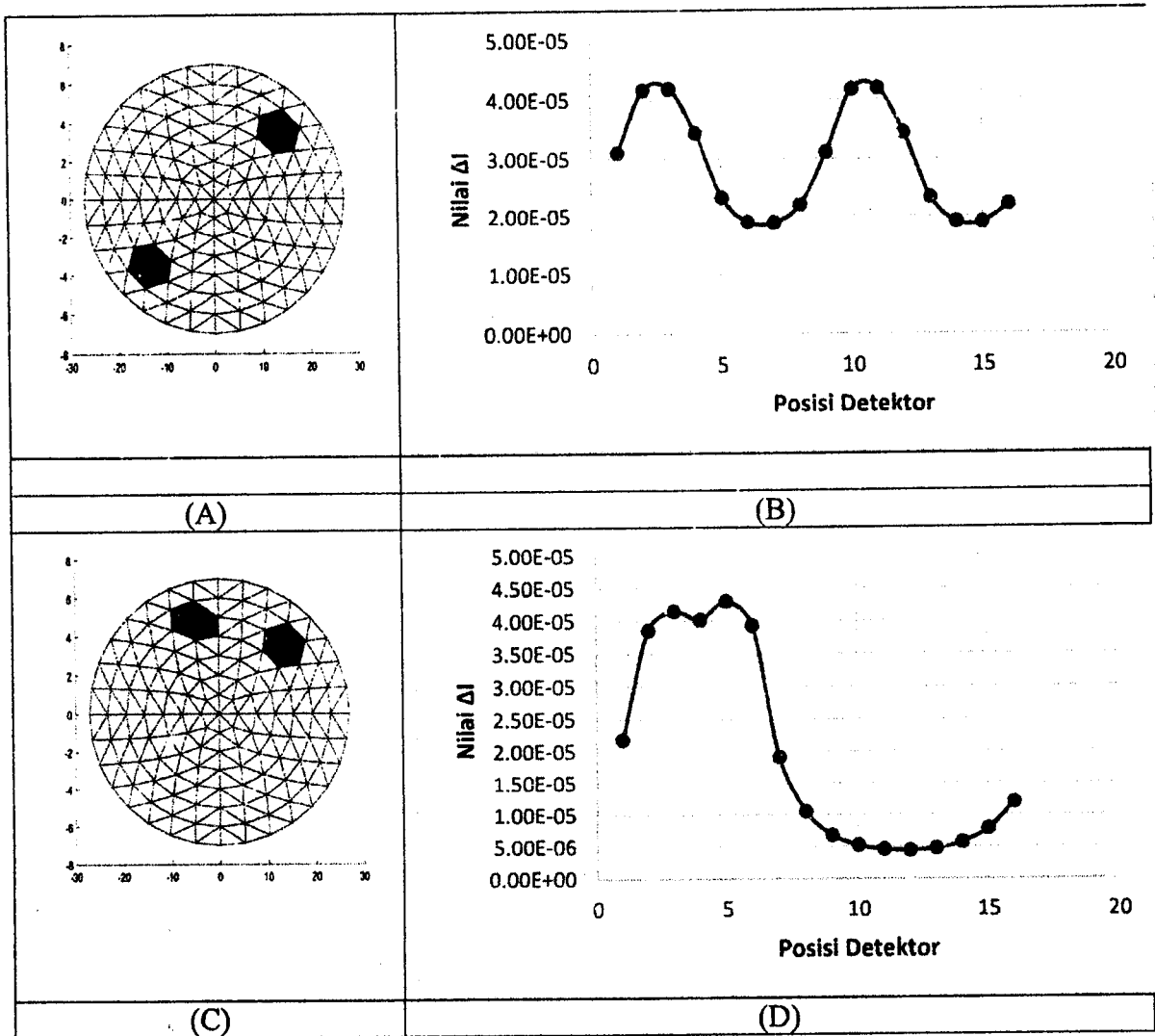
dikembangkan metode penentuan adanya suatu anomaly pada objek berdasarkan pada distribusi perbedaan nilai intensitas untuk objek beranomaly terhadap objek homogen (ΔI) terhadap posisi pengukuran



Gambar 5.5. Objek numerik (A) 1 anomaly (C) 2 Anomali dan distribusi nilai ΔI posisi pengukuran untuk (B) 1 anomaly (D) 2 Anomali

Objek numerik beranomaly dan grafik distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran ditunjukkan pada Gambar 5.5. Berdasarkan Gambar 5.5 dapat diamati bahwa grafik distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran untuk objek dengan 1 anomaly (Gambar 5.5.B) memiliki 1 puncak yang posisinya sesuai dengan posisi anomaly pada objek numerik (Gambar 5.5.A). Hal yang sama juga ditunjukkan untuk objek yang

memiliki 4 anomali, grafik distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran untuk objek dengan 4 anomali (Gambar 5D) memiliki 4 puncak yang posisinya sesuai dengan posisi anomali pada objek numerik (Gambar 5B). Dengan demikian dapat dikatakan jumlah dan posisi anomaly suatu objek secara kualitatif dapat ditentukan berdasarkan jumlah dan posisi puncak pada grafik distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran.



Gambar 5.6 Objek dengan 2 anomali pada jarak (A) terjauh dan (C) terpendek serta distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran untuk (C) objek A (D). Objek B

Jarak pisah minimum antara 2 puncak pada distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran dicari dengan melakukan scanning objek numerik dengan 2 anomali pada berbagai jarak. Objek numerik dengan 2 anomali dengan jarak antar anomali 2 elemen dan grafik distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran ditunjukkan pada Gambar 5.6. Berdasarkan Gambar 5.6 dapat ditunjukkan bahwa objek yang memiliki anomaly lebih

dari satu dapat diketahui jika jarak pisah antar anomaly sebesar 2 elemen. Hal ini ditunjukkan oleh grafik distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran (Gambar 5.6B) bahwa puncak-puncak nilai ΔI masih bisa terlihat dengan jarak antar anomaly sebesar 2 elemen.

Tabel 1. Tabel nilai FWHM dan puncak ΔI untuk objek dengan 1 anomaly

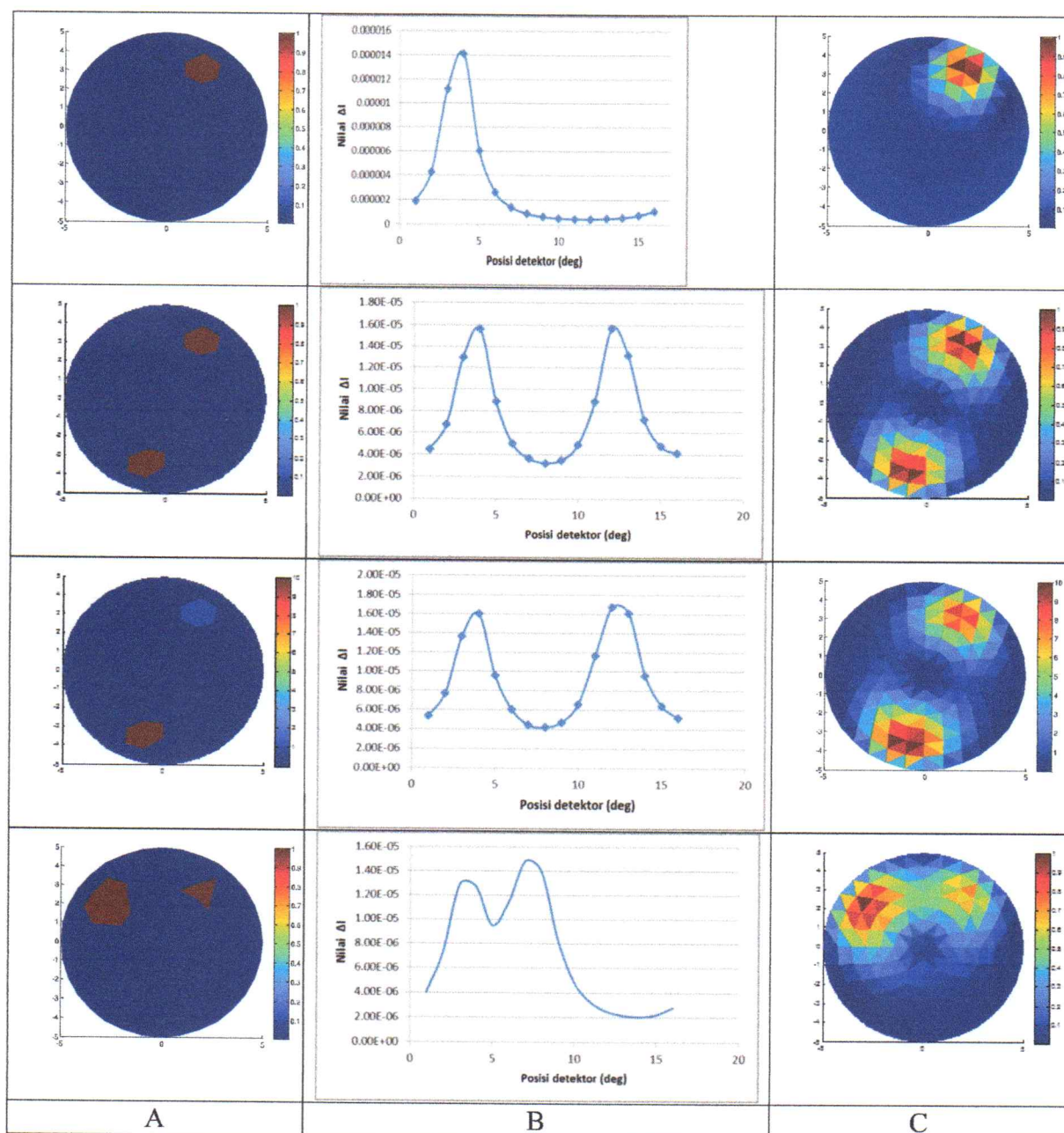
Lintasan	Letak Elemen Anomali	FWHM	Nilai Puncak ΔI
Lintasan 7	Elemen 248	1.053729	0.0000804
Lintasan 6	Elemen 188	1.500141	0.0000483
Lintasan 5	Elemen 136	2.314043	0.0000417
Lintasan 4	Elemen 92	3.465781	0.0000371
Lintasan 3	Elemen 56	5.30394	0.0000338
Lintasan 2	Elemen 28	8.829681	0.0000308

Nilai FWHM dan puncak ΔI untuk objek dengan 1 anomaly sebesar 1 elemen pada berbagai lintasan ditunjukkan pada Tabel 1. Bagian terdalam objek ditunjukkan dengan lintasan terkecil, dan sebaliknya bagian terluar objek ditunjukkan oleh lintasan terbesar. Berdasarkan Tabel 1 dapat ditunjukkan bahwa semakin dalam posisi anomaly nilai FWHM semakin besar sedangkan nilai puncaknya semakin kecil.

