



TESIS - TF 142510

**PHANTOM JARINGAN LEMAK UNTUK KOREKSI
KONDISI OBESITAS PADA PENCITRAAN
MENGUNAKAN RADIOGRAFI DIGITAL**

LEVANA FORRA WAKIDI
NRP. 02311650010009

DOSEN PEMBIMBING I
Dr. rer. nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.

DOSEN PEMBIMBING II
Dr. I Dewa Gede Hari Wisana, S.T., M.T.

**PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN REKAYASA INSTRUMENTASI INDUSTRI
JURUSAN TEKNIK FISIKA
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018**

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

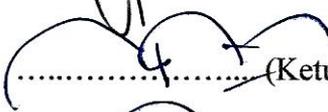
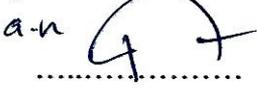
Levana Forra Wakidi

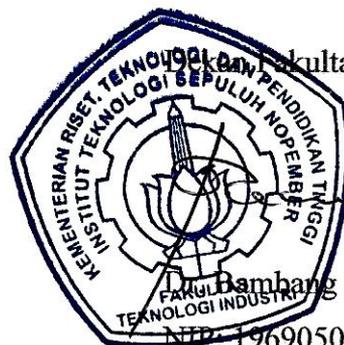
NRP. 02311650010009

Tanggal Ujian: 18 Juli 2018

Periode Wisuda : September 2018

Disetujui oleh :

1. Dr. rer. nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.  (Pembimbing 1)
NIP. 19671117 199702 1 001
2. Dr. I Dewa Gede Hari Wisana, S.T., M.T.  (Pembimbing 2)
NIP. 19750402 199903 1 002
3. Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D.  (Ketua Penguji)
NIP. 19780902 200312 1 002
4. Dr. Katherin Indriawati S.T., M.T.  (Penguji)
NIP. 19760523 200012 2 001



..... Fakultas Teknologi Industri,

D Bambang Lelono Widjiantoro, S.T., M.T.

NIP. 19690507 199512 1 001

PHANTOM JARINGAN LEMAK UNTUK KOREKSI KONDISI OBESITAS PADA PENCITRAAN MENGGUNAKAN RADIOGRAFI DIGITAL

Oleh : Levana Forra Wakidi
NRP : 02311650010009
Dosen Pembimbing : 1. Dr. rer. nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.
2. Dr. I Dewa Gede Hari Wisana, S.T., M.T.

ABSTRAK

Sinar-X telah banyak digunakan dalam medis seperti diagnosis. Tantangan pada diagnosis pencitraan adalah menghasilkan kualitas gambar yang baik. Salah satu parameter kualitas gambar adalah kekontrasan gambar. Permasalahan pada teknik radiografi adalah membedakan setiap jaringan di dalam tubuh seperti jaringan lemak. Hal yang dapat dilakukan sebagai solusi adalah meningkatkan dosimetri sinar-X. Hanya saja, peningkatan dosimetri akan mempengaruhi kualitas citra sehingga diperlukan pengaturan dosimetri yang tepat sesuai dengan konsep ALARA. Penelitian ini bertujuan untuk menentukan faktor koreksi kondisi obesitas yang berbeda serta mendapatkan perbaikan kontras pada pencitraan menggunakan radiografi digital. Obyek pengukuran menggunakan phantom standar yang digunakan sebagai acuan, yang kemudian ditambahkan phantom jaringan lemak buatan dengan ketebalan 2 cm, 5 cm dan 8 cm, dengan nilai kerapatan 0,9 g/ml nilai kerapatan yang sama dengan jaringan lemak dalam tubuh. Penyinaran sinar-X dilakukan menggunakan pesawat radiografi digital dengan variasi daya 90 - 117 KV dan 125 & 200 mAs serta pada jarak 150 cm. Parameter kV, mAs dan jarak menghasilkan nilai intensitas radiasi. Intensitas sebelum melewati jaringan (I_0) berbeda dengan intensitas setelah melewati jaringan (I). Dari pengukuran intensitas ini akan didapatkan nilai faktor koreksi, selanjutnya gambar yang dihasilkan melalui penyinaran ini akan diolah untuk memperoleh nilai CNR. Peneliti menggunakan Metode *Contrast-limited adaptive histogram equalization* (CLAHE) dengan faktor koreksi α pada persamaan eksponensial. Metode CLAHE akan meningkatkan Nilai CNR pada saat obyek menggunakan phantom jaringan lemak dengan ketebalan yang berbeda. Dari penelitian ini dihasilkan nilai faktor koreksi phantom jaringan lemak terhadap phantom standar pada 125 mAs sebesar 1.402 untuk ketebalan 2 cm, 1.832 untuk ketebalan 5 cm dan 2.079 pada ketebalan 8 cm, pada 200 mAs sebesar 2.243 untuk ketebalan 2 cm, 2.932 untuk ketebalan 5 cm dan 3.328 pada ketebalan 8 cm. Setelah metode Clahe nilai error pada 125 mAs dengan $\alpha = 0.4$ pada ketebalan 2 cm sebesar 0.94, $\alpha = 0.6$ pada ketebalan 5 cm sebesar 0.86 dan $\alpha = 0.6$ pada ketebalan 8 cm sebesar 1.3 sedangkan pada 200 mAs dengan $\alpha = 0.8$ pada ketebalan 2 cm sebesar 0.48, pada ketebalan 5 cm sebesar 2.35 dan pada ketebalan 8 cm sebesar 2.5.

Kata kunci : Sinar-X, CLAHE, Jaringan lemak, kontras gambar, dosimetri radiasi

FAT TISSUE PHANTOM FOR CORRECTED CONDITION OBESITY IN IMAGING USING DIGITAL RADIOGRAPHY

By : Levana Forra Wakidi
NRP : 02311650010009
Supervisor : 1. Dr. rer. nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc.
2. Dr. I Dewa Gede Hari Wisana, S.T., M.T.

ABSTRACT

X-ray has been widely used in medical world such as diagnosis. The interaction of X-ray with tissue is the basis of diagnostic imaging techniques. The image quality produced by X-ray applications is the contrast between soft tissues like fat tissue. The image contrast depends on the nature of mass attenuation and tissue thickness in the body. This becomes a problem for patients with obesity. This study aims to determine the correction factors for obesity conditions and to get improvements of contrast in imaging using digital radiography. The measurement object is the standar phantom used as the reference, then is added with artificial fat tissue phantom with thickness 2,5 and 8 cm. The density is 0,9 g/ml equal to the fat tissue in the body. The X-ray radiation exposure applies digital radiography with power variations 90 – 117 KV and 125 & 200 mAs in distance 150 cm. kV, mAs, and distance parameters result in radiation intensity value. The intensity before passing the tissue (I_0) is different with the intensity after passing the tissue (I). This happens when photons hit the electron atomic of the biologic tissue so the interactions such as absorption, deflection or transmission occur. From the intensity measurement, the correction factor value is obtained. Then, the image produced by this exposure will be processed to obtain CNR value. The researcher applies contrast-limited adaptive histogram equalization method (CLAHE) with correction factor α in the exponential equation. CLAHE method will increase CNR value when the object uses fat tissue phantom with various thickness. The study results show that the correction factor value of fat tissue phantom to standar phantom in 125 mAs is 1.402 for 2 cm thickness, 1.832 for 5 cm thickness and 2.079 for 8 cm thickness, the value in 200 mAs is 2.243 for 2 cm thickness, 2.932 for 5 cm thickness, and 3.328 for 8 cm thickness. After the CLAHE method, the error number in 125 mAs with $\alpha = 0.4$ in 2 cm thickness is 0.94, $\alpha = 0.6$ in 5 cm thickness is 0.86 and $\alpha = 0.6$ in 8 cm thickness is 1.3, whereas in 200 mAs with $\alpha = 0.8$ in 2 cm thickness is 0.48, in 5 cm thickness is 2.35 and in 8 cm thickness is 2.5.

Keywords: X-ray, CLAHE, fat tissue, image contrast, radiation dosimeter

KATA PENGANTAR

Bismillahirrahmanirrahim Puji syukur kehadiran Allah SWT karena atas rahmat dan hidayah-Nya, penyusunan laporan Tesis dengan judul : **“PHANTOM JARINGAN LEMAK UNTUK KOREKSI KONDISI OBESITAS PADA PENCITRAAN MENGGUNAKAN RADIOGRAFI DIGITAL”** ini dapat diselesaikan pada waktunya. Sholawat serta salam kepada Nabi Muhammad SAW, sebagai teladan paling sempurna bagi penulis. Terima kasih yang sebesar-besarnya kepada suami, orang tua, dan keluarga atas doa, semangat dan bantuannya.

Tesis ini disusun untuk memenuhi salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar Magister Teknik (M.T.) dalam bidang keahlian Rekayasa Instrumentasi pada program studi Teknik Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Dalam penyusunan tesis ini, penulis tidak terlepas dari bimbingan dan arahan dari berbagai pihak, untuk itu pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya, kepada :

1. Dr. rer. nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc. selaku Dosen Pembimbing Utama, Dosen Pembimbing Akademik dan Ketua Program Pascasarjana S2 Teknik Fisika atas segala ilmu yang tercurah, bimbingan dan arahnya selama penulis menempuh studi sehingga tesis ini dapat selesai dengan baik..
2. Dr. I Dewa Gede Hari Wisana, S.T.,M.T. selaku dosen pembimbing ke II yang telah bersedia membimbing dan memberikan banyak masukan kepada penulis, atas peminjaman fasilitas laboratorium terpadu selama pelaksanaan penyelesaian tesis.
3. Agus Muhamad Hatta, S.T, M.Si, Ph.D. selaku Ketua jurusan Teknik Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya terima kasih atas dukungan dan motivasinya.
4. Prof. Dr. Ir. Sekartedjo M.Sc, Dr. Katherin Indriawati S.T.,M.T. selaku dosen penguji yang telah memberikan masukan dan bantuan dalam penyelesaian tesis ini.

5. Segenap Dosen dan seluruh staf pengajar lainnya yang telah mendidik penulis selama menempuh studi S2 di Jurusan Teknik Fisika FTI – ITS.
6. Seluruh staf tata usaha Jurusan Teknik Fisika FTI – ITS yang telah memberikan dukungan dan kemudahan dalam kebutuhan administrasi.
7. Badan PPSDM Kementerian Kesehatan RI atas kesempatannya untuk bisa menjadi peserta Tubel tahun 2016 jenjang studi S2.
8. Direktur Poltekkes Kemenkes Surabaya atas kesempatannya untuk bisa menjadi peserta Tubel tahun 2016 jenjang studi S2.
9. Ibu Hj. Her Gumiwang Ariswati, ST, MT. Selaku Ketua jurusan Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes Surabaya, terimakasih atas dukungan dan motivasinya.
10. Dr. Ir. H. Bambang Guruh Irianto, AIM, MM, Terimakasih banyak atas wejangan – wejangan dan saran yang di berikan pada penulis.
11. Seluruh staf kepegawaian dan staf keuangan Poltekkes Kemenkes Surabaya atas bantuannya dalam mengurus berbagai keperluan pada saat tubel.
12. Tri Bowo Indrato, S.T.,M.T. terima kasih atas fasilitas Laboratorium Radiologi terimakasih banyak atas dorongan dan sarannya.
13. Segenap Dosen dan Karyawan Jurusan Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes Surabaya, terima kasih banyak atas semangat yang di berikan pada penulis selama penulis menempuh Studi S2.
14. Kawan–kawan seperjuangan penghuni ruang kaca peminatan Instrumentasi (Rinda, putri, nela, ainun, ahmadi, ken, khamim, alex, pak deni, mbk miftah, brian dan intan tri) dan peminatan energi (mbk wiji, mbk rohma, intan para, dila, endah, wildan dan Damien) atas bantuan dan dukungannya selama penulis menempuh studi S2.
15. Mbak marta, Mbak erna, Mbak nike dan Mas iwan terima kasih tidak bosan bosannya memberi semangat kepada penulis untuk menyelesaikan studi S2 tepat waktu.
16. Suamiku Eko Dedi Prasetyo dan kedua anakku, Fathia Zaafarani serta Damar Arkana Yuda, yang senantiasa memberikan dukungan terbaik, terima kasih tak terhingga atas doa dan pengorbanan yang diberikan selama ini.

17. Terkhusus Bpk Wakidi dan Ibu Sri Anjar serta Bpk Saipul dan Ibu Iswari selaku orang tua yang senantiasa memberikan dukungan dan doa tiada henti, semoga Allah SWT selalu melimpahkan rahmat dan hidayah kepada mereka.
18. Dan semua pihak yang telah membantu proses penyelesaian tesis ini yang tidak bisa penulis sebutkan satu persatu.

Akhirnya penulis berharap laporan tesis ini dapat memberikan informasi dan wawasan yang bermanfaat dalam perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi. Semoga hasil penelitian ini dapat memberikan kontribusi kepada masyarakat umum. Amin.

Surabaya, Juli 2018

DAFTAR ISI

ABSTRAK	v
ABSTRACT	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah	3
1.3. Tujuan Penelitian	3
1.4. Batasan Masalah	3
1.5. Manfaat Penelitian	4
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Interaksi Sinar-X pada Jaringan	5
2.2 Kuantitas Radiasi	8
2.3 Dosimetri	9
2.4 Radiografi Digital	9
2.5 Jaringan Lemak (Adiposa)	13
2.6 Obesitas	14
2.7 Phantom	16
2.8 Kualitas Citra / Gambar	16
2.9 CNR (Contrast to Noise Ratio)	17
2.10 CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization)	17
2.11 Hubungan Dosimetri, Phantom dan Kualitas Citra/Gambar	19
BAB 3 METODE PENELITIAN	21
3.1. Studi Literatur	22
3.2. Kalibrasi DR	22

3.3. Pembuatan Phantom Jaringan Lemak	22
3.4. Pemaparan Sinar-X pada Phantom Standar dan Phantom Jaringan Lemak.	23
3.5. Perbaikan Kualitas Citra dengan Parameter CNR Menggunakan Metode CLAHE	25
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN	27
4.1. Kalibrasi DR	27
4.2. Hasil Pembuatan Phantom	28
4.3. Intensitas Radiasi Sinar-X pada Phantom Standar	31
4.4. Intensitas Radiasi dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar	33
4.5. Hasil Korelasi Intensitas Radiasi dengan Kenaikan kV dan mAs pada Phantom Standar dan Phantom Jaringan Lemak.....	35
4.6. Faktor Koreksi.....	37
4.7. Pengambilan Data Hasil gambar dengan parameter CNR	38
4.8. Pengambilan Data CNR pada Phantom Standar	39
4.9. Pengambilan Data CNR dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar	40
4.10. Hasil Pengujian Metode CLAHE pada Phantom Jaringan Lemak dengan Ketebalan 2 cm.....	43
4.11. Hasil Pengujian Metode CLAHE pada Phantom Jaringan Lemak dengan Ketebalan 5 cm.....	48
4.12. Hasil Pengujian Metode CLAHE pada Phantom Jaringan Lemak dengan Ketebalan 8 cm.....	52
4.13. Nilai CNR Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE	56
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN	57
5.1 Kesimpulan	57
5.2 Saran.....	57
DAFTAR PUSTAKA.....	59

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Hubungan Energi Foton Saat Mengenai Jaringan.....	6
Gambar 2.2 Tabung Sinar-X.....	11
Gambar 2.3 Radiografi Digital Langsung dengan Selenium	12
Gambar 2.4 Jenis CCD : a. CCD dengan lensa dan b. CCD dengan slot-scan.....	13
Gambar 2.5 Hasil Pencitraan Radiografi Digital pada Orang Obesitas.....	15
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian	21
Gambar 3.2 Proses Pembuatan Phantom Jaringan Lemak.....	23
Gambar 3.3 Digital Survey Meter.....	24
Gambar 3.4 Pemaparan Sinar-X pada Phantom Standar dan Phantom Jaringan Lemak	24
Gambar 4.1 Karakteristik Phantom Standar X-ray pada 125 mAs	27
Gambar 4.2 Karakteristik Phantom Standar X-ray pada 200 mAs	27
Gambar 4.3 (a) Phantom Jaringan Lemak Buatan (b) Phantom Standar.....	28
Gambar 4.4 Proses Pengambilan Data.....	29
Gambar 4.5 Korelasi Nilai Intensitas Radiasi Phantom Jaringan Lemak dan Phantom Standar terhadap Kenaikan kV pada 125 mAs.....	36
Gambar 4.6 Korelasi Nilai Intensitas Radiasi Phantom Jaringan Lemak dan Phantom Standar terhadap Kenaikan kV pada 200 mAs.....	37
Gambar 4.7 Hasil Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar pada 125 mAs.....	40
Gambar 4.8 Hasil Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar pada 200 mAs.....	41
Gambar 4.9 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 2 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs	44
Gambar 4.10 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 2 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 200 mAs	45