Tabel 2 Tabel nilai FWHM dan puncak ΔI untuk objek dengan 1 anomaly dengan ukuran berbeda

Ukuran Anomali	Letak Elemen Anomali	FWHM	Nilai Puncak ΔI
1 Elemen	Elemen 95	2.386	0.0000397
2 Elemen	Elemen 95 dan 96	2.774	0.0000408
3 Elemen	Elemen 95,96 dan 97	2.979	0.0000416
4 Elemen	Elemen 95, 96, 97 dan 98	3.614	0.0000412

Nilai FWHM dan puncak ΔI untuk objek yang mempunyai 1 anomaly sebesar dengan ukuran berbeda pada satu lintasan ditunjukkan pada Tabel 2. Berdasarkan Tabel 2 dapat ditunjukkan bahwa semakin besar ukuran anomaly semakin besar nilai FWHM dan puncaknya



Gambar 5.7 (A) Objek numeric dengan 1 anomali, 2 anomali dengan koefisien serap sama dan berbeda, 2 anomali ukuran berbeda, (B) distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran untuk masing-masing objek dan (C) citra rekonstruksinya

Gambar 5.7 A merupakan objek numeric dengan 1 anomali, 2 anomali dengan koefisien serap sama dan 2 anomali dengan ukuran berbeda. Objek tersebut discann sehingga dihasilkan data intensitas. Data intensitas direkonstruksi dengan metode linier satu langkah sehingga dihasilkan citra rekonstruksi (Gambar 5.7C). Berdasarkan Gambar 5.7 dapat ditunjukkan bahwa ada kesesuaian antara distribusi nilai ΔI pada berbagai posisi pengukuran (Gambar 5.7B) dan citra rekonstruksi (Gambar 5.7C) terhadap masing-masing objek numeric (Gambar 5.7A). Dengan demikian, hasil tersebut juga menunjukkan bahwa berdasarkan pola distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran

dapat ditentukan jumlah, ukuran dan posisi suatu anomaly yang terdapat dalam suatu objek.

5.2. Luaran yang Dicapai

Luaran yang dicapai sampai pada laporan kemajuan ini adalah:

1. Sebagai pemakalah pada seminar Internatatsional ICTAP (The 8th Interntinal Conference on Theoretical and Applied Physics) pada tanggal 20-21 September 2018 di Medan Sumatera Utara.
2. Telah submit artikel ilmiah pada Journal of Physics: Conference Series (JPCS published by Institute of Physics / IOP) yang terindeks scopus, dengan judul Detection of Object Anomalies Based on Intensity Distribution at Various Measurement Positions in Diffuse Optical Tomography System. Bukti submit dan fullpaper terlampir pada lampiran 1.
3. Telah submit artikel ilmiah pada Journal Internasional Malaysian Journal of Science yang terindeks scopus, dengan judul Fabrication and Characterization of Breast Phantom Based on Gelatin-Gliceryn-TiO₂ for Continuous Wave Diffuse Optical Tomography. Bukti submit dan fullpaper terlampir pada lampiran 2.

BAB VI

RENCANA TAHAPAN BERIKUTNYA

Rencana tahapan penelitian selanjutnya pada tahun kedua adalah:

1. Pembuatan dan karakterisasi objek pantom payudara yang memiliki sifat-sifat optis yang mendekati sifat-sifat optis payudara
2. Mendesain dan membuat system akuisisi data untuk pengambilan data secara otomatis pada system continuous wave diffuse optical tomography yang telah dibuat pada penelitian sebelumnya.
3. Menyempurnakan program rekonstruksi dengan metode one step linier dan iterasi Newton yang dimodifikasi berdasarkan analisis distribusi intensitas sehingga dapat digunakan untuk merekonstruksi citra dari data eksperimen
4. Menganalisis citra hasil rekonstruksi dari data eksperimen dengan menghitung nilai SNR-nya

BAB VII

KESIMPULAN DAN SARAN

7.1. Kesimpulan

Kesimpulan yang dapat diambil dari penelitian ini adalah

1. Jumlah dan posisi anomaly suatu objek secara kualitatif dapat ditentukan berdasarkan jumlah dan posisi puncak pada grafik distribusi nilai ΔI terhadap posisi pengukuran dengan resolusi minimum 2 elemen.
2. Semakin dalam posisi anomaly nilai FWHM semakin besar sedangkan nilai puncaknya semakin kecil.
3. Semakin besar ukuran anomaly semakin besar nilai FWHM dan puncaknya

7.2. Saran

Saran yang dapat diberikan dari penelitian ini adalah

1. Dalam proses scanning dengan menggunakan system DOT harus selalu disesuaikan antara jenis objek dan sumber yang digunakan, antara model interaksi yang digunakan dengan metode pengukuran yang digunakan .
2. Pada penelitian ini, salah satu metode rekonstruksi yang digunakan adalah metode one step linier yang membutuhkan obyek homogen sebagai referensi, sedangkan dalam kondisi riil obyek yang homogeny itu tidak bisa diperoleh. Disamping itu citra yang dihasilkan belum menunjukkan batas yang tegas antara anomaly dan bukan anomaly. Untuk itu perlu dikembangkan metode rekonstruksi yang dapat mengatasi hal ini, sehingga diperoleh metode rekonstruksi yang akurat dan cepat.

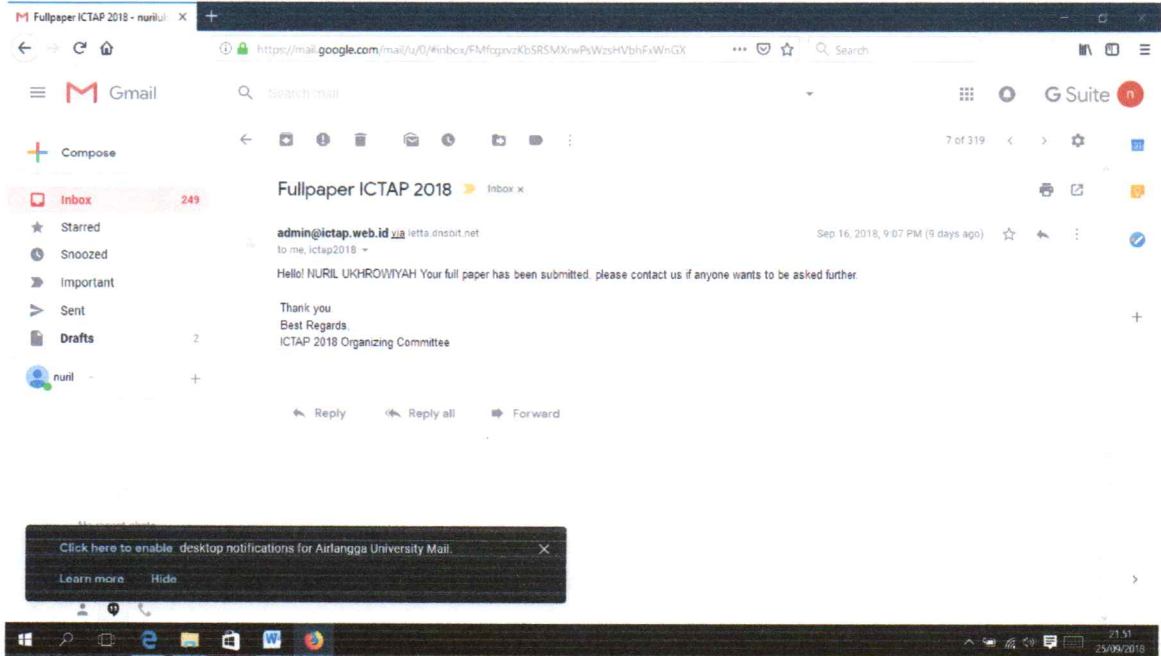
DAFTAR PUSTAKA

- Ain, K, dan Ukhrowiyah, N., 2009, *Detection of Osteoporosis with Translate-Rotate Computed Tomography System*, Journal of Materials Science and Engineering, Vol.3 No.10, David Publishing Company, Illinois USA.
- Ain, K., dan Nuril U, 2005, Pengembangan system tomografi computer dengan metode sampling yang efisien dan metode rekonstruksinya, *Laporan Penelitian Hibah Pekerti*, LPPM Unair, Surabaya.
- Ain, K., dan Nuril U, 2010, Pemodelan Sistem Tomografi Komputer *Fan-Beam* untuk Pencitraan Objek Transparan dengan Sumber Cahaya Tampak, *Proseding Seminar Nasional Basic Science VII FMIPA Unibraw*, Malang.
- Arridge S, Dehghani H, Schweiger M, Okada E., 2000, The Finite Element method for the propagation of light in scattering media: a direct method for domains with non-scattering regions, *Medical Physics*, 27:252–64.
- Austin T., A.P. Gibson, G. Branco, R.Md. Yusof, S.R. Arridge, J.H. Meek, J.S. Wyatt, D.T. Delpy, b and J.C. Hebden, 2006, Three dimensional optical imaging of blood volume and oxygenation in the neonatal brain, *Neuro Image* 31: 1426 – 1433
- Boas D. A., Anders M. D., and Maria A. F., 2004, Diffuse optical imaging of brain activation: approaches to optimizing image sensitivity, resolution, and accuracy, *Neuro Image* 23 : S275–S288
- Boas D, Culver J, Stott J, Dunn A., 2002, Three dimensional Monte Carlo code for photon migration through complex heterogeneous media including the adult human head, *OptExpress*;10:159–70
- Bruno M., P. Poulet, 2006, An instrument for small-animal imaging using time-resolved diffuse and fluorescence optical methods, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 569: 551–556.
- Ernawan, D., 2008, Metode rekonstruksi Iterasi Aljabar untuk Sistem Tomografi Generasi ke Empat dengan Sumber Cahaya Tampak, *Skripsi S1 universitas Airlangga*, Surabaya
- Feng, H., Jing Bai, Xiaolei Song, Gang Hu, and Junjie Yao, 2007, A Near-Infrared Optical Tomography System Based on Photomultiplier Tube, *International Journal of Biomedical Imaging*, Volume 2007
- Gibson AP., JC. Hebden and SR. Arridge, 2005, Recent advances in diffuse optical imaging, *Physics Medicine and Biology*, 50: R1–R43

- Grangeat, Pierre, 2009, *Tomography*, John Wiley & Sons, Inc., USA.
- Hielscher A. H., 2005, Optical tomographic imaging of small animals, *Current Opinion in Biotechnology*, 16:79–88
- Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., Hee, M. R., Flotte, T., Gregory, K., Puliafito, C. A., & Fujimoto, J. G., 1991, Optical Coherence Tomography, *Science*, 254, 1178–1181.
- Janunts, E., Thomas P., Febian E., Achim L., 2010, Modeling and experimental fo a broad beam light transport in optical tomography, *Medical Physics*, in press.
- Kim A., 2004, Transport theory for light propagation in biological tissue. *J Opt Soc Am A*; 21:820–7
- Kurniadi, D., 2007, *Image Reconstruction in EIT using Single Step Newton Method for Development of Breast Cancer Detector*, Proc. International Conference Biomedical Engineering and Technology, October 24, Indonesia University
- Pogue B. W., Shudong J., Christine K., 2004, Characterization of hemoglobin, water, and NIR scattering in breast tissue: analysis of inter subject variability and menstrual cycle changes, *Journal of Biomedical Optics* 9(3): 541–552 (May/June)
- Ripoll J, Ntziachristos V, Carminati R, Nieto-Vesperinas M. Kirchhoff, 2001, approximation for diffusive waves. *Phys Rev E*; 64: 051917
- Ruan L.M., S.G.Wang, H.Qi, and D.L.Wang, 2010, Analysis of the characteristics of time-resolved signals for transient radiative transfer in scattering participating media, *Journal of Quantitative Spectroscopy & Radiative Transfer*, 111 : 2405–2414.
- Wang J., 2009, *Broadband Near Infrared Tomography for Breast Cancer Imaging*, Dissertation, Departement of Phisics and astronomy, Darmoth college, Hanover, New Hampshire
- Wang L, Jacques S, Zheng L., 1995, MCML—Monte Carlo modeling of photon transport in multi layered tissues, *Comput Methods Programs Biomed*, 47:131–46.
- Winarno, 2008, *Identifikasi Pola Sinogram Bentuk Benda Transparan dengan Sistem Tomografi Komputer Berbasis Cahaya Tampak*, *Skripsi SI universitas Airlangga*, Surabaya.
- Zacharopoulos A, Arridge S, Dorn O, Kolehmainen V, Sikora J., 2006, Three dimensional reconstruction of shape and piece wise constant region values for Optical Tomography using spherical harmonic parameterisation and a Boundary Element Method, *Inverse Problems*; 22: 1509–32

LAMPIRAN 1

Bukti submit full paper



Detection of Object Anomalies Based on Intensity Distribution at Various Measurement Positions in Diffuse Optical Tomography System

N.Ukhrowiyah^{1*}, K.Ain², Samlan², Y. G. Y. Yhuwana², and D.Prabaswara W²

¹Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Airlangga University, Surabaya 60115, Indonesia

*Corresponding Author's Email: nurilukhrowiyah@fst.unair.ac.id

Abstract. The determined of an object anomaly based on intensity distribution patterns in various measurement positions is proposed and investigated. This research was carried out in a simulation using the numerical objects. They are a circle which consist 248 elements. These objects include homogeneous and anomaly objects. The homogeneous object is made with the same values of absorption and scattering coefficients for all elements. Whereas the anomaly object is made by adding different values of absorption coefficient and scattering on certain elements in homogeneous object. Both objects are illuminated by laser light from 16 different source positions. The intensity of light after passing objects is detected at 16 different positions as well. The intensity data passes through objects obtained by simulation based on the forward problem equation for continuous wave diffuse optical tomography (CW DOT) systems. The intensity different from the anomaly and the homogeneous object is plotted for each measurement position. The result showed that the characteristics of object anomalies (number, position and size) can be detected from the intensity distribution pattern at various measurement positions, respectively based on the number, position and the FWHM value of peak.

1. Introduction.

In recent years, optical-sources based tomography has been considerably developed which is called diffuse optical tomography, DOT [1]. The DOT technique is a technique of non-invasive, non-ionizing and relatively cheaper. This technique is widely used for the detection of breast cancer [2, 3, 4, 5], brain activity [6, 7], and small animal imaging [8]. The DOT technique is one of the promising imaging modalities that provide the spatial distribution of optical properties (absorption coefficient, scattering coefficients, and refractive index) within the object. In this technique, near infra red (NIR) light with wavelength range of 650-900 nm, is illuminated on the diffuse material. The spatial distribution of optical properties is mapped from measurements at the boundary of the material with a large number of pairs of sources and detectors.

The data measurements at the boundary of the material are the light intensity. Its distribution on the surface is captured by the detector. In general, the DOT system that are used to obtain the data at the boundary can be divided into three different categories: steady-state domain (SSD) or continuous wave domain method (CW) [9, 10, 11], frequency domain method (FD) [12,13,14], and time resolved domain method [15,16,17]. The time resolved and frequency domain methods exhibit high temporal resolutions (in the picosecond range for the time resolved and nanosecond for the frequency domain), but they have the disadvantages of high cost and complexity in the equipment [2,15]. In the SSD (CW)

system, the light source continuously emits light onto the object and the amplitude of the outgoing light from the boundary is measured. The continuous intensity system has the advantage of low cost and high dynamic range, as well as a relatively high signal to noise ratio (SNR) [2,15].

The intensity data measured from the CW DOT system is reconstructed by a specific reconstruction method to produce an image. Based on its image, an anomaly of object can be known. Pan, et al, [16], have shown that there is an intensity position deviation between heterogeneous phantoms (there are anomalies) to the homogeneous phantom which is related to the angular orientation between anomalies and sources. Pandian and Singh [17], found that objects with anomalies at different depths had different peak intensities and different sizes of anomalies had different widths at half maximum (FWHM).

Based on the description, in this research it will develop the method to determine an object anomaly based on intensity distribution patterns in various measurement positions of pairs of sources and detectors. This development is carried out by analyzing the FWHM and the intensity deviation position between the heterogeneous and the homogeneous object to the source and detector position with various anomalous positions and sizes. This intensity distribution characteristic is used to map the position and size of anomalies. The results of this mapping are used to correct the reconstruction image, which generally cannot provide a clear boundary between anomalies and non-anomalies.

2. Materials and Methods

This research is carried out in a simulation using the numerical objects. They are a circle which are divided into 248 small triangular elements connected with 141 nodes. These objects include homogeneous and anomaly objects. The homogeneous object is made by giving the same values of absorption and scattering coefficients for all elements. Whereas the anomaly object is made by adding different values of absorption coefficient and scattering on certain elements in homogeneous object. Figure 1 is an example of a homogeneous numerical object, with one anomaly and two anomalies.

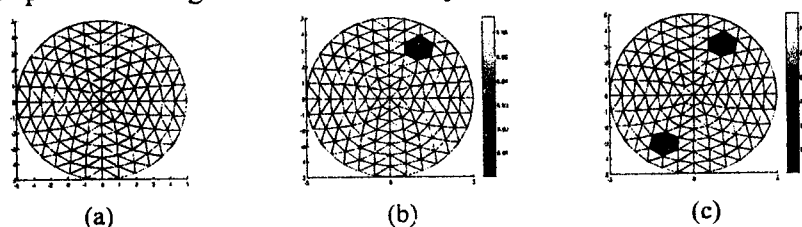


Figure 1. Numeric object a) Homogeneous; b) With 1 anomaly; c) With 2 anomalies

The objects are illuminated by laser light from 16 different source positions. The intensity of light after passing objects is detected at 16 different positions as well. The intensity data passes through objects obtained by simulation based on the forward problem equation for continuous wave diffuse optical tomography (CW DOT) systems.

In the CW case, the diffusion equation (DE) can be written as [18]

$$-D(r)\nabla\phi(r) + \mu_a(r)\phi(r) = q(r) \quad (1)$$

Where r is the location in the tissue domain Ω , $\Phi(r)$ is the photon density distribution, $\mu_a(r)$ is the absorption coefficient distribution, $q(r)$ is the source term, D is the diffusion coefficient given by $D = 1 / [3(\mu_a + \mu'_s)]$, where $\mu'_s = (1 - g)\mu_s$ is the reduced scattering coefficient, μ_s is the scattering coefficient, and g is the anisotropic factor. The finite element method (FEM) is used to solve equation (1) and generate the modeled data $F(\mu_a)$ for a given distribution of the absorption coefficient.

The FEM Formulation of first equation (1) is

$$[D(r) + C(\mu_a) + F]\phi = Q \quad (2)$$

Where

$$K_{ij} = \int_{\Omega} D(r)\nabla b_i(r) \nabla b_j(r) d\Omega \quad (2a)$$

$$C_{ij} = \int_{\Omega} \mu_a(r) b_i(r) b_j(r) d\Omega \quad (2b)$$

$$F_{ij} = \frac{1}{2A} \int_{\partial\Omega} b_i(r) \nabla b_j(r) d(\partial\Omega) \quad (2c)$$

with $b_i(r)$ and $b_j(r)$ are linear basis function.

In this research, the modeled data $F(\mu_a)$ is used as simulated data intensity. The simulated intensity data different from the anomaly (I_{an}) and the homogeneous object (I_{hom}) that is named as ΔI with

$$\Delta I = (I_{hom} - I_{an}) \tag{3}$$

The value of ΔI is plotted for each measurement position source and detector. Based on this scheme of intensity distribution, an anomaly of object can be determined.

3. Result and Discussion

The numerical object is scanned by forward problem programs [19] so that the intensity data is obtained on all nodes. The intensity data at the node on the object boundary is used only. This is adjusted to the real conditions where data acquisition can only be done on the boundary of the object. The intensity data profiles as various measurement positions for objects with 1 anomaly and 2 anomalies that are compared to intensity data for homogeneous object are shown in Figures 2 and 3. The profile one projection intensity data (one source position with various detector positions) on a homogeneous object, with 1 anomaly, and 2 anomalies shown in Figure 4.