Gambar 4.11 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 5 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs.....	48
Gambar 4.12 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 5 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 200 mAs.....	49
Gambar 4.13 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 8 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs.....	52
Gambar 4.14 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 8 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 200 mAs.....	53

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Koefisien Atenuasi pada Setiap Jaringan.....	6
Tabel 2.2 Hubungan Koefisien Atenuasi dengan Energi Foton dan Atom.....	7
Tabel 2.3 Kerapatan Massa Fraksi pada Ketiga Bahan Phantom Jaringan Lemak	16
Tabel 4.1 Persentase Komposisi Masing-Masing Komponen	30
Tabel 4.2 Persentase Komposisi Komponen Phantom Jaringan Lemak Secara Keseluruhan.....	30
Tabel 4.3 Pengambilan Data Intensitas Radiasi pada Phantom Standar	32
Tabel 4.4 Pengambilan Data Intensitas Radiasi dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar	33
Tabel 4.5 Faktor Koreksi Intensitas Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar	38
Tabel 4.6 Nilai CNR pada Phantom Standar	39
Tabel 4.7 Nilai CNR dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar	41
Tabel 4.8 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar	43
Tabel 4.9 Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Ketebalan 2 cm dengan Metode CLAHE	46
Tabel 4.10 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar dengan Ketebalan 2 cm	47
Tabel 4.11 Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Ketebalan 5 cm dengan Metode CLAHE	50
Tabel 4.12 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar dengan Ketebalan 5 cm	51
Tabel 4.13 Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Ketebalan 8 cm dengan Metode CLAHE	54
Tabel 4.14 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar dengan Ketebalan 8 cm	55

Tabel 4.15 Perbandingan Nilai CNR Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE	56
--	----

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Sinar-X merupakan radiasi elektromagnetik yang telah banyak digunakan dalam medis seperti diagnosis. Salah satu diagnosis menggunakan sinar-X adalah radiografi digital. Radiografi digital (Digital Radiography) merupakan modalitas diagnosis pencitraan dengan mengaplikasikan sinar-X[1]. Perbedaan dengan radiografi lainnya, radiografi digital dapat menghasilkan gambar dalam bentuk digital yang dapat diperlihatkan di layar monitor[2]. Dosis radiasi yang dipaparkan oleh sumber radiografi ini memiliki kisaran lebih rendah dibandingkan dengan sumber pencitraan lain seperti fluoroscopy dan CT-scan.

Tantangan pada diagnosis pencitraan adalah menghasilkan kualitas gambar yang baik. Salah satu parameter kualitas gambar adalah kontras gambar. Hasil gambar radiografi menunjukkan kontras adalah skala kelabu (*greyscale*) yang menunjukkan sifat jaringan biologis. Kontras gambar dipengaruhi oleh sifat jaringan saat berinteraksi dengan sinar-X. Interaksi sinar-X dan jaringan meliputi penyerapan, hamburan dan defleksi menjadi dasar utama aplikasi ini[3]. Penyerapan dan hamburan oleh jaringan ditentukan oleh koefisien atenuasi massa dan ketebalan jaringan. Kedua parameter tersebut akan mempengaruhi penyerapan energi sinar-X. Hal ini dikarenakan koefisien atenuasi massa bergantung pada kerapatan jaringan dan koefisien atenuasi jaringan. Kedua koefisien tersebut mempengaruhi penyerapan energi yang terkait dengan dosimetri sinar-X. Jaringan di dalam tubuh terbagi menjadi dua yaitu jaringan lunak dan jaringan keras. Permasalahan pada teknik radiografi adalah membedakan setiap jaringan di dalam tubuh seperti jaringan lemak. Jaringan lemak (*adiposa*) merupakan jaringan lunak di dalam tubuh yang dapat ditemukan di bagian kulit dan organ dalam[4].

Dosimetri digunakan dalam perhitungan dan pengukuran dosis radiasi. Dosimetri sangat vital karena berhubungan dengan aspek keselamatan dan kesuksesan dalam prosedur diagnostik maupun terapi. Dalam dosimetri, sumber radiasi diperlakukan sebagai sumber energi yang akan berinteraksi dengan materi dan membawa konsekuensi pada metode proteksi radiasi terhadap bahaya radiasi.

Pada obyek tubuh manusia, dosimetri sinar-X dipengaruhi oleh berat dan ukuran tubuh, serta sifat jaringan yang kompleks seperti jaringan lemak. Jaringan lemak pada pasien obesitas memiliki sifat atenuasi yang berbeda dengan pasien yang normal. Solusi yang dapat diberikan agar memberikan hasil pencitraan yang baik adalah dengan menambah dosis sumber. Hal ini cukup memberikan risiko pada alat pencitraan dan pasien karena konsep ALARA (*as low as reasonable achievable*) dilanggar. Ukuran keberhasilan pencitraan diagnosis adalah dapat memberikan perbedaan kontras setiap tissue organ yang berbeda dengan dosis pemaparan yang minimum. Pada pasien obesitas peningkatan dosimetri akan menurunkan kekontrasan gambar sehingga kualitas gambar menjadi tidak jelas sehingga diperlukan suatu metode untuk perbaikan kualitas gambar.

Pada penelitian ini penentuan pengaruh ketebalan tissue lemak terhadap kontras citra tidak dapat dilakukan dengan menggunakan pasien karena membawa konsekuensi terhadap bahaya radiasi, sehingga diperlukan phantom. Tissue mimicking phantom adalah model dari tissue biologis tubuh[8]. Bahan phantom yang dapat mendekati jaringan lemak adalah *polyethelene*[1]. Bahan *polyethelene*, yang merupakan bahan polimer dengan sifat termoplastik dengan titik didih berkisar 105 °C sampai 135 °C bergantung kerapatan *polyethelene*. Untuk itu, bahan *polyethelene* sering digunakan sebagai bahan phantom jaringan.

Berdasar pada latar belakang ini dilakukan penelitian dengan judul **“Phantom Jaringan Lemak Untuk Koreksi Kondisi Obesitas Pada Pencitraan Menggunakan Radiografi Digital”** yaitu mempelajari dan

mengukur intensitas radiasi dan kualitas gambar dari dosimetri sinar-X (kV) pada setiap ketebalan phantom jaringan lemak.

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, maka rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana perbaikan kontras pada pencitraan menggunakan radiografi digital?
2. Berapa faktor koreksi kondisi obesitas yang berbeda pada pencitraan menggunakan radiografi digital?

1.3. Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah tersebut, maka tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mendapatkan perbaikan kontras pada pencitraan menggunakan radiografi digital.
2. Menentukan faktor koreksi kondisi obesitas yang berbeda pada pencitraan menggunakan radiografi digital.

1.4. Batasan Masalah

Batasan masalah yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Pemaparan sinar-X dilakukan dengan menggunakan radiografi digital.
2. Pemaparan sinar-X dilakukan dengan jarak 150 cm.
3. Penggunaan kV sinar-X yaitu 90-117 kV.
4. Penggunaan mAs yaitu 125 dan 200 mAs.
5. Hasil keluaran dari penelitian ini adalah nilai intensitas radiasi untuk menentukan faktor koreksi dan kualitas gambar yang akan dianalisis menggunakan parameter CNR (Contras to Noise Ratio)

6. Metode yang digunakan untuk perbaikan kualitas citra yaitu metode CLAHE yaitu dengan membandingkan nilai CNR sebelum dan sesudah metode.
7. Penelitian ini hanya memvariasikan ketebalan phantom jaringan lemak (2 cm, 5 cm dan 8 cm).

1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penggunaan phantom memudahkan penelitian karena tidak melakukan tindakan *invasive* untuk penyinaran sinar-X.
2. Penelitian ini dapat memberikan gambaran jelas tentang dosis radiasi radiografi digital pada pasien obesitas.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Interaksi Sinar-X pada Jaringan

Pencitraan medis sebagai modalitas diagnostik dimulai dari interaksi sumber dan jaringan tubuh. Pencitraan medis seperti radiografi menggunakan radiasi sinar-X. Sinar-X merupakan radiasi elektromagnetik yang memiliki panjang gelombang 10^{-8} sampai dengan 10^{-10} m. Sinar-X dapat disebut foton yang dapat menimbulkan ionisasi dari media yang terpapar radiasinya. Hubungan energi foton dengan panjang gelombang ditunjukkan pada persamaan[9] :

$$\lambda = \frac{12,4}{E(keV)} (\text{\AA}) \quad (2.1)$$

Radiasi sinar-X yang digunakan pada pencitraan medis biasanya memiliki energi kisaran 10 sampai 150 kV. Karena memiliki energi, maka radiasi sinar-X dianggap sebagai foton.

Ketika foton mengenai atomik elektron jaringan biologis maka interaksi dapat terjadi seperti penyerapan, hamburan, atau transmisi. Fenomena penyerapan dan hamburan yang terjadi dapat dirumuskan dalam persamaan:

$$I = I_0 \exp(-\mu t) \quad (2.2)$$

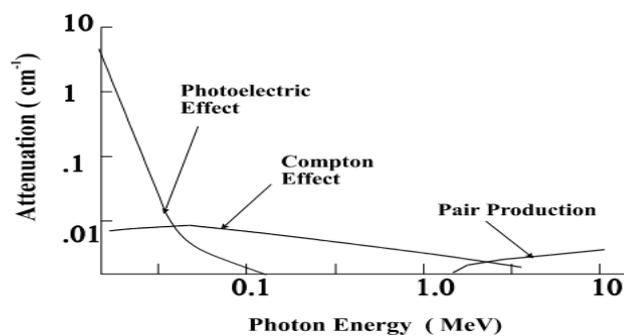
dengan I adalah intensitas, μ adalah koefisien atenuasi jaringan dan t adalah ketebalan jaringan. Koefisien atenuasi pada jaringan dan densitas massa jaringan ditunjukkan pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Koefisien Atenuasi pada Setiap Jaringan

Substance	$\mu(\text{cm}^{-1})$	Atomic number <Z>	Density (gcc^{-1})
Air	0.0001	~7	0.0012
Water	0.1687	~7	1
Saline	0.1695	~7	1.0064
Muscle	0.18	~7	1.032
Blood	0.178	~7	1.036
Bone	0.48	~7	1.84
White matter	0.1720	~7	1.0274
Grey matter	0.1727	~7	1.0355

Jaringan biologis dengan berbeda komposisi elemen dan kerapatan massa memiliki perbedaan koefisien atenuasi linier. Bersamaan dengan perbedaan dalam ketebalan jaringan, perbedaan densitas jaringan dan ketebalan jaringan maka akan menghasilkan kontras berdasarkan sifat atenuasi. Keberhasilan pencitraan diagnosis adalah dapat memberikan kekontrasan yang berbeda pada setiap jaringan dengan dosis pemaparan yang minimum. Kekontrasan setiap jaringan bergantung pada energi foton. Saat energi foton mengenai jaringan maka terjadi produksi berpasangan yaitu hamburan koheren, hamburan inkoheren dan efek fotolistrik seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1. Koefisien atenuasi total saat energi foton mengenai jaringan ditunjukkan pada persamaan 2.3.

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Total} = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Coh} + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{inCoh} + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Photoef} \quad (2.3)$$



Gambar 2.1 Hubungan Energi Foton Saat Mengenai Jaringan

Hamburan koheren dianggap memiliki sifat elastis karena foton sinar-X tidak kehilangan energi saat didefleksikan dari titik awal. Hamburan inkoheren memiliki sifat kebalikan yaitu tidak elastis sehingga energi foton mengenai jaringan mengalami defleksi. Efek fotolistrik terjadi pada jaringan saat penyerapan foton oleh atom-atom dalam jaringan sehingga melepaskan ikatan elektron dari atom. Atom memiliki nomor atom Z dan berat atom A , hubungan energi foton dan atom setiap jaringan ditunjukkan pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Hubungan Koefisien Atenuasi dengan Energi Foton dan Atom

Mass Attenuation Coefficients	Dependence on E	Dependence on Z and A
$(\mu/\rho)_{\text{coherent}}$	$E^{-1.8}$	$Z^{2.8}/A$
$(\mu/\rho)_{\text{incoherent}}$	$E^{-0.2}$	Z/A
$(\mu/\rho)_{\text{photoelectric}}$	$E^{-3.5}$	$Z^{4.5}/A$

Kekontrasan atenuasi pencitraan sinar-X jaringan ditentukan oleh subjek kontras (SC) :

$$SC = \ln\left(\frac{E_2}{E_1}\right) \quad (2.4)$$

dengan E_2 dan E_1 adalah perbedaan energi sinar-X yang diserap dalam detektor terhadap luasan proyeksi jaringan. Jaringan memiliki koefisien atenuasi linier maka subjek kontras pada persamaan 2.4 menjadi :

$$SC = \ln\left(\frac{\exp(-\mu_1 t)}{\exp(-\mu_2 t)}\right) = (\mu_2 - \mu_1) t \quad (2.5)$$

Kekontrasan jaringan bergantung pada koefisien atenuasi jaringan. Ketika koefisien atenuasi menurun maka nilai SC juga menurun. Penurunan koefisien atenuasi dapat dilakukan dengan meningkatkan energi radiasi.

Kekontrasan antara kedua jaringan meningkat dengan nilai atomik jaringan. Perbedaan energi foton memberikan nilai optimal pencitraan bagian tubuh. Peningkatan energi foton juga memberikan penurunan nilai koefisien μ/ρ . Penyerapan energi yang sangat besar oleh jaringan maka akan meningkatkan ionisasi elektron yang sebanding dengan energi ikat elektron atom jaringan. Peningkatan ionisasi ini disebut dengan serapan tepi (*edge absorption*).

Kekontrasan jaringan juga menghasilkan perubahan fase sinar-X yang dihasilkan oleh jaringan. Sinar-X merupakan radiasi elektromagnetik, maka dapat dibentuk matematis gelombang :

$$\Psi(x, z) = \sqrt{I(x)} \exp(ikz) \quad (2.6)$$

Fase sinar-X sebanding dengan nilai kz . Saat sinar-X mengalami hamburan di dalam jaringan, maka fase gelombang akan berubah. Perubahan fase gelombang ditentukan oleh suseptibilitas dielektrik jaringan yang juga ekuivalen dgn indeks refraksi jaringan:

$$n = 1 - \delta - i\beta \quad (2.7)$$

Dengan δ adalah indeks refraksi dan β adalah penyerapan sinar-X.

2.2 Kuantitas Radiasi

Kuantitas radiasi merupakan besaran yang menyatakan jumlah foton radiasi sinar-X yang dipancarkan pada luasan tertentu. Kuantitas dinyatakan dengan intensitas yang berbanding lurus dengan besarnya tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan waktu, serta berbanding terbalik dengan jarak (R). dengan demikian kuantitas sinar-X dinyatakan :

$$I = \frac{V^2 \cdot I \cdot t}{R^2} \quad (2.8)$$

Sedangkan kualitas radiasi menyatakan kemampuan daya tembus radiasi sinar-X yang menembus bahan, yang berkorelasi dengan tegangan tabung yang diatur. Semakin besar tegangan tabung yang digunakan, maka besar pula kemampuan penetrasi sinar-X yang dihasilkan. Sifat fisik inilah yang harus dijadikan pedoman oleh radiographer dalam memanfaatkan radiasi sinar-X. Dalam penerapan proteksi radiasi karakteristik kuantitas dan kualitas radiasi ini harus menjadi pegangan sehingga radiasi yang dipancarkan pada organ tubuh yang diperiksa optimal namun perlu dijaga pada tingkatan efek merusak yang minimal dan tidak perlu karena akan merusak jaringan organ.

2.3 Dosimetri

Dosimetri adalah ilmu yang mempelajari tentang perhitungan dan pengukuran dosis radiasi. Ilmu ini berkembang seiring dengan pesatnya pemanfaatan radiasi untuk berbagai keperluan. Dalam ranah aplikasi medis, pengetahuan dosimetri sangat vital karena berhubungan dengan aspek keselamatan dan kesuksesan dalam prosedur diagnostik maupun terapi.

Dalam dosimetri radiasi sumber radiasi diperlakukan sebagai sumber energi yang akan berinteraksi dengan materi. Prinsip dasar dalam dosimetri adalah membagi sumber radiasi menjadi dua tipe, yaitu sumber radiasi eksternal dan sumber radiasi internal. Sumber radiasi eksternal merupakan sumber radiasi yang berada di luar material yang akan diamati, sedangkan sumber radiasi internal merupakan sumber radiasi yang berada di dalam material yang ingin diamati. Perbedaan jenis sumber radiasi ini pada akhirnya akan membawa konsekuensi pada metode proteksi radiasi dari material / obyek yang ingin dilindungi dari bahaya radiasi.

2.4 Radiografi Digital

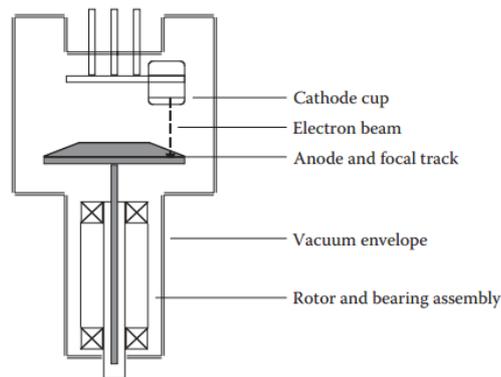
Penemuan pertama gambar digital dilakukan oleh Albert Jutras di Kanada saat melakukan eksperimen teloradiologi[19]. Pengembangan digital ini digunakan untuk keperluan diagnosis medis. Saat sebelum dikembangkan

radiografi digital, rumah sakit menggunakan radiografi konvensional yaitu radiografi yang menggunakan film sebagai alat perekam. Pengembangan radiografi digital pertama adalah *Angiografi subtraksi* digital pada tahun 1970 [20]. Satu dekade kemudian, dikembangkan *computed radiography* (CR) yang memiliki alat perekam menggunakan keping fosfor untuk menghasilkan proyeksi gambar pada tahun 1980[21]. Pada tahun 1990, teknik radiografi mengalami perkembangan menjadi radiografi digital langsung (*direct digital radiography*) yang menggunakan detektor bidang panel atau *charged couple device* (CCD).

Sumber sinar-X pada radiografi digital adalah tabung sinar-X. Tabung sinar-X terdiri dari katoda yang mengemisikan elektron, anoda rotasi berperan sebagai logam target dan gelas atau logam plastik yang memberikan pendukung struktur, yang mengandung tekanan hampa 5×10^{-7} torr di dalam tabung yang ditunjukkan pada Gambar 2.2. Katoda didesain untuk dapat memfokuskan *cup* dan *filamen* yang terdiri dari kabel *helix tungsten* berdiameter 0,2-0,3 mm. Saat panas mencapai 2400°C oleh arus filamen, maka filamen dapat mengemisikan elektron. Arus filamen I_A ditunjukkan oleh persamaan :

$$I_A = CT^2 \exp\left(\frac{-W}{kT}\right) A_f \quad (2.9)$$

Dengan C adalah konstanta bahan, T adalah temperatur (K), W adalah fungsi kerja filamen, A_f adalah luas area filamen dan k adalah konstanta Boltzmann. Persamaan ini mengindikasikan akibat peningkatan arus akan terjadi peningkatan temperature filamen. Jika arus filamen menurun maka hal tersebut dikarenakan potensial tabung. Perilaku arus filamen disebut dengan efek muatan ruang.



Gambar 2.2 Tabung Sinar-X

Sebuah *focus cup* memiliki letak titik fokus yang rendah dalam permukaan anoda dan diperlukan untuk mencapai resolusi gambar yang baik. Penentuan buramnya gambar ditunjukkan pada persamaan :

$$B=(M-1)f \quad (2.10)$$

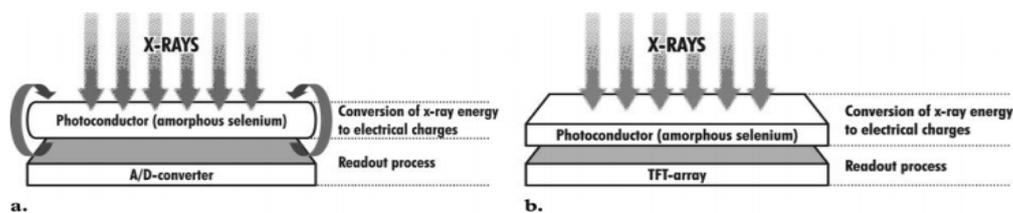
Dengan M adalah faktor geometris yaitu rasio jarak antara sumber ke detektor dan sumber ke objek dan f adalah nilai titik fokus. Batas temperatur titik fokus hanya berkisar 2500 °C walaupun titik didih tungsten berkisar 3370 °C. Untuk itu tabung sinar-X dirancang dengan power loading maksimum berdasarkan laju daya tabung. Selama pemaparan maka rerata Power loading P_{load} di dalam tabung sinar-X ditentukan oleh :

$$P_{load} = wVI \quad (2.11)$$

Dengan w adalah faktor gelombang, V adalah tegangan puncak tabung dan I adalah arus (mA).

Radiografi digital dibagi menjadi dua berdasarkan detektor yaitu konversi secara tidak langsung dan konversi secara langsung[20]. Konversi secara tidak langsung dapat menggunakan scintillator TFT, scintillator CCD,

dan *image intensifier*. Sedangkan konversi langsung, maka detektor yang digunakan photokonduktor FDP dan selenium drum. Radiografi digital secara langsung (DDR) lebih banyak menggunakan photoconductor sebagai konverter foton sinar-X menjadi muatan listrik dengan pengaturan elektron bebas. Bahan photokonduktor biasanya terbuat dari selenium amorf, iodida, oksida, talium bromida, dan senyawa gadolinium. DDR dengan bahan selenium dilengkapi dengan selenium drum atau detektor panel datar. Selenium drum memiliki muatan permukaan positif, muatan tersebut memiliki pola yang sejajar dengan sinar-X datang yang dihasilkan oleh selenium drum dan direkam selama rotasi oleh analog digital konverter yang ditunjukkan pada Gambar 2.3. Selenium drum memberikan kualitas gambar yang baik dibanding dengan bahan lain namun memiliki batasan pada gerak sehingga bagian tubuh yang sering digunakan adalah dada.



Gambar 2.3 Radiografi Digital Langsung dengan Selenium

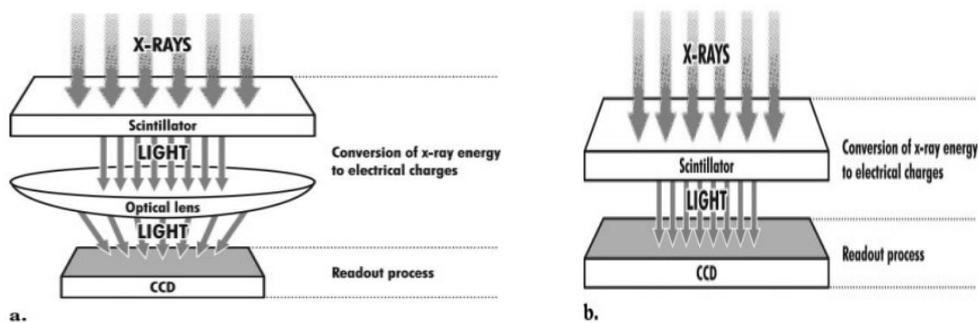
Dewasa ini, selenium digunakan pada detektor panel datar. Detektor tersebut menggunakan lapisan selenium untuk menyusun *thin film transistor* (TFT). Prinsip kerja ini mengkonversi sinar-X menjadi muatan listrik yang mirip dengan selenium drum namun pola muatannya direkam oleh TFT yang diakumulasi dan menyimpan energi dari elektron.

Radiografi digital secara tak langsung menggunakan CCD. CCD merupakan sensor sensitif cahaya yang digunakan untuk merekam gambar yang terdiri dari lintasan reintegrasi yang mengandung susunan kapasitor. Energi sinar-X dikonversi menjadi cahaya oleh scintillator seperti Tl-doped cesium iodide. Jumlah cahaya yang diemisikan direkam oleh CCD.

Ukuran detektor tidak sebesar CCD maka diperlukan beberapa chip untuk memperbesar luas area detektor.

CCD yang digunakan ada dua jenis yaitu CCD dengan lensa atau slot-scan CCD yang ditunjukkan pada Gambar 2.5. CCD dengan menggunakan lensa terdiri dari beberapa CCD chips membentuk detektor area yang mirip dengan detektor panel datar. Lensa optik dibutuhkan untuk mereduksi area yang terproyeksi cahaya agar sesuai dengan ukuran CCD. kekuatan sistem lensa ini adalah menurunkan jumlah foton yang mencapai di CCD sehingga menghasilkan *signal to noise ratio* (SNR) dan juga *Detective Quantum Efficiency* (DQE).

CCD yang menggunakan slot-scan membuat penggunaan khusus pada tabung sinar-X dengan anoda tungsten. Objek di *scan* dengan kolimator berkas yang dihubungkan dengan detektor CCD dan disesuaikan dengan bentuk ukuran. Kombinasi berkas kolimator dan corcodant detektor mereduksi dampak dari hamburan radiasi dalam gambar.



Gambar 2.4 Jenis CCD : a. CCD dengan lensa dan b. CCD dengan slot-scan

2.5 Jaringan Lemak (Adiposa)

Jaringan lemak (adiposa) merupakan jaringan lunak di dalam tubuh yang dapat ditemukan di bagian kulit dan organ dalam[12]. Jaringan lemak secara fungsional dan struktural terbagi menjadi tiga bagian yaitu jaringan adiposa coklat (*Brown adipose tissue*), jaringan adiposa putih (*White adipose tissue*) dan *beige adiposa tissue*. Jaringan adiposa coklat memiliki peran dalam

membakar energi lipid menjadi panas. Jaringan adiposa putih berperan sebagai penyimpan kelebihan energi dari lipid. Jaringan *beige adipose* memiliki peran yang mirip dengan jaringan adiposa kelabu yaitu membakar energi kalori menjadi energi.

Jaringan adiposa memiliki kerapatan yang mendekati 0,9g/ml [13]. Jika seseorang memiliki berat badan tertentu, maka belum tentu akan memiliki jaringan adiposa yang lebih besar karena kerapatan pada otot mendekati 1,06 g/ml [14]. Nomor atom (proton) pada jaringan adiposa adalah Z sama dengan 6. Nomor atom ini digunakan untuk menentukan energi serap sinar-X pada setiap jaringan yang telah dijelaskan pada subbab 2.1.

2.6 Obesitas

Obesitas secara medis dapat dikatakan sebagai ketidakseimbangan energi, gangguan kronis akibat dari peningkatan kalori yang disimpan di dalam jaringan atau penurunan perubahan kalori menjadi keluaran tubuh dan energy[15]. Dengan kata lain, obesitas disebabkan akumulasi peningkatan adiposa. Jaringan adiposa merupakan bagian dari jaringan lemak yang secara struktural menyimpan kelebihan kalori di dalam jaringannya. Jaringan adiposa memiliki kerapatan yang mendekati 0,9g/ml [13]. Jika seseorang memiliki berat badan tertentu, maka belum tentu akan memiliki jaringan adiposa yang lebih besar karena kerapatan pada otot mendekati 1,06 g/ml [14].

Obesitas pada seseorang dapat disebabkan oleh kandungan estradiol dalam tubuh yang lebih besar[16]. Kandungan estradiol dalam tubuh dapat memberikan pengaruh hormon leptin dalam pemecahan lemak dalam tubuh. Kandungan estradiol yang besar akan memberikan resistensi kinerja pada hormon leptin sehingga akan sulit mencerna sumber makanan dalam tubuh menjadi keluaran maupun energi.

Orang obesitas secara tidak langsung memberikan perubahan psikologi dan kesehatan[17]. Banyak pendapat yang biasa pada masyarakat tentang obesitas yaitu kesulitan dalam hal akademis maupun karier. Hal ini

akan memicu keadaan orang obesitas menjadi lebih buruk dan memberikan risiko yang besar pada kesehatan. Risiko kesehatan pada orang obesitas adalah estereoarthritis, rasa nyeri pada punggung, diabetes tipe II, penyakit stroke, penyakit jantung dan kanker[18].

Dampak negatif obesitas berpengaruh pada dunia medis[7]. Pelayanan kesehatan pada orang obesitas diberikan perhatian lebih. Misalnya, saat dilakukan operasi, maka diperlukan waktu yang cukup lama membuka bagian tubuh. Selain itu, dosis terapi untuk diberikan lebih besar dikarenakan mekanisme pada jaringan (lemak yang paling besar) bersifat sangat kompleks. Hal ini juga berdampak pada pencitraan medis seperti sonografi (USG), MRI, radiografi, CT-scan dan fluoroscopy belum mampu memberikan gambar yang jelas pada orang obesitas seperti pada Gambar 2.5. Hal ini disebabkan karena mekanisme antara sumber seperti ultrasound, magnetik maupun radiasi dan jaringan tidak secara sempurna. Solusi yang dapat diberikan agar memberikan hasil pencitraan yang baik adalah dengan menambah dosis sumber. Hal ini cukup memberikan risiko pada alat pencitraan dan pasien karena konsep ALARA (*as low as reasonably achievable*) dilanggar.



Gambar 2.5 Hasil Pencitraan Radiografi Digital pada Orang Obesitas

2.7 Phantom

Tissue mimicking phantom adalah model dari tissue biologis tubuh[22]. Tiruan tissue biologis yang dibuat dalam phantom masih dikembangkan secara homogen seperti otot, jaringan lunak, tulang dan lain-lain. Pembuatan phantom dikembangkan berdasarkan sifat fisis dan geometris tubuh biologis. Acuan sifat fisis dan geometris tubuh biologis dapat dilakukan dengan berbagai bahan material. Material phantom dilakukan dengan bahan cair, padat dan gel. Konsentrasi dan jenis material yang digunakan harus sesuai dengan sifat fisis bagian tubuh karena akan dikonstruksi untuk simulasi dan model terapi maupun diagnostik.

Material untuk pembuatan phantom untuk jaringan lemak telah dikonstruksi oleh Hermann dkk[11]. Material phantom untuk jaringan adipose mirip dengan material phantom untuk jaringan otot yaitu menggunakan polyethylene sebagai bahan dasar. Namun, Hermann dkk mengembangkan phantom jaringan lemak dengan penambahan 2 material yaitu CaCO_3 dan MgO .

Tabel 2.3 Kerapatan Massa Fraksi pada Ketiga Bahan Phantom Jaringan Lemak

	Density	Mass fraction (%)				
		H	C	O	Mg	Ca
RM-1	1.03	12.24	73.36	6.37	6.03	2.00
RF-1	0.93	14.11	84.07	0.92	0.30	0.60

2.8 Kualitas Citra / Gambar

Perbaikan kualitas citra (*image enhancement*) merupakan salah satu proses awal dalam pengolahan citra (*image preprocessing*). Perbaikan kualitas diperlukan karena seringkali citra yang dijadikan objek pembahasan

mempunyai kualitas yang buruk, misalnya citra mengalami derau (noise) pada saat pengiriman melalui saluran transmisi, citra terlalu terang/gelap, citra kurang tajam, kabur, dan sebagainya. Melalui operasi pemrosesan awal inilah kualitas citra diperbaiki sehingga citra dapat digunakan untuk aplikasi lebih lanjut, misalnya untuk aplikasi pengenalan (*recognition*) objek di dalam citra.