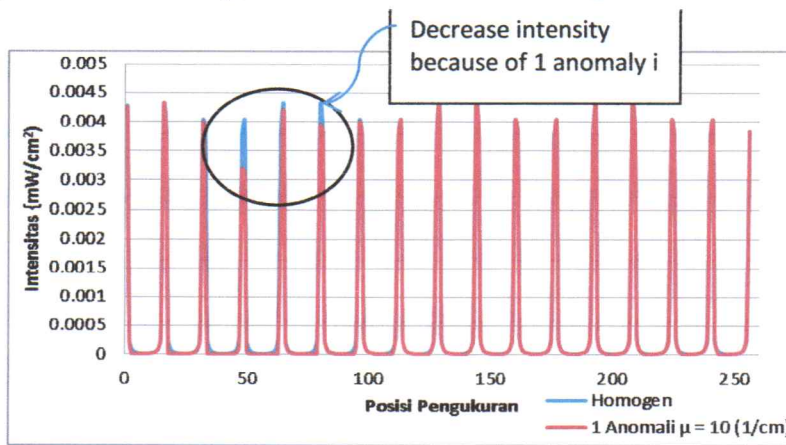


Figure 2. Comparison of intensity data profile of objects with 1 anomaly to homogeneous objects

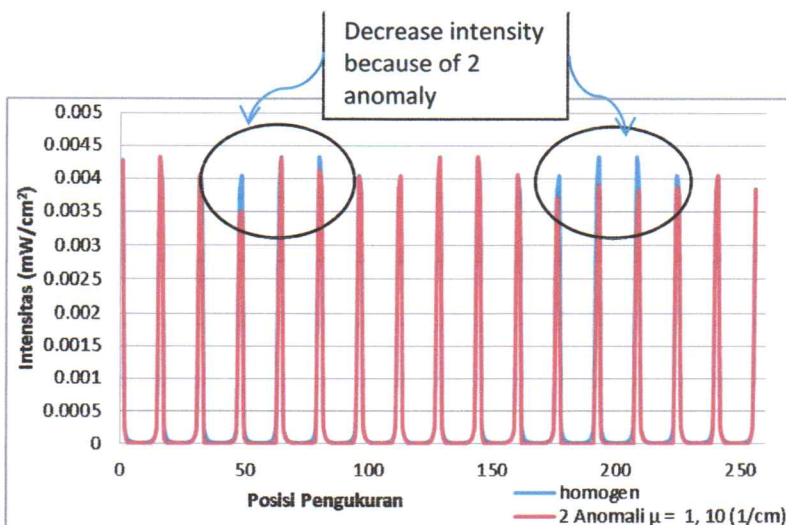


Figure 3. The comparison of intensity data profile of objects with 2 anomaly to homogeneous objects

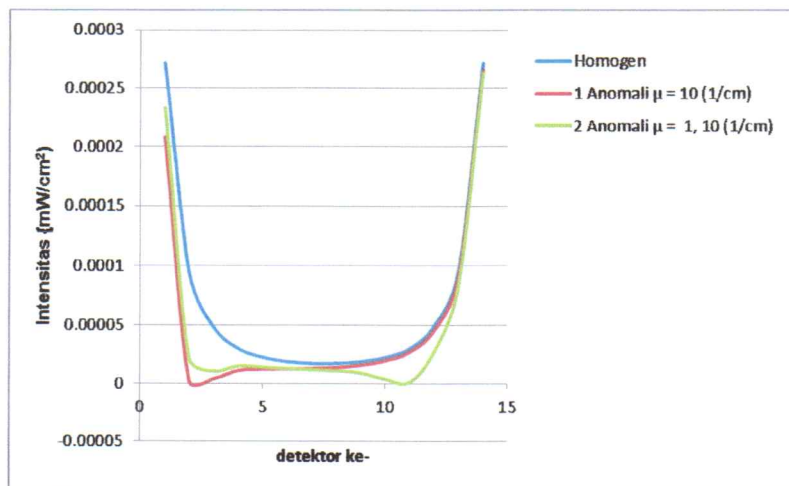


Figure 4. The intensity data profile of objects for a projection of homogeneous objects, objects with 1 and 2 anomaly

Based on Figure 2 and 3 which is the intensity data profile of objects with 1 and 2 anomalies compared to homogeneous objects, shows a decrease of intensity on certain positions as a result of an anomaly in the object. The figure 4 shows the intensity data profile of one projection for a homogeneous object, an object with 1 and 2 anomalies. It can be seen that for the homogeneous objects (without anomalies) having a certain profile pattern same as the U letter. Whereas the object with anomaly has an indentation at the bottom when compared to the homogeneous object

The numerical object with anomaly and graph of distribution of ΔI values to the measurement position are shown in Figure 5. Based on Figure 5, it can be observed that the graph of the distribution of distribution ΔI values to the measurement position for objects with 1 anomaly (Figure 5B) has 1 peak whose position corresponds to the position of anomalies on numerical objects (Figure 5A). The same thing is shown for objects that have 4 anomalies, the graph of the distribution of ΔI values to the measurement position for objects with 4 anomalies (Figure 5D) has 4 peaks whose position corresponds to the anomaly position on numerical objects (Figure 5B). Thus, it can be said the number and position of an object anomaly qualitatively can be determined based on the number and position of the peak in the graph distribution of the value of ΔI to the measurement position

The minimum separation distance (resolution) between 2 peaks on the distribution of the ΔI value to the measurement position is searched by scanning numerical objects with 2 anomalies at various distances. The numerical objects with 2 anomalies which the separation distance between anomalies is 2 elements and the graph of the distribution of ΔI values to the measurement position are shown in Figure 6. Based on Figure 6, it can be shown that objects with more than one anomaly can be seen if the distance between anomalies is 2 elements. This is shown by the graph of the distribution of the ΔI value to the measurement position (Figure 6B) that the peaks of the ΔI value are still visible with the distance between anomalies as 2 elements.

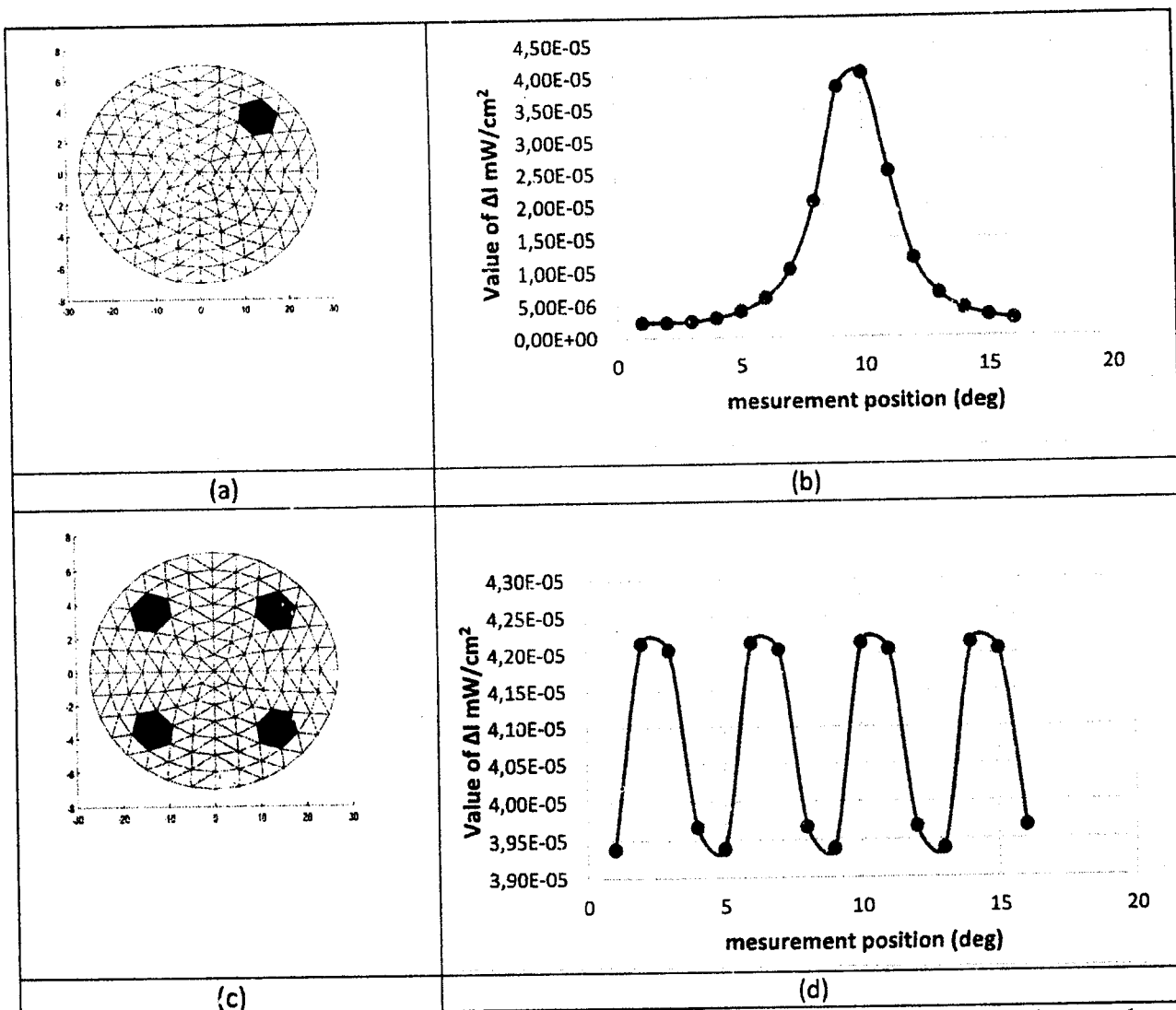


Figure 5. Numeric object with (a) 1 anomaly (c) 2 Anomalies and distribution ΔI values to the measurement position for (b) 1 anomaly (d) 4 Anomalies

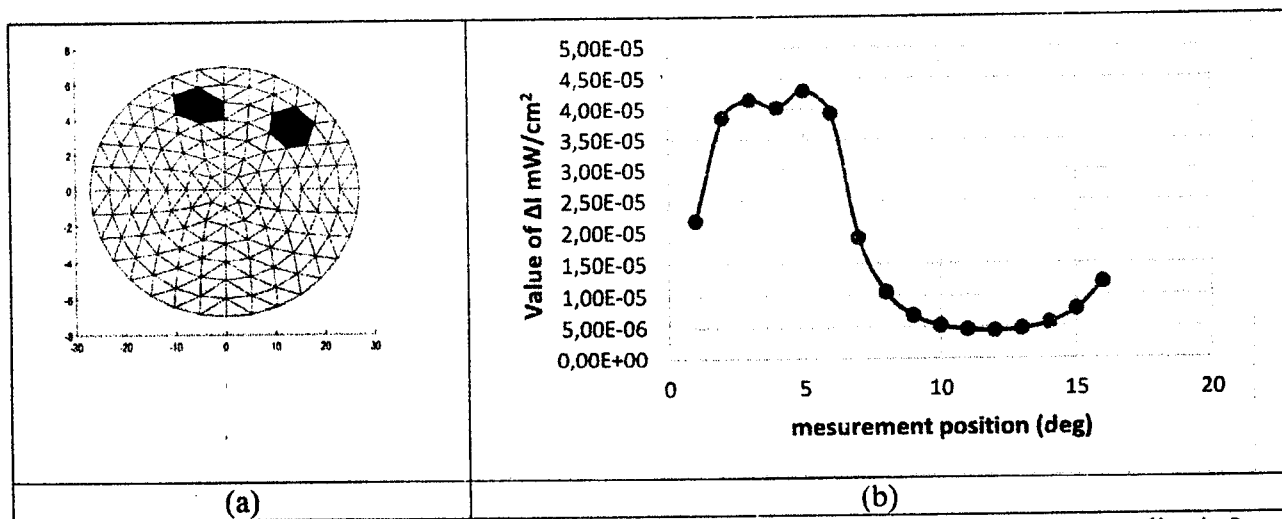


Figure 6.. The numeric object with 2 anomalies with the separation distance between anomalies is 2 elements and the graph of the distribution of ΔI values to the measurement position.