Perbaikan kualitas citra adalah proses mendapatkan citra yang lebih mudah diinterpretasikan oleh mata manusia. Pada proses ini, ciri-ciri tertentu yang terdapat di dalam citra lebih diperjelas kemunculannya. Proses-proses yang termasuk ke dalam perbaikan kualitas citra terdiri dari Pengubahan kecerahan gambar (*image brightness*), Peregangan kontras (*contrast stretching*), Pengubahan histogram citra, Pelembutan citra (*image smoothing*), Penajaman (*sharpening*) tepi (*edge*), Pewarnaan semu (*pseudocolouring*) dan Pengubahan geometrik

2.9 CNR (Contrast to Noise Ratio)

Kontras merupakan ukuran seberapa jauh sinyal dapat dibedakan dengan latar. Semakin besar nilai kontras maka sinyal akan semakin mudah dibedakan dengan latar. Persamaan untuk menghitung CNR dengan I_s adalah tinggi sinyal, I_b merupakan tinggi latar (background) dan σ adalah nilai simpangan baku dari daerah latar[23]

$$CNR = \frac{I_s - I_b}{\sigma} \quad (2.12)$$

2.10 CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization)

Algoritma CLAHE (*Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization*) yang diusulkan khusus dikembangkan untuk citra medis dan meningkatkan citra yang lebih baik dari citra asli. Algoritma CLAHE mempartisi gambar ke dalam wilayah kontekstual dan menerapkan pemerataan histogram untuk masing-masing gambar. Ini meratakan distribusi nilai abu-abu

yang digunakan dan dengan demikian membuat fitur tersembunyi dari gambar lebih terlihat. Spektrum abu-abu penuh digunakan untuk mengekspresikan gambar. Kontras Penyamaan Histogram Adaptif Terbatas, CLAHE, adalah versi perbaikan dari AHE, atau *Adaptive Histogram Equalization*. Keduanya mengatasi keterbatasan pemerataan histogram standar[24]

Berbagai teknik pemerataan histogram kontras-terbatas adaptif (CLAHE) disediakan. Tajam tepi bidang dapat dipertahankan oleh peningkatan selektif dalam batas-batas bidang. Peningkatan selektif dilakukan dengan terlebih dahulu mendeteksi tepi bidang dalam gambar portal dan kemudian hanya memproses daerah-daerah gambar yang terletak di dalam tepi bidang. Kebisingan dapat dikurangi sambil mempertahankan konten frekuensi spasial tinggi dari gambar dengan menerapkan kombinasi CLAHE, filtrasi median dan penajaman tepi. Teknik ini dikenal sebagai pemrosesan sekuensial dapat direkam ke makro pengguna untuk aplikasi berulang setiap saat. Sebuah variasi teknik kontras terbatas yang disebut *adaptive histogram clip* (AHC) juga dapat diterapkan. AHC secara otomatis menyesuaikan tingkat kliping dan moderat atas peningkatan wilayah latar belakang gambar portal[24], berikut adalah persamaan CLAHE type Exponential :

$$g = g_{\min}^{\max} - (1/\alpha) * \ln[1 - P(f)] \quad (2.13)$$

dimana :

g_{\min} = nilai pixel minimum (0)

g_{\max} = nilai pixel maksimum (255)

g = nilai pixel yang dihitung

α = parameter

$P(f)$ = distribusi probabilitas kumulatif

2.11 Hubungan Dosimetri, Phantom dan Kualitas Citra/Gambar

Dosimetri adalah ilmu yang mempelajari tentang perhitungan dan pengukuran dosis radiasi. Ilmu ini berkembang seiring dengan pesatnya pemanfaatan radiasi untuk berbagai keperluan. Dalam ranah aplikasi medis, pengetahuan dosimetri sangat vital karena berhubungan dengan aspek keselamatan dan kesuksesan dalam prosedur diagnostik maupun terapi. Dalam dosimetri radiasi sumber radiasi diperlakukan sebagai sumber energi yang akan berinteraksi dengan materi pada akhirnya akan membawa konsekuensi pada metode proteksi radiasi dari material/obyek yang ingin dilindungi dari bahaya radiasi.

Penentuan dosimetri sinar-X ditentukan dari berat dan ukuran tubuh, namun penentuan dengan standar ini masih belum dapat menghasilkan kualitas gambar yang baik karena dipengaruhi oleh sifat jaringan yang kompleks seperti jaringan lemak. Jaringan lemak pada pasien obesitas memiliki sifat atenuasi yang berbeda dengan pasien yang normal. Solusi yang dapat diberikan agar memberikan hasil pencitraan yang baik adalah dengan menambah dosis sumber. Hal ini cukup memberikan risiko pada alat pencitraan dan pasien karena konsep ALARA (*as low as reasonable achievable*) dilanggar. Ukuran keberhasilan pencitraan diagnosis adalah dapat memberikan kontras yang berbeda pada setiap jaringan dengan dosis pemaparan yang minimum. Dosis pemaparan minimum pada pasien diukur menggunakan dosimetri. Permasalahannya untuk mendapatkan kontras yang baik, maka dilakukan peningkatan paparan luaran sinar-X dari sumber radiasi dan ini membawa serta peningkatan dosis radiasi

Penentuan perubahan kontras citra akibat perubahan ketebalan tissue lemak pada penelitian ini tidak dapat dilakukan dengan menggunakan pasien karena membawa konsekuensi terhadap bahaya radiasi, sehingga diperlukan phantom.

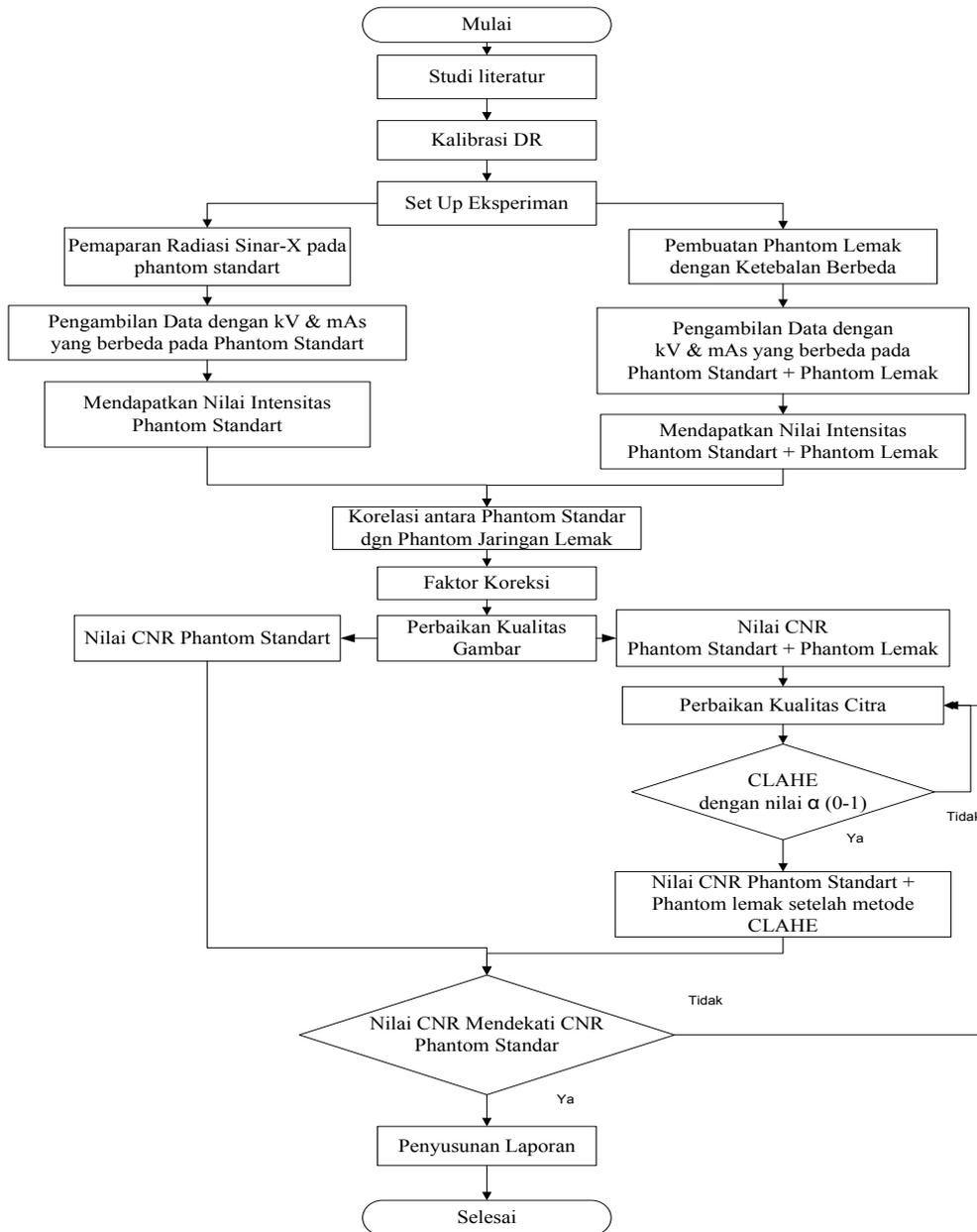
Tantangan pada diagnosis pencitraan adalah menghasilkan kualitas gambar yang baik. Salah satu parameter kualitas gambar adalah kontras

gambar. Hasil gambar radiografi menunjukkan kekontrasaan adalah skala kelabu (*greyscale*) yang menunjukkan sifat jaringan biologis. Kekontrasan gambar dipengaruhi oleh sifat jaringan saat berinteraksi dengan sinar-X. Permasalahan pada teknik radiografi adalah membedakan setiap jaringan di dalam tubuh seperti jaringan lemak. Pada pasien obesitas peningkatan dosimetri akan menurunkan kekontrasan gambar sehingga kualitas gambar menjadi tidak jelas sehingga diperlukan suatu metode untuk perbaikan kualitas gambar.

Perbaikan kualitas citra (*image enhancement*) merupakan salah satu proses awal dalam pengolahan citra (*image preprocessing*). Perbaikan kualitas diperlukan karena seringkali citra yang dijadikan objek pembahasan mempunyai kualitas yang buruk, misalnya citra mengalami derau (*noise*) pada saat pengiriman melalui saluran transmisi, citra terlalu terang/gelap, citra kurang tajam, kabur, dan sebagainya. Melalui operasi pemrosesan awal inilah kualitas citra diperbaiki sehingga citra dapat digunakan untuk aplikasi lebih lanjut, misalnya untuk aplikasi pengenalan (*recognition*) objek di dalam citra

BAB 3 METODE PENELITIAN

Prosedur penelitian terdiri dari beberapa tahapan yang dilakukan dari awal hingga akhir untuk tercapainya tujuan dari penelitian ini. Prosedur penelitian secara garis besar digambarkan dalam diagram alir di bawah ini :



Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

Berdasarkan diagram alir penelitian diatas, dapat dijelaskan sebagai berikut :

3.1. Studi Literatur

Studi literatur merupakan kegiatan yang dilakukan untuk menunjang keberhasilan penelitian yang akan dilakukan. Literatur yang digunakan antara lain buku, jurnal penelitian, artikel ilmiah, disertasi serta laporan penelitian sebelumnya yang membahas mengenai phantom jaringan lemak. Kegiatan ini dimulai dengan mempelajari prinsip dasar digital radiografi serta teori tentang interaksi sinar-X pada jaringan.

3.2. Kalibrasi DR

Kalibrasi adalah suatu tehnik pengukuran untuk memonitor ketepatan hasil pemotretan menggunakan parameter CNR dengan nilai kV dan mA yang disetting dan jumlah radiasi yang dihasilkan saat dilakukan ekspose. kalibrasi alat merupakan bagian dari program jaminan mutu alat-alat X-ray guna menjamin keselamatan kerja dan keselamatan pasien.

Parameter yang diuji pada saat kalibrasi antara lain linearitas keluaran dan kualitas citra. Pengukuran linearitas keluaran menggunakan digital survey meter dan phantom standar sebagai obyek.

3.3. Pembuatan Phantom Jaringan Lemak

Berikut ini adalah prosedur yang digunakan untuk membuat phantom jaringan lemak :

- Pembuatan phantom dimulai dari mencampurkan magnesium oksida yang sudah halus dengan kalsium carbonate ke dalam gelas beaker yang berisi aquades, aduk perlahan, kemudian campur dengan natrium klorida untuk mengontrol konduktivitas di dalam gelas beaker.
- Gelas beaker dipanaskan dan akan dihentikan ketika gejala mendidih muncul dibuktikan dengan adanya gelembung kecil.

- Campur bahan agar untuk meningkatkan viskositas melalui saringan dalam cairan sedikit demi sedikit, dan aduk dengan hati-hati, kemudian campurkan polyethylene kedalam cairan sedikit demi sedikit, dan aduk hati-hati karena pencampuran berbasis bahan agar.
- Tuangkan cairan ke dalam cetakan.
- Phantom didinginkan sekitar satu malam pada suhu kamar.
- Phantom diambil dari cetakan setelah mengeras.
- Potong phantom dengan ketebalan berbeda yaitu 2 cm, 5 cm dan 8 cm



Gambar 3.2 Proses Pembuatan Phantom Jaringan Lemak

3.4. Pemaparan Sinar-X pada Phantom Standar dan Phantom Jaringan Lemak

Phantom standar digunakan untuk menentukan nilai kontras acuan. Proses pengujian phantom standar melalui penyinaran menggunakan pesawat radiografi digital dengan variasi parameter berkas sinar-X 90 - 117 kVp dan 125 & 200 mAs serta pada jarak 150 cm. Pengambilan data dilakukan dengan pengulangan sebanyak 3 kali dengan jeda waktu tiap 2 jam.

Kuantitas radiasi merupakan jumlah besaran yang menyatakan jumlah intensitas radiasi, parameter kV, mAs dan jarak menghasilkan nilai intensitas radiasi. Intensitas sebelum melewati jaringan (I_0) berbeda dengan intensitas setelah melewati jaringan (I). Hal ini disebabkan oleh foton yang mengenai atomik elektron jaringan biologis maka dapat terjadi interaksi seperti

penyerapan, hamburan, atau transmisi. Intensitas radiasi dapat diukur dengan menggunakan digital survey meter.



Gambar 3.3 Digital Survey Meter

Nilai intensitas sebelum dan sesudah melewati materi phantom standar digunakan sebagai acuan, kemudian ditambahkan phantom jaringan lemak dengan ketebalan berbeda pada phantom standar untuk mengetahui nilai intensitas setelah melewati kedua phantom tersebut, dari pengukuran intensitas ini akan didapatkan korelasi antara phantom standar dengan phantom jaringan lemak terhadap penambahan kV dan mAs, kemudian akan didapatkan nilai faktor koreksi. Faktor koreksi digunakan untuk mengidentifikasi ketebalan lemak sehingga mendekati nilai standar.



Gambar 3.4 Pemaparan Sinar-X pada Phantom Standar dan Phantom Jaringan Lemak

3.5. Perbaikan Kualitas Citra dengan Parameter CNR Menggunakan Metode CLAHE

Gambar yang dihasilkan melalui penyinaran ini akan dianalisis sesuai dengan pemrosesan gambar untuk memperoleh nilai parameter CNR. Phantom standar digunakan sebagai acuan standar nilai CNR, penambahan phantom jaringan lemak dengan ketebalan berbeda pada phantom standar akan menyebabkan perubahan nilai CNR, yang akan mempengaruhi kualitas gambar. Persamaan untuk menghitung CNR dengan I_s adalah tinggi sinyal, I_b merupakan tinggi latar (background) dan σ adalah nilai simpangan baku dari daerah latar.

$$CNR = \frac{I_s - I_b}{\sigma} \quad (3.1)$$

Tantangan pada diagnosis pencitraan adalah menghasilkan kualitas gambar yang baik. Salah satu parameter kualitas gambar adalah kekontrasan gambar. Hasil gambar radiografi menunjukkan kekontrasan adalah skala kelabu (*greyscale*) yang menunjukkan sifat jaringan biologis. Kekontrasan gambar dipengaruhi oleh sifat jaringan saat berinteraksi dengan sinar-X. Permasalahan pada teknik radiografi adalah membedakan setiap jaringan di dalam tubuh seperti jaringan lemak. Peningkatan dosimetri akan menurunkan kekontrasan gambar sehingga kualitas gambar menjadi tidak jelas sehingga diperlukan suatu metode untuk perbaikan kualitas gambar. Perbaikan kualitas citra adalah proses mendapatkan citra yang lebih mudah diinterpretasikan oleh mata manusia.