Table 1. The value of FWHM and peak ΔI object with 1 anomaly

Path (cm)	FWHM (cm)	Peak value ΔI (mW/cm ²)
7	1.053729	0.0000804
6	1.500141	0.0000483
5	2.314043	0.0000417
4	3.465781	0.0000371
3	5.30394	0.0000338
2	8.829681	0.0000308

The values of FWHM and ΔI peaks for objects with 1 anomaly at 1 element on various paths are showed in Table 1. The deepest part of the object is indicated by the smallest path, and the outer part of the object is indicated by the largest path. Based on Table 1, it can be shown that the deeper the anomaly position, the greater the FWHM value and the smaller the peak value.

Table 2. The value of FWHM and ΔI peak object with 1 anomaly in different sizes

Anomaly size (element)	FWHM (cm)	Peak value ΔI (mW/cm ²)
1	2.386	0.0000397
2	2.774	0.0000408
3	2.979	0.0000416
4	3.614	0.0000412

The values of FWHM and ΔI peaks for objects with 1 anomaly of different sizes on the same path are showed in Table 2. Based on Table 2, it can be shown that the greater the size of the anomaly the greater the FWHM value and the peak

4. Conclusion

In this research, the method to determine an object anomaly based on intensity distribution patterns in various measurement positions of pairs of sources and detectors is developed. The number and position of an object anomaly qualitatively can be determined based on the number and position of the peak on this distribution. The resolution between two peaks is two elements. The size of object anomaly can be determined based on the FWHM value. The deeper the anomaly position, the greater the FWHM value and the smaller the peak value. The greater the anomaly size, the greater the FWHM value and the peak.

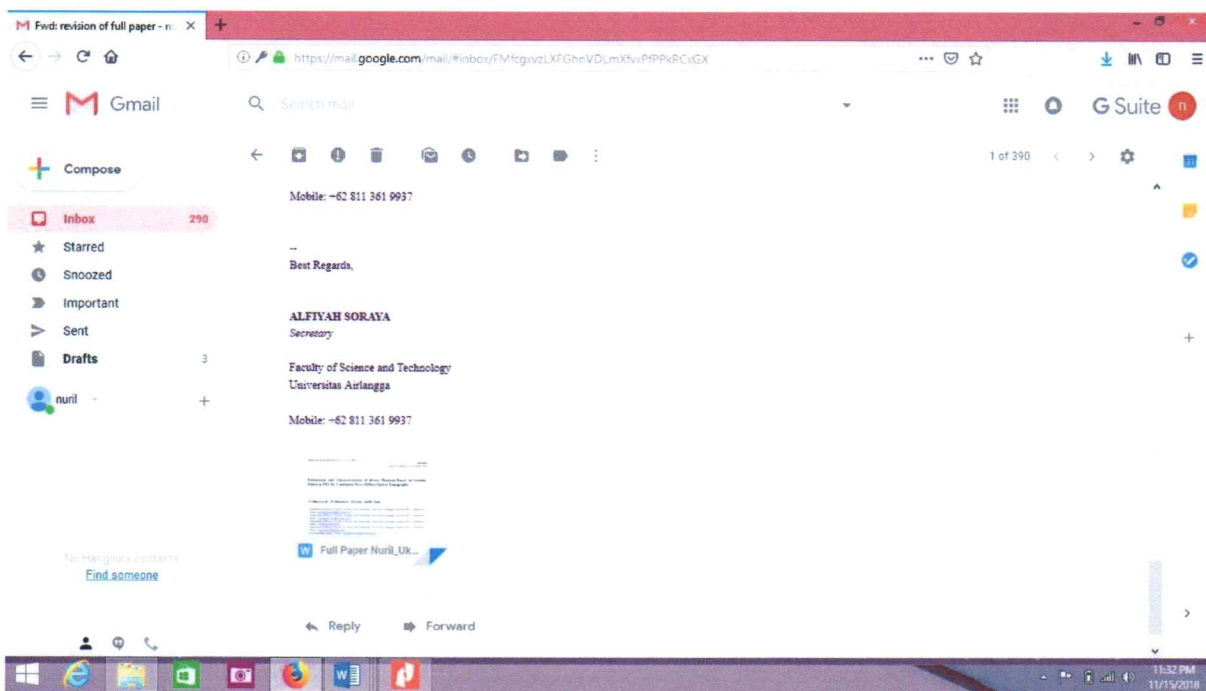
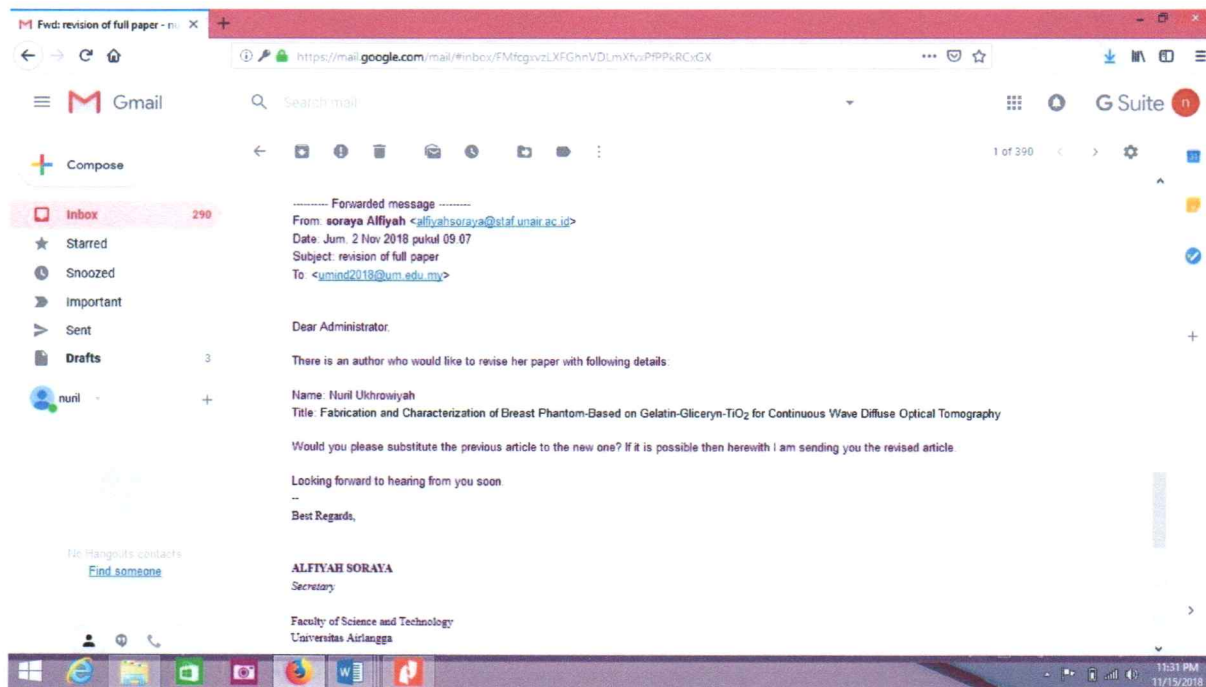
5. Reference

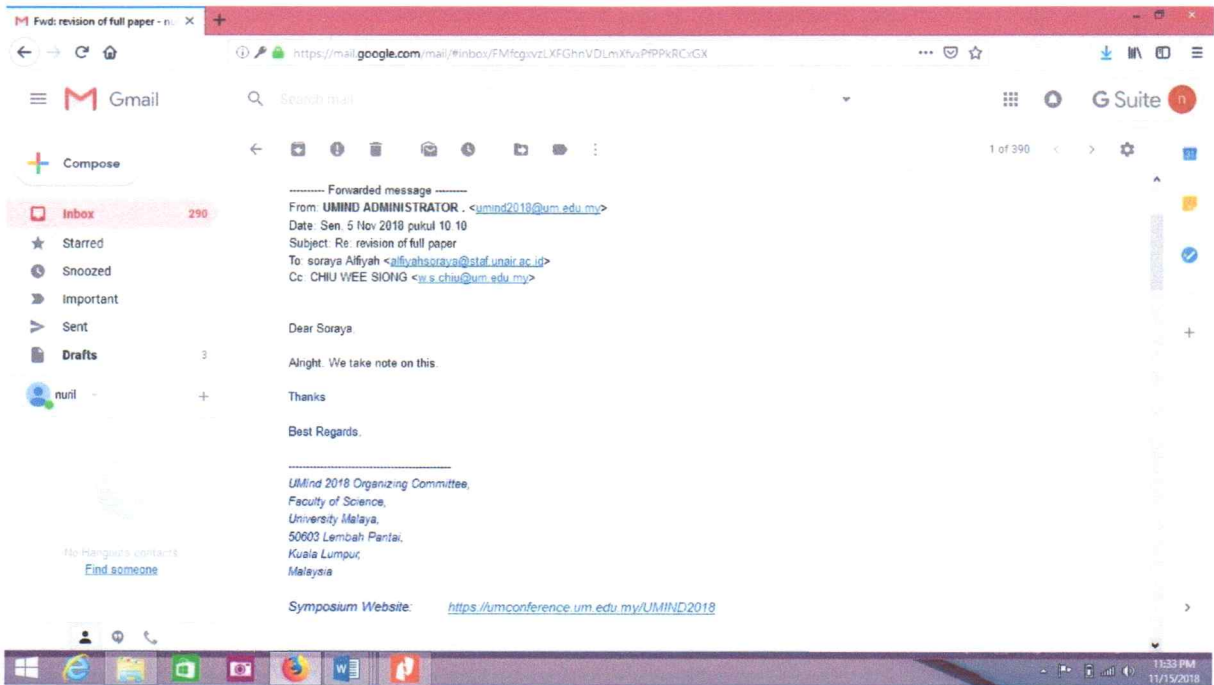
- [1] A.P. Gibson , J.C. Hebden and S.R. Arridge , 2005, Recent Advances in Diffuse Optical Imaging, *Physics Medicine and Biology*, 50, R1–R43
- [2] M. Xiao, Y. Jiang, Q. Zhu, S. You, J. Li, H. Wang, X. Lai, J. Zhang, H. Liu, J. Zhang, 2015, *Academic Radiology*, 22(4), 439-446
- [3] B. W. Pogue, Shudong J., Christine K., 2004, *Journal of Biomedical Optics* 9(3), 541–552.
- [4] R. Choe, 2005, *Diffuse Optical Tomography and Spectroscopy of Breast Cancer and Fetal Brain*, *Dissertation*, Faculty Physics and Astronomy University Pennsylvania.
- [5] Z. G. Wang , L.Z.Sun and L.L.Fajardo, 2009, *Communications In Numerical Methods In Engineering*, 25, 657–665
- [6] F. Tian, and H. Liu, 2014, *NeuroImage*, 85(1), 166-180

- [7] T. Austin, A.P. Gibson, G. Branco, R.Md. Yusof, S.R. Arridge, J.H. Meek, J.S. Wyatt, D.T. Delpy, and J.C. Hebden, 2006, *NeuroImage*, 31, 1426 – 1433.
- [8] M. Bruno, P. Poulet, 2006, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 569: 551–556.
- [9] M. Pan, C. Chen, M. Pan and Y. Shyr, 2009, *Measurement*, 42, 377.
- [10] H. Feng, J. Bai, X. Song, G. Hu, and J. Yao, 2007, *International Journal of Biomedical Imaging*, Article ID 28387, 9 pages
- [11] M. A. Ansari and E Mohajerani, 2014, *Physics Letters A*, 378 (40), 2981-2984
- [12] O. Balima, J.Boulanger, A.Charette, D.Marceau, 2011, *Journal of Quantitative Spectroscopy & Radiative Transfer*, 112,1229.
- [13] Y. S. Jun and W. S. Baek, 2010, *Journal of Physics: Conference Series* 224,012146.
- [14] N. Ducros, C. D'Andrea, A. Bassi, F. Peyrin, 2011, *IRBM*, 32(4) 243-250
- [15] J. Wang., 2009, *Broadband Near Infrared Tomography for Breast Cancer Imaging*, Dissertation, Departement of Physiscs and astronomy, Darmoth college, Hanover, New Hampshire.
- [16] M. C. Pan, C.H. Chen , M.C. Pan and Yi-Ming Shyr, 2009, *Calibration, and Performance, Measurement 42 : 377–389*
- [17] P. S. Pandian and M. Singh, 2010, *Indian Journal of Experimental Biology*, 48, 993-1001
- [18] R. P. K. Jagannath and P. K. Yalavarthy, *Journal of Biomedical Optics*, 17(10), 106015 (2012)
- [19] N.Ukhrowiyah and M. Yasin, 2017, *AIP Conf. Proc.* 1888, 020038-1–020038-7, AIP Publishing

LAMPIRAN 2

Bukti Submitted Full Paper pada Jurnal Internasional





Fabrication and Characterization of Breast Phantom-Based on Gelatin-Glycerin-TiO₂ for Continuous Wave Diffuse Optical Tomography

N.Ukhrowiyah^{1*}, D. Hikmawat², M.Yasin³, and R. Yuni⁴

¹ Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Universitas Airlangga, Surabaya 60115, Indonesia.
Email: nurilukhrowiyah@fst.unair.ac.id

² Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Universitas Airlangga, Surabaya 60115, Indonesia.
Email: dyah-hikmawati@fst.unair.ac.id

³ Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Universitas Airlangga, Surabaya 60115, Indonesia.
Email: yasin@fst.unair.ac.id

⁴ Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Universitas Airlangga, Surabaya 60115, Indonesia.
Email: risayuniastuti@gmail.com

*Corresponding Author's Email: nurilukhrowiyah@fst.unair.ac.id

Received: xx xx 201x

Revised manuscript received: xx xx 201x

Accepted: xx xx 201x

ABSTRACT The fabrication and characterization breast phantom based on gelatin-glycerin-TiO₂ as breast simulation tissue is proposed and investigated. A sample preparation was done by mixing 3 grams of gelatin per 10 ml of saline. The sample was added by glycerin with variation concentration of 85%, 90%, 95% and 100% as sample A, B, C and D. The sample D is optimum which is able to survive at room temperature for 126 hours. Then, the sample D was added by TiO₂ given variation of 0,010 grams, 0,015 grams, 0,020 grams and 0,025 grams. All samples were tested for its homogeneity and absorption coefficient phantom using Continuous Wave Diffuse Optical Tomography (CW-DOT) with wavelength of 780, 808 and 830 nm. The results show that the optimum sample characterization was achieved at wavelength of 830 nm with variation of TiO₂ 0.025 grams. The absorption coefficient breast phantom was obtained at 0.167 mm⁻¹. The CW-DOT can be applied at material characterization.

Keywords: Breast phantom, gelatin, glycerin, titanium dioxide, and optical tomography

1. INTRODUCTION

Based on 2013 Basic Health Research data, the prevalence of tumors (benign and malignant) in Indonesia has reached 1.4 per 1.000 population or about 330 people. Breast and cervix cancer are types of cancer that mostly attack Indonesian women and cause many deaths. Most cases (50%) and breast cancer deaths (58%) allegedly are due to lack of early detection instrument of breast cancer and health care. Approximately 68.6% of women who are infected by Carcinoma mammae were detected after reaching an advanced stage of local (III A and III B), while at an early stage (I and II) only 22.4% were detected (Azamris, 2006).

One of techniques for early detection of carcinoma mammae that is easily accessible by public is the Near Infrared-diffuse optical tomography (NIR-DOT). NIR-DOT has the advantage that the radiation source used in the form of Near Infrared (NIR) which is non-invasive and non-ionizing

(Kemsley *et al.*, 2008). Unfortunately, the exposure to visible light or NIR directly on mammae tissue often causes concern in most women. Therefore, an effort to build early detection equipment with NIR-DOT is needed a phantom as replacement material to simulations the presence of Carcinoma mammae. Phantom is defined as an object that acts as a simulation to replicate the characteristics of human or animal tissue (Pogue *et al.*, 2006). Phantom can be made of various materials including gelatin, lipid, resins, polyester and polyurethane.

Breast phantom which is based on gelatin has several advantages which are its optical characteristics resemble normal breast tissue (de Grand *et al.*, 2006), it is relatively inexpensive and easy to obtain and is non-toxic (Lualdi, 2001). However, gelatin has life cycles which tends to be short and easily damaged, so it is necessary to add glycerin to improve durability. Based on an article written by Firbank and Delphy (1993), phantom material that can be used to approximate the characteristics of the tissue must have optical characteristics that is scattering and absorbing. Scattering and absorbing characteristics can be determined by adding TiO₂ material. TiO₂ is able to produce a stable scattering spectrum (Jiang, 2003). Based on some of the above reasons, this research is expected to shed light on the breast phantom manufacture durable, resistant to fungi or microbes as well as having the characteristics of normal breast tissue which are evaluated from physical, mechanical, thermal and optical characteristics.

2. MATERIALS AND METHODS

The materials used in this research include gelatin (bovine gelatin), glycerin, powder TiO₂ (Titanium Dioxide), powder NaCl (Sodium chloride) and distilled water. The method used to produce test sample is mixing all the ingredients to obtain a homogeneous test sample. The test sample consists of two variations, namely variations in the composition of glycerin and variations of TiO₂. There were several steps taken to get the sample. First, 3 grams of powdered gelatin and 10 ml of saline were mixed. Alloy gelatin and saline solution can be obtained by homogeneous stirring at 35°C to 40°C for 35 minutes or until the solution becomes homogeneous. Then the homogenized solution of gelatin was added by glycerin with various concentrations of 85%, 90%, 95%, - 100%, as shown in Table 1. The ratio for gelatin solution: glycerin is 3: 1 (v / v). The gelatin solution and glycerin were mixed for 10 minutes and stirred at 35°C - 40°C. Furthermore, the sample was poured into four 40 ml plastic pot-shaped cylinder with a diameter of 36 mm. The fourth test sample was placed in room temperature (T = 27°C) for several days to observe the durability properties. After obtaining the most durable test samples then the second variation was done which was the addition of TiO₂ variation of 0.01 grams - 0,025 grams. TiO₂ mixing process took about 60 minutes. Then the sample was poured into a cylindrical plastic pot with a diameter of 27 mm.

The characterization of the samples was done by doing physical characterization test, FTIR test, DSC test, and materials homogeneity test, and material absorption coefficient (μ_a) test. The physical characterization was performed to determine durability and modulus of elasticity, so that samples can be used optimally. Pressure test was performed to analyse the sample's modulus of elasticity. FTIR test was performed to determine the functional groups of each ingredient. DSC test was carried out on the effect of temperature on test material to ensure that during the tomographic test, the sample was not degraded due to the heat radiation of the laser. The next test was homogeneity and optical properties test which was performed by measuring the absorption coefficient value (μ_a) samples using homemade continuous wave diffuse optical tomography,

CWDOT (Ukhrowiyah, 2015). In measuring the absorption coefficient value (μ_a), the sample with TiO_2 , was made by 5 variations thickness including 4 mm, 8 mm, 12 mm, 16 mm and 20 mm.

3. RESULTS AND DISCUSSIONS

3.1. Result of Physical Characterization Test

The result of sample synthesis of composite samples gelatin-glycerin phantom is shown in Figure 1. Figure 1A shows the samples of gelatin-glycerin phantom without TiO_2 while Figure 1B shows the samples of gelatin-glycerin phantom which was added by TiO_2 . The gelatin-glycerin phantom sample without TiO_2 was tested for its durability. The observations were done at room temperature ($29.7^\circ C$) and air humidity of 57% to know the growth of fungi. Table 1 shows data of durability test on the variations concentration of glycerin used. Whereas the presence of fungi that grew on the sample is shown in Figure 2



Figure 1. Phantom Gelatin-glycerin (a) without the addition of TiO_2 (b) the addition of 0.01 grams TiO_2

Table 1. Durability Test Results of Gelatin-glycerin Phantom at room temperature ($27^\circ C$)

Type of sample	Variation of Glycerin Concentration (%)	Preservation (Hour)
A	85	108
B	90	108
C	95	72
D	100	126

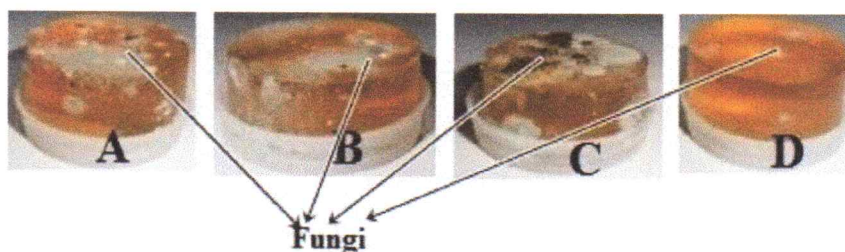


Figure 2. Durability Test Results of Gelatin-glycerin Phantom at temperatures $27^\circ C$

Based on the Table 1, it can be seen that the higher the concentration of glycerin, the more durable the sample. Samples with addition of glycerin concentration of 100% can last for 126 hours. It is also shown that in the sample D, the number of fungi is the least. The most durable sample (D)

was used for calibration of NIR-DOT through homogeneity test and material absorption coefficient (μ_a) test. Its sample was added by TiO_2 at different concentrations, as shown in Figure 1B.

The second physical characterization is determining modulus of elasticity. The test was done by pressuring the sample with Force Measurement IMADA. The result of the test is shown in Table 2 and Figure 3. Based on Table 2 and Figure 3, it can be shown that the higher the glycerin concentration added to the gelatin solution the lower the modulus of elasticity. The elastic modulus value of the four samples is still higher compared to the value obtained by the previous researcher whose magnitude was between 0.167 KPa and 29 KPa (Mc Kee, 2011).

Table 2. Result of compressive strength test analysis.