Metode *Contrast limited adaptive histogram equalization* (CLAHE) dengan faktor koreksi α pada persamaan eksponensial. Metode CLAHE ini memberikan perbaikan nilai CNR pada saat obyek menggunakan phantom jaringan lemak dengan ketebalan yang berbeda. berikut adalah persamaan CLAHE type Exponential :

$$g = g_{\min}^{\max} - (1/\alpha) * \ln[1 - P(f)] \quad (3.2)$$

dimana :

g_{\min} = nilai pixel minimum (0)

g_{\max} = nilai pixel maksimum (255)

g = nilai pixel yang dihitung

α = parameter

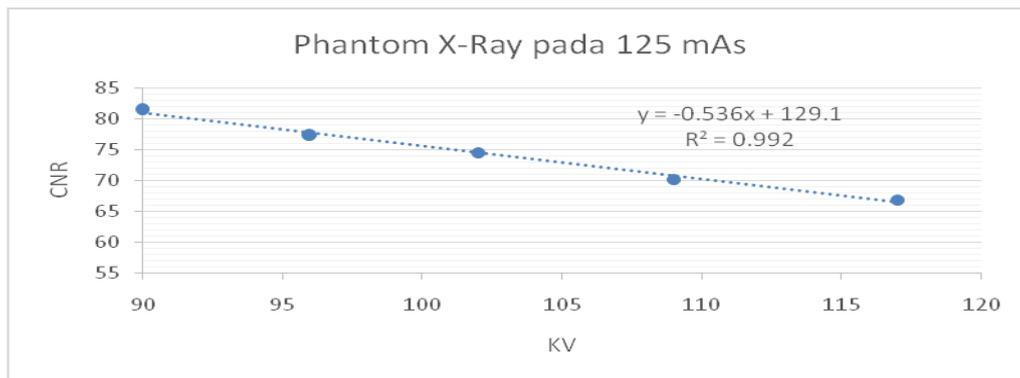
$P(f)$ = distribusi probabilitas kumulatif

Nilai CNR akan dibandingkan antara sebelum dan sesudah menggunakan metode CLAHE, Metode CLAHE digunakan untuk perbaikan kualitas gambar dengan cara mengubah parameter α . Parameter α diubah sampai didapatkan CNR yang mendekati CNR phantom standar.

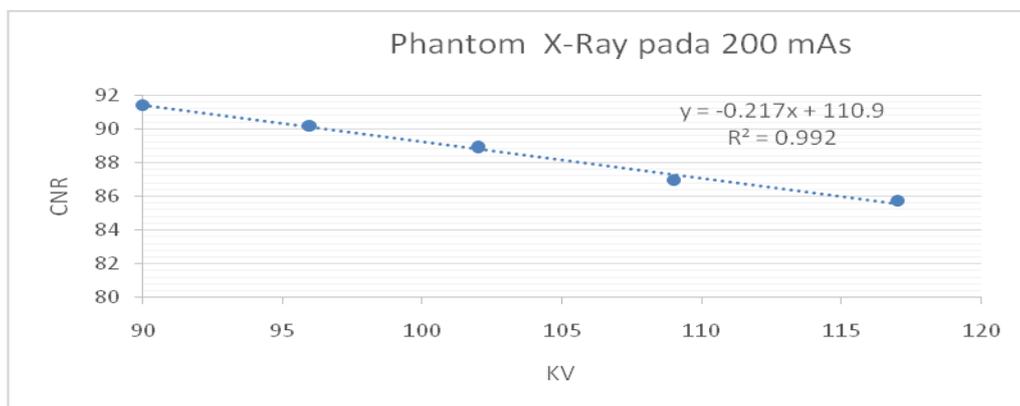
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Kalibrasi DR

Kalibrasi adalah suatu tehnik pengukuran untuk memonitor ketepatan hasil pemotretan menggunakan parameter CNR dengan nilai kV dan mA yang disetting dan jumlah radiasi yang dihasilkan saat dilakukan ekspose. Kalibrasi DR dilakukan dengan menguji linearitas hasil output DR menggunakan phantom standar dengan memvariasikan nilai kVp dan mA. Phantom terkalibrasi digunakan sebagai acuan standar nilai CNR. Hasil pengujian pada Phantom standar menunjukkan CNR bernilai 75-85 pada 125 mAs dan CNR bernilai 85-92 pada 200 mAs.



Gambar 4.1 Karakteristik Phantom Standar X-ray pada 125 mAs



Gambar 4.2 Karakteristik Phantom Standar X-ray pada 200 mAs

4.2. Hasil Pembuatan Phantom

Phantom jaringan lemak pada penelitian ini dibuat menjadi 3 ukuran tebal yaitu 2 cm, 5 cm, dan 8 cm. Pembanding phantom jaringan lemak digunakan phantom yang sudah standar. Hasil gambar phantom jaringan lemak buatan dan phantom standar ditunjukkan pada Gambar 4.3.



(a)



(b)

Gambar 4.3 (a) Phantom Jaringan Lemak Buatan (b) Phantom Standar

Proses pengambilan data phantom dilakukan dengan cara memberi penyinaran dengan menggunakan variasi dosimetri yaitu 90 kv, 96 kv, 102 kv, 109 kv dan 117 kv dan menggunakan 125 mAs dan 200 mAs dengan jarak yang sama yaitu 150 cm, proses pengambilan data dilakukan sebanyak 3 kali dan berulang dengan jeda waktu tiap 2 jam.



Gambar 4.4 Proses Pengambilan Data

Rumus molekul merupakan gabungan lambang unsur yang menunjukkan jenis unsur pembentuk senyawa dan jumlah atom masing-masing unsur dengan perbandingan yang tetap. Atas dasar perbandingan molekul, volume dan massa yang setara dengan jumlah mol, maka rumus molekul juga dapat berarti perbandingan mol dari atom-atom penyusunnya.

Sebagai contoh rumus molekul air H_2O , terdiri dari jenis atom H dan O, dengan jumlah mol sebanyak 2 mol atom hydrogen dan 1 mol atom Oksigen. Demikian pula untuk senyawa glukosa dengan rumus molekul $C_6H_{12}O_6$ terdiri dari atom C, H dan O, dengan komposisi mol yaitu 6 mol atom C, 12 mol atom H dan 6 mol atom O.

Berdasarkan jurnal yang dibuat maka komposisi pada pembuatan phantom lemak terdiri dari Aquades, Pe, MgO , $CaCO_3$, Agar, $NaCl$. Seluruh komposisi komponen pembuatan lemak dibuat dengan rumus kimia dasar berdasarkan masing masing komponen yang terkandung didalamnya yang dikalikan dengan massa atom nya. Tabel 4.1 menunjukkan komposisi masing-masing komponen untuk menghitung persentase masing masing atom dan didapatkan sebagai berikut :

Tabel 4.1 Persentase Komposisi Masing-Masing Komponen

Komponen	Rumus Kimia		C	H	O	Mg	Ca	Na	Cl
(Massa Atom)			12	1	16	24	40	23	35,5
Aquades	H ₂ O		0	2	1	0	0	0	0
PE	C ₂ H ₄ n		180	360	0	0	0	0	0
MgO	MgO		0	0	1	1	0	0	0
CaCO ₃	CaCO ₃		1	0	3	0	1	0	0
Agar	C ₁₄ H ₂₄ O ₉		12	18	9	0	0	0	0
NaCl	NaCl		0	0	0	0	0	1	1
Jumlah Total		591	193	380	14	1	1	1	1
Persentase tiap Komponen			32,66%	64,30%	2,37%	0,17%	0,17%	0,17%	0,17%

Setelah mengetahui komponen dan menghitung persentase atom yang digunakan. Maka langkah selanjutnya adalah menghitung komponen keseluruhan komposisi phantom lemak dengan cara mengalikan masing masing atom dengan fraksi dan massa atomnya sehingga didapatkan persentase komposisi keseluruhan sesuai tabel 4.2.

Tabel 4.2 Persentase Komposisi Komponen Phantom Jaringan Lemak Secara Keseluruhan

Komponen	Rumus Kimia	Fraksi	C	H	O	Mg	Ca	Na	Cl
Aquades	H ₂ O	1000	0	2000	16000	0	0	0	0
PE	C ₂ H ₄	200	432000	72000	0	0	0	0	0
MgO	MgO	75	0	0	1200	1800	0	0	0
CaCO ₃	CaCO ₃	85	1020	0	4080	0	3400	0	0
Agar	C ₁₄ H ₂₄ O ₉	100	14400	1800	14400	0	0	0	0
NaCl	NaCl	10	0	0	0	0	0	230	355
Jumlah Total		564685	447420	75800	35680	1800	3400	230	355
Persentase komponen keseluruhan			79,23%	13,42%	6,32%	0,32%	0,60%	0,04%	0,06%
Jumlah gram per tiap komponen		500	396,1678	67,11707	31,59283	1,593809	3,010528	0,203653	0,314335

Setelah ditentukan berat totalnya sebesar 500 gram maka didisain tempat dengan ukuran 555cm³ maka kerapatan massanya didapat 0,9 gram/cm³.

Kerapatan massa 0,9 gram/cm³ merupakan kerapatan massa untuk jaringan lemak. Untuk menghitung nilai kerapatan digunakan persamaan :

$$\rho = \frac{M}{V}$$

Dengan M adalah massa dan V adalah Volume

4.3. Intensitas Radiasi Sinar-X pada Phantom Standar

Intensitas radiasi sinar-X pada phantom standar didapatkan dari konfigurasi antara besarnya tahanan tabung (kV), arus tabung (mA) serta waktu. Hal yang lebih penting untuk menentukan intensitas adalah jarak penyinaran. Kuantitas dinyatakan dengan intensitas yang berbanding lurus dengan besarnya tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan waktu, serta berbanding terbalik dengan jarak (R). Dengan demikian intensitas sinar-X dinyatakan dalam persamaan :

$$I = \frac{kV^2 mA s}{R^2}$$

Pengujian radiasi sinar-X dilakukan untuk mengetahui intensitas radiasi yang dipancarkan pada obyek phantom standar dengan ketebalan 20 cm dan berbahan dasar air pada jarak 150 cm. Phantom standar ini digunakan sebagai acuan nilai intensitas sebelum melewati obyek (I_0) dan intensitas sesudah melewati obyek (I). Nilai kV dan mA berpengaruh pada nilai intensitas sebelum dan sesudah melewati obyek, pada 125 mAs intensitas sebelum melewati obyek berkisar antara 45 - 76 setelah melewati obyek turun menjadi berkisar antara 1.8 - 3.09, sedangkan pada 200 mAs intensitas sebelum melewati obyek berkisar antara 72 - 121 setelah melewati obyek turun menjadi berkisar antara 2.9 - 4.9.

Tabel 4.3 Pengambilan Data Intensitas Radiasi pada Phantom Standar

Arus.waktu (mAs)	Tegangan (kV)	I ₀ (μSV)			Mean (I ₀)	I(μSV)			Mean (I)
		I	II	III		I	II	III	
125	90	45.292	44.484	45.224	45	1.912	1.741	1.849	1.834
	96	52.973	50.512	50.115	51.2	2.006	2.411	1.844	2.087
	102	56.876	57.942	58.582	56.8	2.987	2.312	1.769	2.356
	109	65.114	64.213	68.673	66	3.011	2.987	2.072	2.690
	117	77.768	76.152	74.23	76.05	3.118	2.965	3.208	3.097
200	90	70.215	72.468	73.317	72	3.023	2.899	2.88	2.934
	96	82.446	80.699	82.615	81.92	3.559	2.997	3.461	3.339
	102	93.314	91.098	93.028	92.48	3.689	4.002	3.616	3.769
	109	106.457	107.112	103.231	105.6	4.562	3.984	4.366	4.304
	117	122.553	120.574	121.913	121,6	5.476	4.968	4.433	4.959

Penurunan intensitas setelah mengenai obyek disebabkan karena adanya foton mengenai atom elektron phantom standar, maka interaksi dapat terjadi seperti penyerapan, hamburan (defleksi), atau transmisi. Fenomena penyerapan dan hamburan yang terjadi dapat dirumuskan dalam persamaan dengan I adalah intensitas, μ adalah koefisien atenuasi jaringan dan t adalah tebal jaringan

$$I = I_0 \exp(-\mu t)$$

4.4. Intensitas Radiasi dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar

Intensitas radiasi pada phantom jaringan lemak perlu diukur untuk mengetahui seberapa besar pengaruh phantom lemak terhadap intensitas setelah penyinaran. Pengujian dilakukan dengan cara menambahkan phantom jaringan lemak dengan variasi ketebalan 2 cm, 5 cm dan 8 cm pada jarak 150 cm, hasil pengujian setelah penambahan phantom jaringan lemak dengan ketebalan berbeda pada phantom standar ditunjukkan pada tabel 4.4.

Pada setting digital X-ray 125 mAs intensitas radiasi pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm didapatkan nilai antara 0.76 – 1.29, pada ketebalan 5 cm berkisar antara 0.44 – 0.74 terdapat penurunan intensitas dengan rata-rata 0.43, sedangkan pada ketebalan 8 cm berkisar antara 0.25 – 0.42 terdapat penurunan intensitas dengan rata-rata 0,67 terhadap ketebalan phantom jaringan lemak 2 cm.

Pada setting digital X-ray 200 mAs intensitas radiasi pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm didapatkan nilai antara 1.22 – 2.07, pada ketebalan 5 cm berkisar antara 0.71 – 1.19 terdapat penurunan intensitas dengan rata-rata 0.69, sedangkan pada ketebalan 8 cm berkisar antara 0.41 – 0.68 terdapat penurunan intensitas dengan rata-rata 1.09 terhadap ketebalan phantom jaringan lemak 2 cm.

Tabel 4.4 Pengambilan Data Intensitas Radiasi dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar

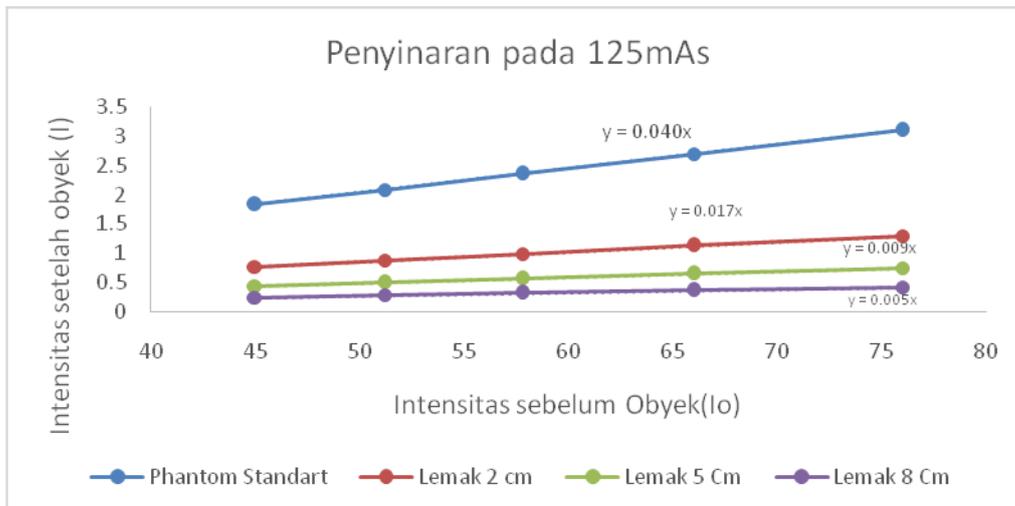
Arus.waktu mAs	Teagangan (kV)	Mean (I ₀)	Mean (I) Phantom Standar	I(μSV)			Mean (I) 2 cm	I(μSV)			Mean (I) 5 cm	I(μSV)			Mean (I) 8 cm
				I	II	III		I	II	III		I	II	III	
125	90	45	1.834	0.988	0.431	0.885	0.768	0.532	0.576	0.215	0.441	0.211	0.132	0.416	0.253
	96	51.2	2.087	0.811	0.957	0.854	0.874	0.644	0.119	0.74	0.502	0.245	0.287	0.332	0.288
	102	56.8	2.356	0.943	0.766	1.252	0.987	0.546	0.397	0.755	0.566	0.366	0.299	0.31	0.325
	109	66	2.690	0.993	1.124	1.264	1.127	0.765	0.462	0.714	0.647	0.362	0.115	0.636	0.371
	117	76.05	3.097	1.453	1.112	1.326	1.297	0.678	0.812	0.745	0.745	0.394	0.418	0.469	0.427
200	90	72	2.934	1.541	1.133	1.013	1.229	0.784	0.654	0.677	0.705	0.415	0.476	0.324	0.405
	96	81.92	3.339	1.511	1.476	1.207	1.398	0.799	0.845	0.765	0.803	0.455	0.531	0.397	0.461
	102	92.48	3.769	1.547	1.687	1.593	1.579	0.877	0.916	0.925	0.906	0.495	0.523	0.542	0.520
	109	105.6	4.304	1.846	1.988	1.575	1.803	0.943	1.244	0.918	1.035	0.612	0.543	0.627	0.594
	117	121,6	4.959	1.911	2.345	1.975	2.077	1.345	0.997	1.234	1.192	0.698	0.761	0.593	0.684

4.5. Hasil Korelasi Intensitas Radiasi dengan Kenaikan kV dan mAs pada Phantom Standar dan Phantom Jaringan Lemak

Pengukuran intensitas phantom jaringan lemak dipengaruhi oleh nilai kV dan mAs, semakin besar nilai mAs maka semakin tinggi intensitas yang dihasilkan. Begitu pula pada saat penyinaran dihalangi oleh phantom jaringan lemak dengan ketebalan berbeda, pada setiap kenaikan nilai kV nilai intensitas juga mengalami kenaikan, maka dapat disimpulkan bahwa nilai intensitas dipengaruhi oleh nilai kV. Gambar 4.5 menunjukkan adanya korelasi antara intensitas phantom standar dan phantom jaringan lemak dengan ketebalan yang berbeda.