Sample	Concentration of Glycerin (%)	Force, F (N)	Modulus Elasticity, E (KPa)
A	85	44,32	80,29 ± 5,70
B	90	30,75	61,01 ± 4,61
C	95	29,2	66,12 ± 7,57
D	100	22,03	45,89 ± 3,58

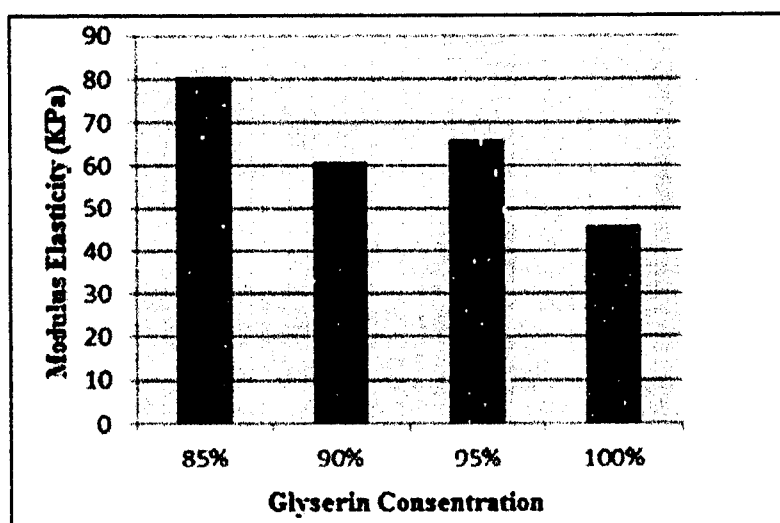


Figure 3. Graph on relationship between the elasticity modulus of gelatine-glycerin with concentration glycerin

3.2. Result of FTIR Test

FTIR characterization test result performed on samples of gelatine, glycerin, gelatine-glycerin, and gelatine-glycerin- TiO_2 are shown in Figure 4. FTIR analysis was performed by matching the wave absorption unique area to each functional group. Results of functional groups along with local uptake obtained by FTIR spectra are shown in Table 3.

Table 3 shows that the typical functional group of gelatin, namely N-H, still appears on FTIR of gelatin-glycerin phantom and gelatin-glycerin- TiO_2 phantom spectra. In addition, typical functional group of glycerin, namely C-OH (primary alcohol and secondary alcohol), also

appears.

Table 3. Results of FTIR Spectrum Analysis

Function Group	Wave Number (cm ⁻¹)			
	Gelatin	Glycerin	Gelatin-Glycerin 100%	Gelatin-Glycerin 100%-TiO ₂ 0,025 g
Stretching Vibration OH (bending H intermolecular)	3398,69	3396,76	3406,4	3396,76
Stretching Vibration C-H	-	1641,48	-	1647,26
Stretching Vibration C-OH (primary alcohol)	-	1111,03	1111,03	1111,03
Stretching Vibration C-OH (secondary alcohol)	-	1043,52	1043,52	1043,52
Bending Vibration N-H	1656,91	-	1651,12	1647,26
Deformation Vibration N-H	1545,03	-	-	-
Fuctional group of carboxyl COO ⁻	1336,71	-	-	-
Stretching Vibration C=O	-	1641,68	1651,12	1647,26
Vibration C=N	-	-	-	-

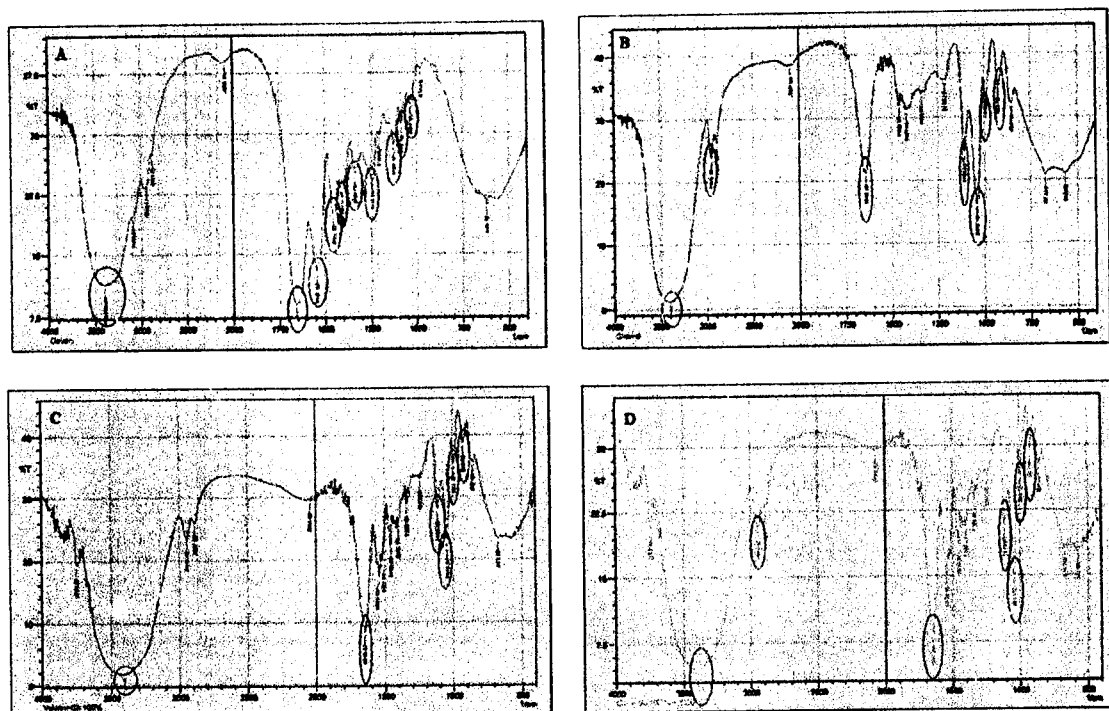


Figure 4. FTIR spectra of (A) gelatin, (B) Glycerin, (C) gelatin-glycerin, and (D) gelatin-glycerin-TiO₂.

Figure 4A is the FTIR spectrum of gelatin. This spectrum shows the gelatin typical functional

group absorption, area at wavenumber 3398.69 cm^{-1} which is a stretching vibration OH (intermolecular H bond). The intermolecular H bond is a strong absorber at a wavelength 3398.69 cm^{-1} and has sharp peaks. This indicates the level of purity of gelatin. In the region of wave number 1656.91 cm^{-1} , there was an absorption of bending N-H functional group. The N-H function group is a typical functional group of gelatin. The area of wavenumber absorption of 1545.03 cm^{-1} and 1452.45 cm^{-1} is the N-H deformation vibration and C-H deformation vibration (Mistry, 2009). Wave number 1336.71 cm^{-1} is the absorption area of carboxyl (COO-) proline gelatin which is the characteristic of type 1 collagen.

Figure 4B represents the FTIR spectrum of glycerin or glycerol. Glycerin is an alcohol derivative that has several spectra of typical absorption regions. The absorption area at wavenumber of 3396.76 cm^{-1} is the absorption of strain functional group OH (intermolecular H bond). At wavenumber 2943.47 cm^{-1} , there was absorption of C-H stretching functional groups. Wavenumber 1641.48 cm^{-1} is the absorption area of the functional group C = O (intermolecular H bond). Wavenumber 1111.03 cm^{-1} is the absorption of stretched C-OH functional group. The C-OH function group is one of the functional groups of primary alcohol (Mistry, 2009). The absorption area at wavenumber 1043.52 cm^{-1} is the absorption of the C-OH functional group (secondary alcohol) stretching vibration.

Figure 4C shows the results of the FTIR spectrum of 100% gelatin-glycerin samples. Based on the spectrum produced, there are several absorption areas that are characteristic of the main ingredients used, such as the wavenumber 3406.4 cm^{-1} which is an OH functional group (intermolecular H bond) of all the main ingredients that have OH functional groups. In the FTIR spectrum, wavenumber 1651.12 cm^{-1} is the absorption area of the functional group C = O, the curve vibration which is a characteristic of primary amide uptake. The primary amide functional group is a typical functional group of gelatin. Wavenumbers 1111.03 cm^{-1} and 1043.52 cm^{-1} are absorption areas of stretching vibration of C-OH functional groups which are characteristic of glycerin namely primary alcohol and secondary alcohol.

Figure 4D shows the results of FTIR spectrum of gelatin-glycerin composite sample of 100% - TiO₂ 0.025 g. Based on the resulting spectrum, there are several absorption areas that show the characteristics of the main materials of gelatin and glycerin. The OH (intermolecular) functional group absorbs at wavenumber 3396.76 cm^{-1} which experienced a shift from the main material absorption area before mixing. At wavenumber 1647.26 cm^{-1} , the typical functional group of gelatin is the functional group C = O the buckling vibration also still appeared. Similar to the gelatin characteristic absorption area, at wavenumbers 1111.03 cm^{-1} and 1043.52 cm^{-1} in the area of absorption of C-OH functional groups curvature vibrations (primary alcohol and secondary alcohol) which are characteristic of glycerin also still appeared.

3.3. Result of Differential Scanning Calorimetric Test (DSC)

DSC test in this study aims to determine an acceptable temperature samples and to ensure the samples are not degraded when they are irradiated by the laser. In this DSC test, sample D was used and heated at $40\text{-}70^{\circ}\text{C}$, and the temperature increment is 5°C per minute. Temperatures used in DSC test was based on the characterization of laser in which laser output generates temperatures of 20°C every 10 minutes and the test process was performed for ± 10 minutes for one sample. The thermogram of synthesized gelatine-GA-TiO₂ is shown in Figure 5.

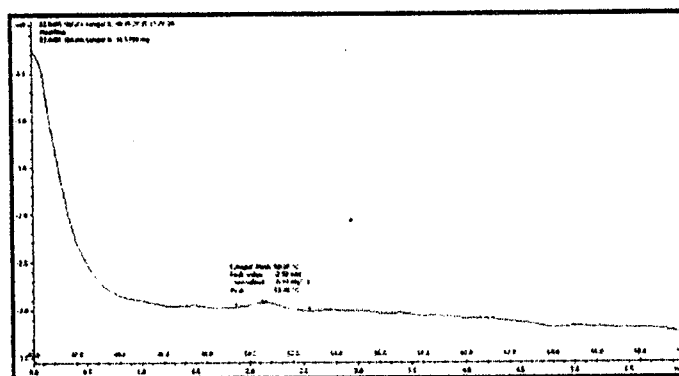


Figure 5. DSC thermogram gelatine-glycerin-TiO₂

Based on the graph in Figure 5, characterization results show that there was no change in physical reaction in the sample. This was indicated by the absence of melting points, glass transition, and crystallinity at 40°C - 70°C. Based on these results, gelatin-glycerin-TiO₂ phantom which was given direct exposure at 40°C - 70°C did not experience exothermic reactions or endothermic reactions. The main ingredient is gelatin having a melting point at 30°C to 40°C while TiO₂ has a melting point at 1,855°C. The addition of TiO₂ to the gelatin-glycerin phantom can increase resistance to its thermal characteristics. This indicates that the gelatin-glycerin-TiO₂ phantom can be applied optimally as a breast phantom without any concerns about exothermic or endothermic reactions due to changes in temperature.

3.4. Result of Homogeneity Test

The homogeneity test was conducted to determine the homogeneity of gelatine-glycerin-TiO₂ samples. In this test was used samples D with varied TiO₂ of 0.01; 0.015; 0.02 and 0.025 gram. The laser with 3 variations NIR wavelength that is 780 nm, 808 nm and 830 nm are launched to this sample using CWDOT. Figure 6 shows the relationship between output Voltage (V) to source position for sample D +TiO₂ 0.025 gram at wavelengths of 780 nm, 808 nm and 830 nm. If the sample has a good homogeneity, then the position of sources that have the same distance to the detector to produce the same output voltage. Under these conditions, the graph of the output voltage generated by the source position has had a trendline or a U-shaped pattern. Based on Figure 6, it can be seen that for all variations of wavelengths have a trendline or a similar U-shaped pattern.

Based on Figure 6, the optical output voltage at $\lambda = 808$ nm generates maximum value. However, the power generated by the wavelength of 808 nm is too big of 180 mW. One of advantages of DOT in the diagnosis of breast cancer is that the laser source used is a low-power laser that is safe and non-invasive in analyzing the internal structure of human tissue. Therefore, the light source with $\lambda = 808$ nm (180 mW) is not suitable for use in the diagnosis of breast cancer. Based on this analysis, the absorption coefficient test used $\lambda = 830$ nm because it has much lower power which is 30 mW.

Figure 7 shows the relationship between transmitted intensity of laser after passing samples as function massa of TiO₂ at wavelengths of 780 nm, 808 nm and 830 nm. Output voltage value was generated by the sample with the addition of 0,025 grams TiO₂ which yields its minimum value. output voltage (V) accounts for the transmitted laser intensity after passing through the sample, the smaller the value of the optical output voltage the greater the intensity absorbed by the sample.

The position number DOT laser source device was selected in the 9th position because it is the furthest from the source. Base on the results are shown in Figure 7, the absorption coefficient test was carried out on samples with the addition of 0,025 grams TiO_2 . Laser with $\lambda = 808$ nm showed a decrease in the value of the output voltage that are significant compared to the value of the output voltage at $\lambda = 780$ nm and $\lambda = 830$ nm, but the generated power was too large, which was 180 mW, so that the coefficient test absorbency used laser with $\lambda = 830$ nm and 30 mW power.

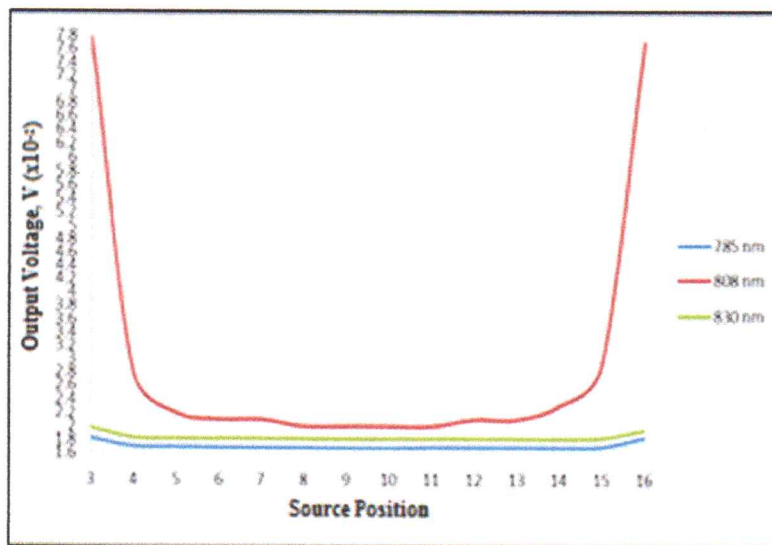


Figure 6. The relationship between output voltage (V) to source position for Sample D + TiO_2 0.025 gram at wavelengths of 780 nm, 808 nm and 830 nm.

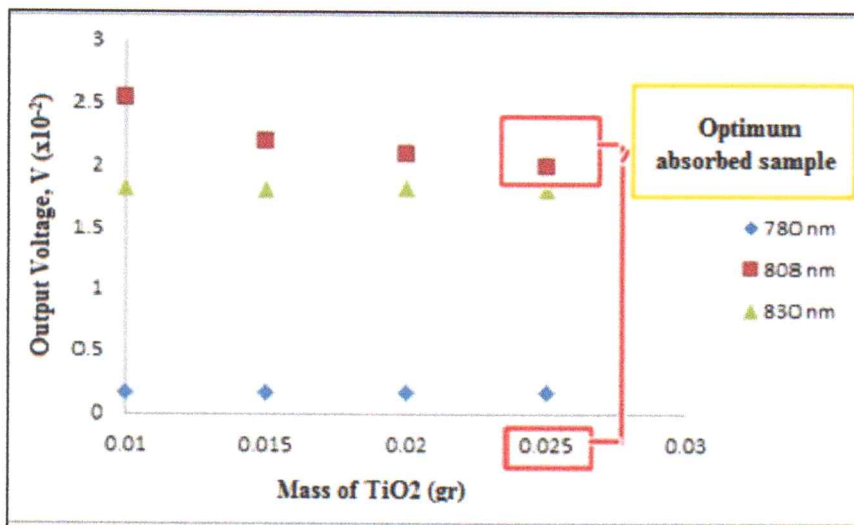


Figure 7. Relationship between transmitted intensity of laser after passing samples as function mass of TiO_2

3.5. Result of Absorption Coefficient Test

Figure 8 shows a graph of the exponential function between transmitted intensity of laser after passing samples as sample thickness function. The result of absorption coefficient test shows

that the exponential function equation is $y = 0.365 e^{-0.167x}$. The function y represents a value of intensity (I) and the function x is a representation of the value thickness. Based on the Lambert-Beer law, the absorption coefficient (μ_a) gelatin-glycerin-TiO₂ phantom at a wavelength of 830 nm is 0.167 mm^{-1} . This value corresponds to the absorption coefficient (μ_a) breast phantom at NIR wavelength of $0.1 - 1 \text{ mm}^{-1}$ (Hielscher, 2002).

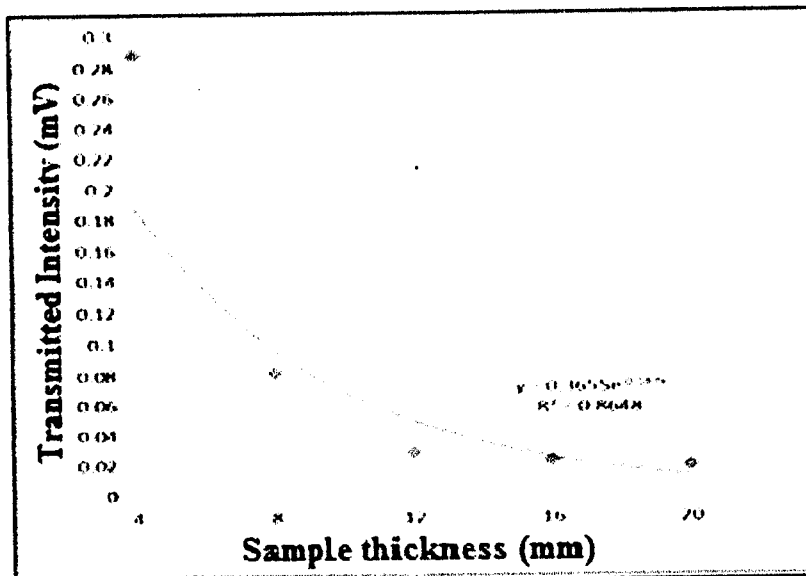


Figure 8. Relationship between transmitted intensity of laser after passing samples as sample thickness function.

4. CONCLUSION

The addition of glycerin concentration in gelatin-glycerin-based phantom composites can increase the durability of the sample. The higher concentration of glycerin added, the more increasing the durability of the sample. The most durable sample can be obtained from the addition of glycerin concentration of 100%, which is 126 hours. Moreover, the addition of 0.025 g TiO₂ can cause mammac phantom gets the diffusion. NIR laser exposure with wavelength 830 nm and 30 mW power generates the absorption coefficient of 0.167 mm^{-1} . The CW-DOT can be applied at material characterization.

5. ACKNOWLEDGEMENT

The authors would like to thank the Indonesian government for the support by DGHE of Indonesian government through Universitas Airlangga Research Grant (No. 200/UN3.14/LT/2018).

REFERENCES

- Azamris (2006) Analisis Faktor Risiko Pada Pasien Kanker Payudara di RS M. Djamil Padang, *Jurnal Cermin Dunia Kedokteran* 152:53-6.
- De Grand A.M., Lomnes S.J., Lee D.S., *et al.* (2006) Tissue-like phantoms for near-infrared fluorescence imaging system assessment and the training of surgeons, *J. Biomed Opt.* 2006;11(1):014007.
- Heilscher, A.H, A.Y. Bluestone, G.S. Abdoulaev, A.D. Klose, J. Lasker, M. Stewart, U. Netz, dan J. Beuthan (2002) Near-infrared diffuse optical tomography, *Disease Markers*, 18 (313-337).
- Jiang, S., Pogue, B.W., Mc. Bride, T.O., Paulsen, K.D. (2003) Quantitative analysis of near-infrared tomography: sensitivity to the tissue-simulating precalibration phantom, *J. Biomed Opt.* 8 (2), 308-315.
- Kemsley E. Kate, Henri S. Tapp, Richard Binns, Robert O. Mackin, Anthony J. Peyton (2008) Feasibility study of NIR diffuse optical tomography on agricultural produce, *Journal of Postharvest Biology and technology* 48:223-230.
- Lualdi M., Colombo A., Farina B. and Tomatis S., Marchesini R. (2001) A phantom with tissue-like optical properties in the visible and near infrared for use in photomedicine, *Lasers in Surgery and Medicine* Vol. 28.
- McKee, C. T. (2011), Indentation Versus Tensile Measurements of Young's Modulus for Soft Biological Tissues, *Tissue Engineering*, Part B Volume 17.
- N. Ukhrowiyah, D. Kurniadi, Suhariningsih, M. Yasin (2015) Continuous Wave Diffuse Optical Tomography Using Multimode Plastic Fiber for Non-destructive Test of Diffused Material, *Optoelectronic and Advanced Material-Rapid Communication*, Vol. 9, No. 7-8, p. 995 - 999
- Pogue, B.W. and M.S. Patterson (2006) Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry, *J Biomed Opt.* 11(4): p. 041102.
- Riset Kesehatan Dasar (2013) Badan Penelitian dan Pengembangan Kesehatan, *Kementrian Kesehatan RI*, p 38.