Pada penyinaran 90 kV intensitas awal menunjukkan nilai 45 setelah melewati obyek penyinaran maka intensitas akan mengalami penurunan akibat adanya penyerapan dan hamburan yang bernilai antara 0.25 – 1.83 dengan nilai intensitas terendah pada phantom jaringan lemak ketebalan 8 cm. pada penyinaran 117 kV intensitas awal menunjukkan nilai 76 setelah melewati obyek penyinaran maka intensitas akan mengalami penurunan akibat adanya penyerapan dan hamburan yang bernilai antara 0.42 – 3.09 dengan nilai intensitas terendah pada phantom jaringan lemak ketebalan 8 cm.

Korelasi yang ditunjukkan pada gambar 4.5 menunjukkan adanya korelasi positif artinya semakin tinggi nilai kV maka nilai intensitas juga mengalami kenaikan. Kenaikan tajam terjadi pada phantom standar kenaikan terendah terjadi pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 8 cm.

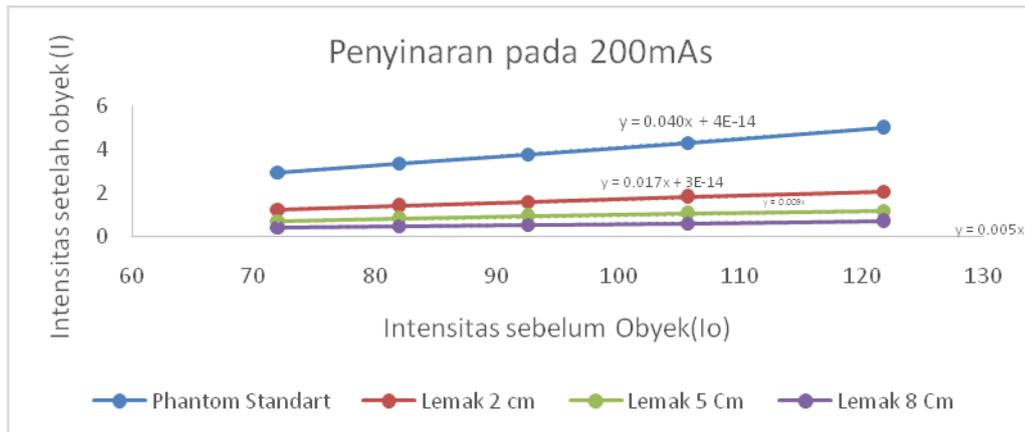


Gambar 4.5 Korelasi Nilai Intensitas Radiasi Phantom Jaringan Lemak dan Phantom Standar terhadap Kenaikan kV pada 125 mAs

Peneliti juga melakukan pengukuran pada nilai 200 mAs. Intensitas awal pada penyinaran sebesar 90 kV mempunyai nilai intensitas 76 ini artinya nilai intensitas lebih besar dibandingkan dengan pengukuran pada nilai 125 mAs. Apakah nilai intensitas mengalami penurunan yang sama dengan nilai 125 mAs dapat dilihat pada gambar 4.6 pada setiap kenaikan nilai kV nilai intensitas juga mengalami kenaikan, maka dapat disimpulkan bahwa nilai intensitas dipengaruhi oleh nilai kV. Gambar 4.6 menunjukkan adanya korelasi antara intensitas phantom standar dan phantom jaringan lemak dengan ketebalan yang berbeda.

Pada penyinaran 90 kV intensitas awal menunjukkan nilai 72 setelah melewati obyek penyinaran maka intensitas akan mengalami penurunan akibat adanya penyerapan dan hamburan yang bernilai antara 0.40 – 2.93 dengan nilai intensitas terendah pada phantom jaringan lemak ketebalan 8 cm. pada penyinaran 117 kV intensitas awal menunjukkan nilai 121.68 setelah melewati obyek penyinaran maka intensitas akan mengalami penurunan akibat adanya penyerapan dan hamburan yang bernilai antara 0.68 – 4.95 dengan nilai intensitas terendah pada phantom jaringan lemak ketebalan 8 cm.

Korelasi yang ditunjukkan pada gambar 4.6 menunjukkan adanya korelasi positif artinya semakin tinggi nilai KV maka nilai intensitas juga mengalami kenaikan. Kenaikan tajam terjadi pada phantom standar kenaikan terendah terjadi pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 8 cm.



Gambar 4.6 Korelasi Nilai Intensitas Radiasi Phantom Jaringan Lemak dan Phantom Standar terhadap Kenaikan kV pada 200 mAs

4.6. Faktor Koreksi

Nilai faktor koreksi dihitung setelah didapatkan data hasil korelasi. Perhitungan faktor koreksi dilakukan pada intensitas phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm, 5 cm dan 8 cm. Acuan nilai intensitas adalah dari phantom standar, penambahan phantom jaringan lemak pada ketebalan 2 cm, 5 cm dan 8 cm menyebabkan terjadinya penurunan nilai intensitas dibandingkan nilai intensitas acuan pada phantom standar.

Nilai intensitas sebelum dan sesudah melewati materi phantom standar digunakan sebagai acuan, kemudian ditambahkan phantom jaringan lemak dengan ketebalan berbeda pada phantom standar untuk mengetahui nilai intensitas setelah melewati kedua phantom tersebut, dari pengukuran intensitas ini akan didapatkan nilai faktor koreksi. Faktor koreksi digunakan untuk mengidentifikasi ketebalan lemak sehingga mendekati nilai standar yang ditunjukkan pada table 4.5.

Tabel 4.5 Faktor Koreksi Intensitas Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar

Arus.waktu (mAs)	Ketebalan Phantom Lemak (cm)	Nilai Rata-rata Intensitas (I) (μSV)	Faktpr koreksi
125	2	1.010981	1.402
	5	0.58038	1.832
	8	0.3318	2.079
200	2	1.617843	2.243
	5	0.928759	2.932
	8	0.533175	3.328

Penambahan phantom jaringan lemak menyebabkan terjadinya penurunan intensitas sebesar 0.642 pada nilai 125 mAs dengan kV yang bervariasi antara 90 – 117 kV dengan menaikkan nilai mAs menjadi 200 maka penurunan intensitas sebesar 1.027.

4.7. Pengambilan Data Hasil gambar dengan parameter CNR

Dengan penambahan phantom lemak menyebabkan intensitas mengalami penurunan. Penurunan intensitas menyebabkan kualitas gambar menjadi terdisporsi, gambar menjadi nampak kurang jelas, untuk mengukur ketajaman gambar digunakan parameter CNR (Contrast to noise ratio). Kontras merupakan ukuran seberapa jauh sinyal dapat dibedakan dengan latar. Semakin besar nilai kontras maka sinyal akan semakin mudah dibedakan dengan latar

setelah parameter CNR diketahui dan untuk meningkatkan kualitas gambar peneliti menggunakan metode CLAHE

4.8. Pengambilan Data CNR pada Phantom Standar

Pengujian karakteristik phantom standar dilakukan untuk mengetahui karakteristik nilai CNR pada tiap-tiap kenaikan tegangan kV. Phantom standar digunakan sebagai acuan nilai CNR. Hasil pengujian pada phantom standar menunjukkan CNR bernilai 66 - 81 pada 125 mAs dan CNR bernilai 85 - 92 pada 200 mAs. Kenaikan nilai mAs menyebabkan nilai CNR juga semakin naik, artinya semakin besar nilai CNR semakin mudah dibedakan dengan latar.

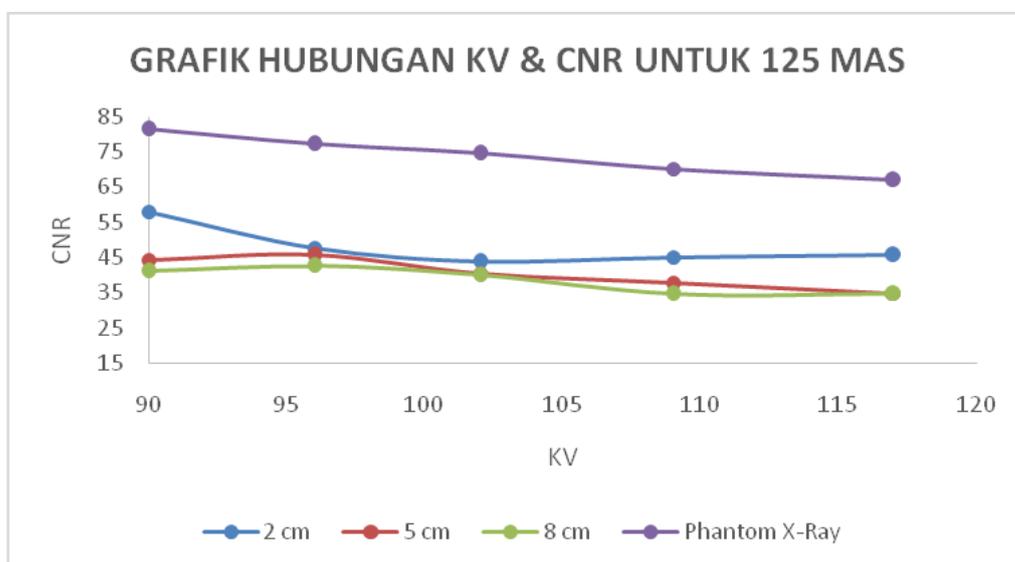
Tabel 4.6 Nilai CNR pada Phantom Standar

Arus.waktu (mAs)	Tegangan (kV)	CNR Phantom Standar			Mean CNR Phantom Standar
		I	II	III	
125	90	81.01	81.11	82.10	81.40
	96	80.38	76.62	74.74	77.25
	102	71.15	71.63	80.70	74.49
	109	70.06	69.47	71.06	70.20
	117	68.03	67.82	64.83	66.89
200	90	91.89	91.44	90.90	91.41
	96	90.73	89.49	90.40	90.20
	102	88.49	89.02	89.06	88.86
	109	87.63	86.44	86.77	86.95
	117	86.76	85.39	85.06	85.74

4.9. Pengambilan Data CNR dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar

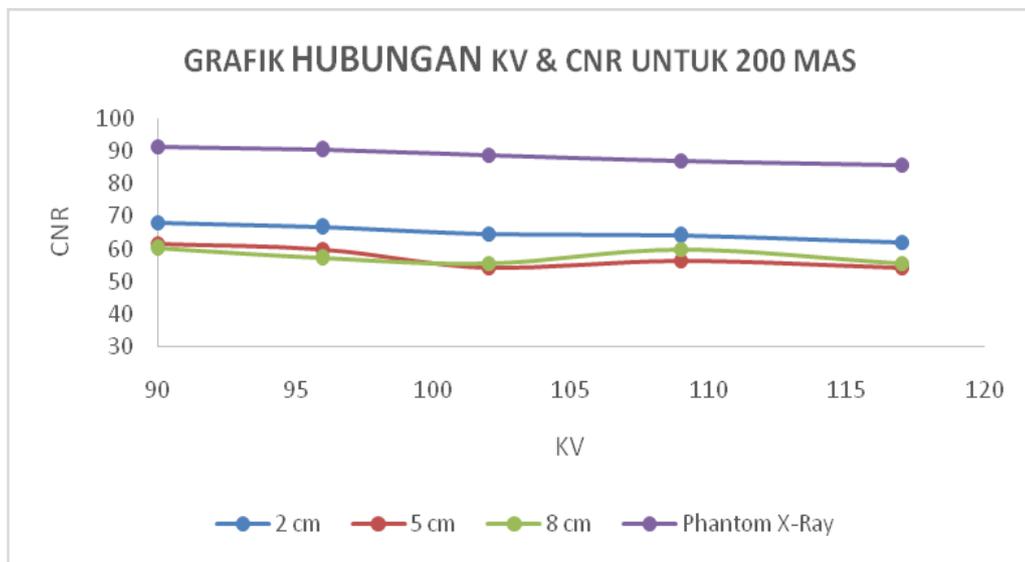
Nilai CNR pada phantom jaringan lemak perlu diukur untuk mengetahui seberapa besar pengaruh phantom jaringan lemak mempengaruhi nilai CNR terhadap phantom standar. Pengujian dilakukan dengan cara menambahkan phantom jaringan lemak dengan variasi ketebalan 2 cm, 5 cm dan 8 cm pada jarak 150 cm pada phantom standar, hasil pengujian setelah penambahan phantom jaringan lemak dengan ketebalan berbeda pada phantom standar ditunjukkan pada tabel 4.7.

Pada setting digital X-ray 125 mAs nilai CNR pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm didapatkan nilai antara 43 – 58, pada ketebalan 5 cm berkisar antara 34 – 45 terdapat penurunan nilai CNR dengan rata-rata 7.44, sedangkan pada ketebalan 8 cm berkisar antara 34 – 41 terdapat penurunan nilai CNR dengan rata-rata 9.52 terhadap ketebalan phantom jaringan lemak 2 cm.



Gambar 4.7 Hasil Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar pada 125 mAs

Pada setting digital X-ray 200 mAs nilai CNR pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm didapatkan nilai antara 62 – 68, pada ketebalan 5 cm berkisar antara 54 – 61 terdapat penurunan nilai CNR dengan rata-rata 7.77, sedangkan pada ketebalan 8 cm berkisar antara 55 – 60 terdapat penurunan nilai CNR dengan rata-rata 7.43 terhadap ketebalan phantom jaringan lemak 2 cm.



Gambar 4.8 Hasil Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar pada 200 mAs

Tabel 4.7 Nilai CNR dengan Penambahan Phantom Jaringan Lemak pada Phantom Standar

Arus.waktu (mAs)	Tegangan (kV)	Nilai CNR Tebal 2 CM			Mean CNR 2 cm	Nilai CNR Tebal 5 CM			Mean CNR 5 cm	Nilai CNR Tebal 8 CM			Mean CNR 8 cm
		I	II	III		I	II	III		I	II	III	
125	90	61.64	55.63	56.93	58.07	46.86	41.14	45.13	44.38	41.97	42.06	39.22	41.09
	96	59.83	38.48	44.94	47.75	47.70	38.09	51.20	45.66	49.55	39.08	39.12	42.58
	102	46.06	43.89	41.39	43.78	37.32	38.26	45.69	40.42	37.53	44.19	37.90	39.87
	109	48.81	45.66	40.51	44.99	41.81	39.50	32.37	37.89	32.27	36.47	34.81	34.52
	117	50.19	43.36	43.48	45.68	38.73	34.49	30.94	34.72	37.06	34.19	32.32	34.52
200	90	72.32	66.87	64.88	68.02	63.23	61.70	59.52	61.48	56.03	60.43	63.65	60.04
	96	70.73	61.23	67.48	66.48	64.10	58.94	56.76	59.93	54.61	57.99	58.62	57.07
	102	65.98	64.19	63.57	64.58	54.20	55.85	53.01	54.35	52.33	54.63	59.46	55.47
	109	61.20	62.40	68.33	63.98	56.46	56.59	55.98	56.35	61.77	60.66	57.37	59.93
	117	60.44	62.42	63.28	62.05	53.76	50.66	58.09	54.17	55.16	54.03	57.15	55.45

Penambahan phantom jaringan lemak pada phantom standar menyebabkan terjadinya penurunan kualitas gambar yang dilihat dari nilai CNR. pada percobaan 125 mAs dengan kV bervariasi didapatkan nilai error berkisar antara 25 – 35 sedangkan pada percobaan 200 mAs dengan kV bervariasi didapatkan nilai error berkisar antara 23 – 31. Penurunan nilai CNR lebih dari 25 menunjukkan kualitas gambar yang buruk

Tabel 4.8 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar

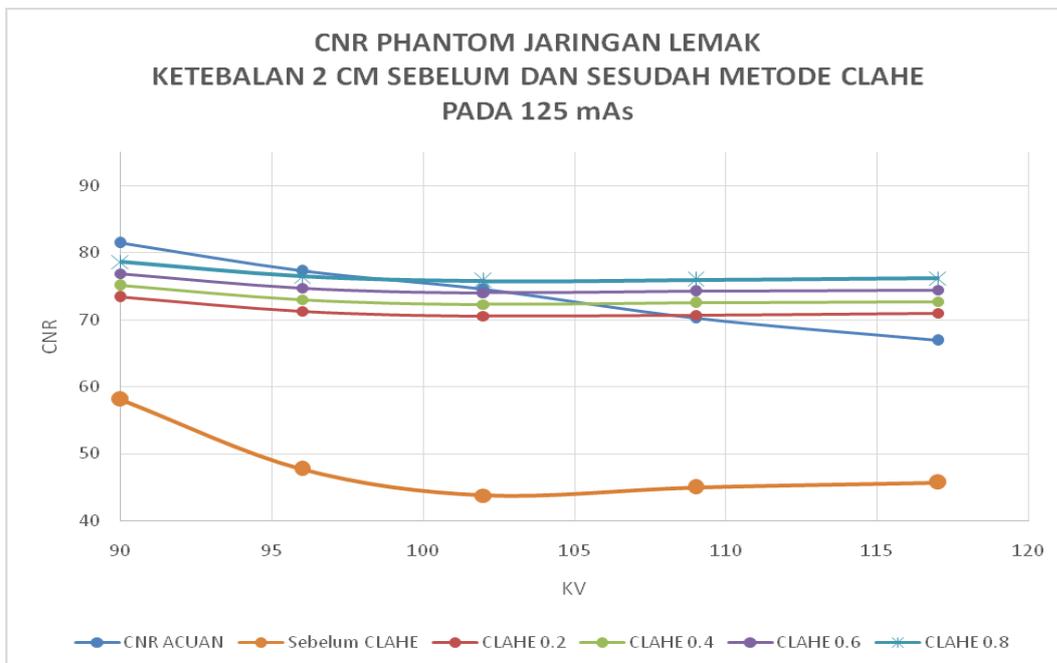
Arus.waktu (mAs)	Ketebalan Phantom Lemak (cm)	Nilai Rata-rata CNR	Error
		Phantom Standar = 74.05	
125	2	48.0588	25.9918
	5	40.6209	33.4297
	8	38.5205	35.5301
		Phantom Standar = 88.04	
200	2	65.028	23.6083
	5	57.2611	31.3752
	8	57.5971	31.0392

4.10. Hasil Pengujian Metode CLAHE pada Phantom Jaringan Lemak dengan Ketebalan 2 cm

Metode CLAHE digunakan untuk perbaikan kualitas gambar dengan cara mengubah parameter α untuk menaikkan nilai CNR phantom jaringan lemak untuk perbaikan nilai CNR terhadap phantom standar. Hasil perbandingan nilai CNR pengujian phantom jaringan lemak terhadap phantom standar ketebalan 2 cm sebelum dan sesudah metode CLAHE pada 125 mAs ditunjukkan pada Gambar 4.9, pada setting digital X-ray 125 mAs nilai CNR sebelum CLAHE bernilai antara 45 - 58, setelah menggunakan metode CLAHE nilai CNR mengalami kenaikan, pada CLAHE $\alpha = 0.2$ nilai CNR bernilai antara 70 – 73 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 23.2, pada

CLAHE $\alpha = 0.4$ nilai CNR bernilai antara 72 – 75 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 25, pada CLAHE $\alpha = 0.6$ nilai CNR bernilai antara 74 – 76 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 26.7, pada CLAHE $\alpha = 0.8$ nilai CNR bernilai antara 76 – 78 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 28.5.

Jika dilihat pada CNR acuan yang bernilai antara 66 – 81 maka nampak bahwa metode CLAHE $\alpha = 0.4$ dapat menaikkan nilai CNR mendekati nilai CNR acuan, saat setting nilai kV lebih dr 100 nilai CLAHE $\alpha = 0.6$ mampu meningkatkan nilai CNR melebihi CNR acuan.

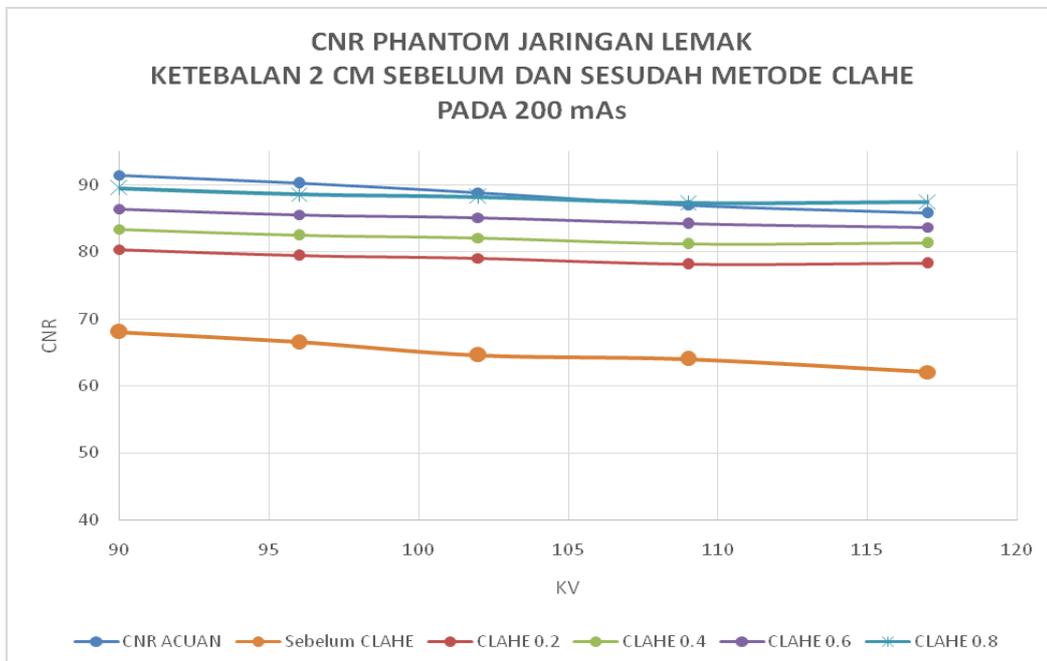


Gambar 4.9 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 2 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs

Pada gambar 4.10 setting digital X-ray 200 mAs nilai CNR sebelum CLAHE bernilai antara 62 - 68, setelah menggunakan metode CLAHE nilai CNR mengalami kenaikan, pada CLAHE $\alpha = 0.2$ nilai CNR bernilai antara 78 – 80 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 13.9, pada CLAHE

$\alpha = 0.4$ nilai CNR bernilai antara 81 – 83 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 17, pada CLAHE $\alpha = 0.6$ nilai CNR bernilai antara 83 – 86 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 19.9, pada CLAHE $\alpha = 0.8$ nilai CNR bernilai antara 87 – 89 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 23.1.

Jika dilihat pada CNR acuan yang bernilai antara 85 – 91 maka nampak bahwa metode CLAHE $\alpha = 0.6$ dapat menaikkan nilai CNR mendekati nilai CNR acuan, saat setting nilai kV lebih dr 110 nilai CLAHE $\alpha = 0.8$ mampu meningkatkan nilai CNR melebihi CNR acuan.



Gambar 4.10 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 2 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 200 mAs

Penambahan phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm pada phantom standar menyebabkan terjadinya penurunan kualitas gambar yang dilihat dari nilai CNR. Hasil pengujian metode CLAHE pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm ditunjukkan pada Tabel 4.9.

Tabel 4.9 Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Ketebalan 2 cm dengan Metode CLAHE

Nilai CNR Phantom Jaringan Lemak Ketebalan 2 CM

Arus.w aktu (mAs)	Teg ang an (kV)	$\alpha = 0.2$			Mean	$\alpha = 0.4$			Mean	$\alpha = 0.6$			Mean	$\alpha = 0.8$			Mean
		I	II	III	$\alpha = 0.2$	I	II	III	$\alpha = 0.4$	I	II	III	$\alpha = 0.6$	I	II	III	$\alpha = 0.8$
125	90	73.96	72.93	73.16	73.35	75.70	74.68	74.91	75.10	77.45	76.42	76.65	76.84	79.20	78.17	78.40	78.59
	96	73.66	69.24	70.80	71.23	75.41	70.99	72.54	72.98	77.15	72.74	74.29	74.73	78.90	74.49	76.04	76.47
	102	71.04	70.56	69.97	70.53	72.79	72.31	71.72	72.27	74.54	74.05	73.47	74.02	76.28	75.80	75.21	75.77
	109	71.42	70.95	69.76	70.71	73.16	72.70	71.51	72.46	74.91	74.45	73.25	74.20	76.66	76.19	75.00	75.95
	117	71.90	70.44	70.47	70.94	73.65	72.19	72.21	72.68	75.39	73.93	73.96	74.43	77.14	75.68	75.71	76.18
200	90	82.37	79.52	79.08	80.32	85.41	82.56	82.13	83.37	88.46	85.61	85.18	86.42	91.51	88.66	88.22	89.46
	96	80.31	78.23	79.65	79.40	83.36	81.26	82.69	82.44	86.40	84.33	85.74	85.49	89.45	87.38	88.79	88.54
	102	79.32	78.93	78.79	79.01	82.37	81.98	81.83	82.06	85.42	85.02	84.88	85.11	88.47	88.07	87.93	88.15
	109	78.23	78.52	77.51	78.08	81.28	81.56	80.55	81.13	84.32	84.61	83.60	84.18	87.37	87.66	86.65	87.22
	117	77.42	78.52	78.72	78.22	80.47	81.57	81.77	81.27	81.52	84.61	84.81	83.65	86.57	87.66	87.86	87.36

Metode CLAHE dengan parameter α digunakan untuk menaikkan nilai CNR, pada Tabel 4.10 menunjukkan nilai error untuk ketebalan phantom jaringan lemak 2 cm terhadap phantom standar pada percobaan 125 mAs didapatkan nilai error paling kecil dengan CLAHE $\alpha = 0.4$ bernilai 0.94 sedangkan pada percobaan 200 mAs didapatkan nilai error paling kecil dengan CLAHE $\alpha = 0.8$ bernilai 0.48

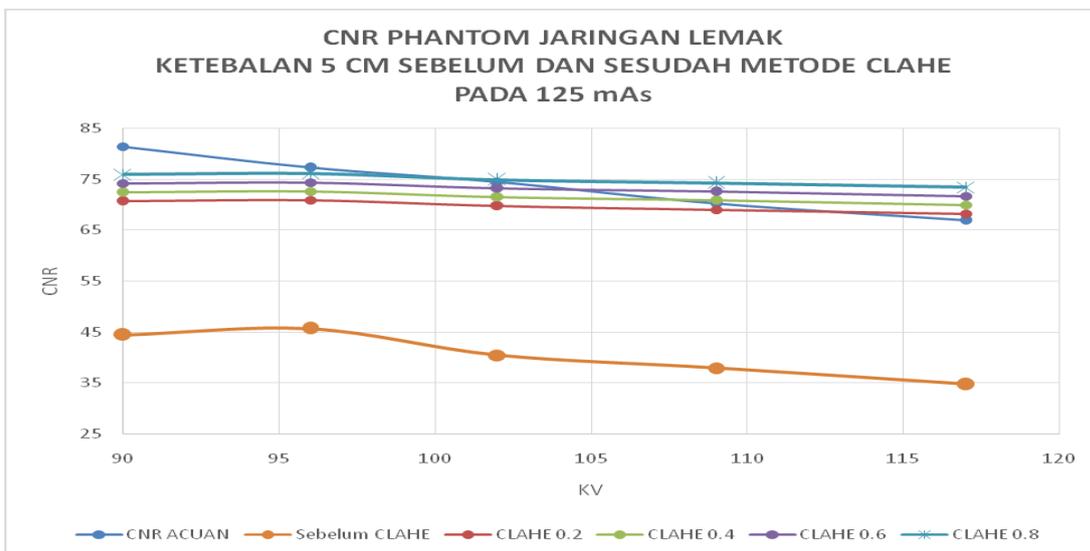
Tabel 4.10 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar dengan Ketebalan 2 cm

Arus.waktu (mAs)	CLAHE	Mean CNR setelah metode CLAHE Ketebalan Phantom Lemak 2 cm	Error
		Phantom Standar = 74.05	
125	$\alpha = 0.2$	71.355	2.6952
	$\alpha = 0.4$	73.10223	0.947774
	$\alpha = 0.6$	74.84903	-0.79903
	$\alpha = 0.8$	76.59583	-2.54583
		Phantom Standar = 88.04	
200	$\alpha = 0.2$	79.012	9.6241
	$\alpha = 0.4$	82.059	6.58094
	$\alpha = 0.6$	84.97253	3.667474
	$\alpha = 0.8$	88.15266	0.48734

4.11. Hasil Pengujian Metode CLAHE pada Phantom Jaringan Lemak dengan Ketebalan 5 cm

Hasil perbandingan nilai CNR pengujian phantom jaringan lemak terhadap phantom standar ketebalan 5 cm sebelum dan sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs ditunjukkan pada Gambar 4.11, pada setting digital X-ray 125 mAs nilai CNR sebelum CLAHE bernilai antara 34 - 44, setelah menggunakan metode CLAHE nilai CNR mengalami kenaikan, pada CLAHE $\alpha = 0.2$ nilai CNR bernilai antara 68 – 70 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 29, pada CLAHE $\alpha = 0.4$ nilai CNR bernilai antara 69 – 72 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 30, pada CLAHE $\alpha = 0.6$ nilai CNR bernilai antara 71 – 74 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 32.5, pada CLAHE $\alpha = 0.8$ nilai CNR bernilai antara 73 – 75 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 34.3.

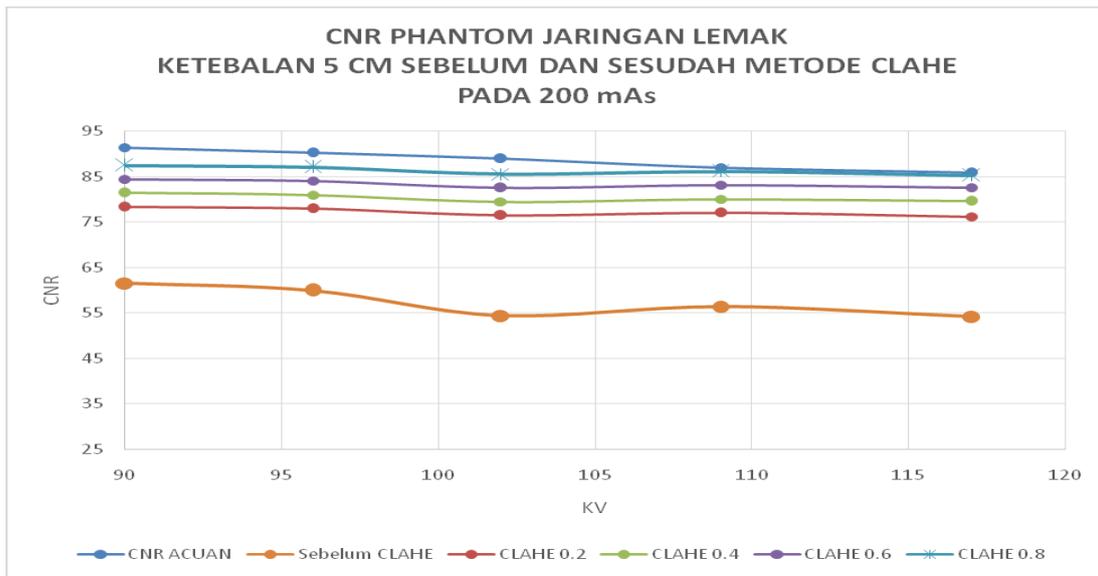
Jika dilihat pada CNR acuan yang bernilai antara 66 – 81 maka nampak bahwa metode CLAHE $\alpha = 0.6$ dapat menaikkan nilai CNR mendekati nilai CNR acuan, saat setting nilai kV lebih dr 95 nilai CLAHE $\alpha = 0.8$ mampu meningkatkan nilai CNR melebihi CNR acuan.



Gambar 4.11 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 5 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs

Pada gambar 4.12 setting digital X-ray 200 mAs nilai CNR sebelum CLAHE bernilai antara 54 - 61, setelah menggunakan metode CLAHE nilai CNR mengalami kenaikan, pada CLAHE $\alpha = 0.2$ nilai CNR bernilai antara 76 - 78 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 19.8, pada CLAHE $\alpha = 0.4$ nilai CNR bernilai antara 79 - 81 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 22.9, pada CLAHE $\alpha = 0.6$ nilai CNR bernilai antara 82 - 84 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 26, pada CLAHE $\alpha = 0.8$ nilai CNR bernilai antara 85 - 87 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 29.

Jika dilihat pada CNR acuan yang bernilai antara 85 - 91 maka nampak bahwa metode CLAHE $\alpha = 0.6$ dapat menaikkan nilai CNR mendekati nilai CNR acuan, saat setting nilai kV lebih dr 110 nilai CLAHE $\alpha = 0.8$ mampu meningkatkan nilai CNR melebihi CNR acuan.



Gambar 4.12 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 5 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 200 mAs

Penambahan phantom jaringan lemak dengan ketebalan 2 cm pada phantom standar menyebabkan terjadinya penurunan kualitas gambar yang dilihat dari nilai CNR. Hasil pengujian metode CLAHE pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 5 cm ditunjukkan pada Tabel 4.11.

Tabel 4.11 Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Ketebalan 5 cm dengan Metode CLAHE

Nilai CNR Phantom Jaringan Lemak Ketebalan 5 CM

Arus.w aktu (mAs)	Teg ang an (kV)	$\alpha = 0.2$			Mean	$\alpha = 0.4$			Mean	$\alpha = 0.6$			Mean	$\alpha = 0.8$			Mean
		I	II	III	$\alpha = 0.2$	I	II	III	$\alpha = 0.4$	I	II	III	$\alpha = 0.6$	I	II	III	$\alpha = 0.8$
125	90	71.22	69.91	70.84	70.66	72.96	71.66	72.59	72.40	74.71	73.41	74.33	74.15	76.46	75.15	76.08	75.90
	96	71.39	69.14	72.10	70.88	73.14	70.89	73.85	72.63	74.89	72.64	75.59	74.37	76.63	74.38	77.34	76.12
	102	68.94	69.19	70.96	69.70	70.69	70.94	72.71	71.44	72.43	72.68	74.45	73.19	74.18	74.43	76.20	74.94
	109	70.07	69.51	67.52	69.03	71.82	71.25	69.26	70.78	73.57	73.00	71.01	72.53	75.31	74.75	72.76	74.27
	117	69.31	68.15	67.06	68.17	71.06	69.90	68.81	69.92	72.80	71.64	70.56	71.67	74.55	73.39	72.30	73.41
200	90	78.71	78.35	77.81	78.29	81.75	81.40	80.86	81.34	84.80	84.44	83.91	84.38	87.85	87.49	86.95	87.43
	96	78.91	77.66	77.09	77.89	81.95	80.71	80.13	80.93	85.00	83.76	83.18	83.98	88.05	86.80	86.23	87.03
	102	76.37	76.84	76.01	76.40	79.41	79.88	79.06	79.45	82.46	82.93	82.10	82.50	85.51	85.98	85.15	85.54
	109	77.01	77.04	76.87	76.97	80.05	80.09	79.92	80.02	83.10	83.14	82.97	83.07	86.15	86.18	86.01	86.11
	117	75.69	75.27	77.44	76.14	79.74	78.32	80.49	79.52	82.78	81.37	83.54	82.56	84.83	84.41	86.58	85.28

Metode CLAHE dengan parameter α digunakan untuk menaikkan nilai CNR, pada Tabel 4.12 menunjukkan nilai error untuk ketebalan phantom jaringan lemak 5 cm terhadap phantom standar pada percobaan 125 mAs didapatkan nilai error paling kecil dengan CLAHE $\alpha = 0.6$ bernilai 0.86 sedangkan pada percobaan 200 mAs didapatkan nilai error paling kecil dengan CLAHE $\alpha = 0.8$ bernilai 2.3.

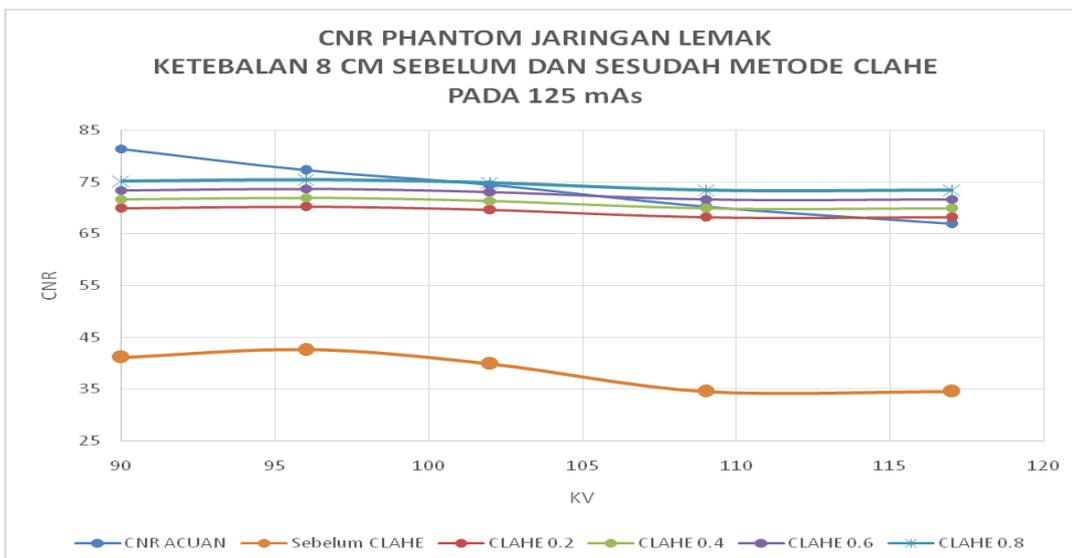
Tabel 4.12 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar dengan Ketebalan 5 cm

Arus.waktu (mAs)	CLAHE	Mean CNR setelah metode CLAHE Ketebalan Phantom Lemak 5 cm	Error
		Phantom Standar = 74.05	
125	$\alpha = 0.2$	69.692	4.3584
	$\alpha = 0.4$	71.43907	2.610926
	$\alpha = 0.6$	73.18587	0.864126
	$\alpha = 0.8$	74.93267	-0.88267
		Phantom Standar = 88.04	
200	$\alpha = 0.2$	77.143	11.494
	$\alpha = 0.4$	80.256	8.384032
	$\alpha = 0.6$	83.30277	5.337232
	$\alpha = 0.8$	86.2829	2.3571

4.12. Hasil Pengujian Metode CLAHE pada Phantom Jaringan Lemak dengan Ketebalan 8 cm

Hasil perbandingan nilai CNR pengujian phantom jaringan lemak terhadap phantom standar ketebalan 8 cm sebelum dan sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs ditunjukkan pada Gambar 4.13, pada setting digital X-ray 125 mAs nilai CNR sebelum CLAHE bernilai antara 34 - 41, setelah menggunakan metode CLAHE nilai CNR mengalami kenaikan, pada CLAHE $\alpha = 0.2$ nilai CNR bernilai antara 68 – 69 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 30.6, pada CLAHE $\alpha = 0.4$ nilai CNR bernilai antara 69 – 71 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 32.4, pada CLAHE $\alpha = 0.6$ nilai CNR bernilai antara 71 – 73 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 34.1, pada CLAHE $\alpha = 0.8$ nilai CNR bernilai antara 73 – 75 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 35.9.

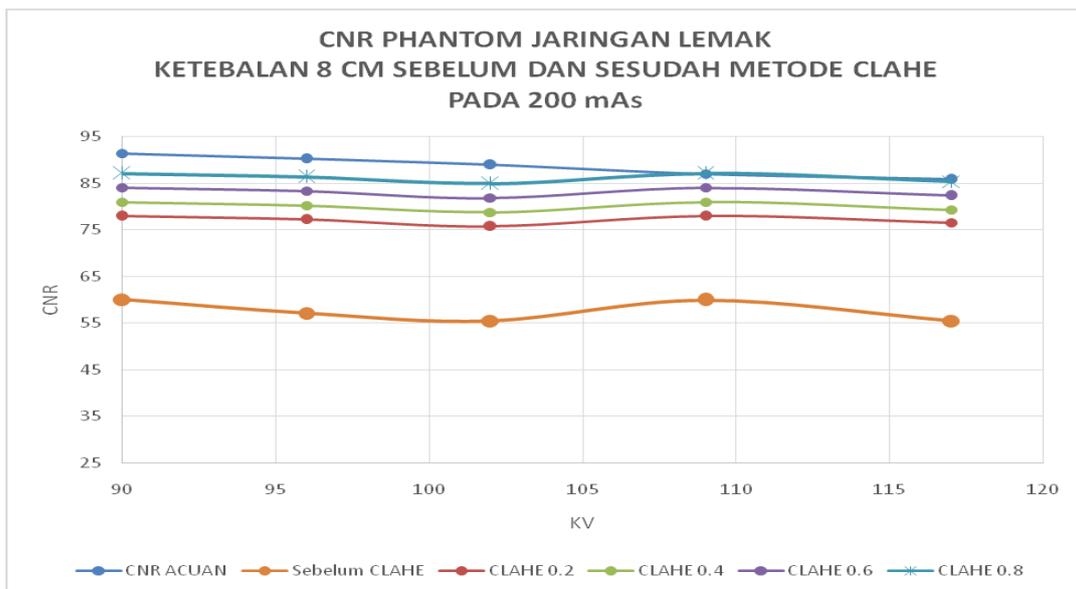
Jika dilihat pada CNR acuan yang bernilai antara 66 – 81 maka nampak bahwa metode CLAHE $\alpha = 0.6$ dapat menaikkan nilai CNR mendekati nilai CNR acuan, saat setting nilai kV lebih dr 100 nilai CLAHE $\alpha = 0.8$ mampu meningkatkan nilai CNR melebihi CNR acuan.



Gambar 4.13 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 8 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 125 mAs

Pada gambar 4.14 setting digital X-ray 200 mAs nilai CNR sebelum CLAHE bernilai antara 55 - 60, setelah menggunakan metode CLAHE nilai CNR mengalami kenaikan, pada CLAHE $\alpha = 0.2$ nilai CNR bernilai antara 76 - 77 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 19.4, pada CLAHE $\alpha = 0.4$ nilai CNR bernilai antara 79 - 80 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 22.4, pada CLAHE $\alpha = 0.6$ nilai CNR bernilai antara 82 - 84 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 25.4, pada CLAHE $\alpha = 0.8$ nilai CNR bernilai antara 85 - 87 terdapat kenaikan nilai CNR dengan rata-rata 28.5.

Jika dilihat pada CNR acuan yang bernilai antara 85 - 91 maka nampak bahwa metode CLAHE $\alpha = 0.8$ dapat menaikkan nilai CNR mendekati nilai CNR acuan.



Gambar 4.14 Perbandingan Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar ketebalan 8 cm Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE pada 200 mAs

Penambahan phantom jaringan lemak dengan ketebalan 8 cm pada phantom standar menyebabkan terjadinya penurunan kualitas gambar yang dilihat dari nilai CNR Hasil pengujian metode CLAHE pada phantom jaringan lemak dengan ketebalan 8 cm ditunjukkan pada Tabel 4.13.

Tabel 4.13 Nilai CNR Pengujian Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Ketebalan 8 cm dengan Metode CLAHE

Nilai CNR Phantom Jaringan Lemak Ketebalan 8 CM																	
Arus.w aktu (mAs)	Teg ang an (kV)	$\alpha = 0.2$			Mean $\alpha = 0.2$	$\alpha = 0.4$			Mean $\alpha = 0.4$	$\alpha = 0.6$			Mean $\alpha = 0.6$	$\alpha = 0.8$			Mean $\alpha = 0.8$
		I	II	III		I	II	III		I	II	III		I	II	III	
125	90	70.11	70.13	69.44	69.89	71.86	71.88	71.18	71.64	73.61	73.63	72.93	73.39	75.35	75.37	74.65	75.13
	96	71.77	69.40	69.41	70.19	73.52	71.14	71.16	71.94	75.27	72.89	72.90	73.69	77.01	74.64	74.65	75.43
	102	68.99	70.63	69.09	69.57	70.74	72.37	70.84	71.32	72.49	74.12	72.59	73.06	74.23	75.87	74.33	74.81
	109	67.48	68.71	68.24	68.15	69.23	70.46	69.99	69.89	70.98	72.20	71.74	71.64	72.72	73.95	73.48	73.39
	117	68.87	68.06	67.50	68.14	70.62	69.81	69.25	69.89	72.36	71.56	70.99	71.64	74.11	73.30	72.74	73.38
200	90	76.89	78.04	78.80	77.91	79.93	81.08	81.85	80.96	82.98	84.13	84.90	84.00	86.03	87.18	87.95	87.05
	96	76.48	77.42	77.58	77.16	79.53	80.46	80.63	80.21	82.58	83.51	83.68	83.25	85.62	86.56	86.72	86.30
	102	75.80	76.49	74.87	75.72	78.85	79.54	77.92	78.77	81.90	82.58	80.97	81.82	84.94	85.63	84.01	84.86
	109	78.36	78.10	77.25	77.90	81.41	81.14	80.30	80.95	84.46	84.19	83.35	84.00	87.50	87.24	86.39	87.04
	117	76.15	76.32	77.19	76.55	78.20	79.36	80.24	79.27	81.24	82.41	83.29	82.31	84.29	85.46	86.33	85.36

Metode CLAHE dengan parameter α digunakan untuk menaikkan nilai CNR, pada Tabel 4.14 menunjukkan nilai error untuk ketebalan phantom jaringan lemak 8 cm terhadap phantom standar pada percobaan 125 mAs didapatkan nilai error paling kecil dengan CLAHE $\alpha = 0.6$ bernilai 1.36 sedangkan pada percobaan 200 mAs didapatkan nilai error paling kecil dengan CLAHE $\alpha = 0.8$ bernilai 2.51.

Tabel 4.14 Nilai Error untuk CNR Phantom Jaringan Lemak terhadap Phantom Standar dengan Ketebalan 8 cm

Arus.waktu (mAs)	CLAHE	Mean CNR	Error
		setelah metode CLAHE Ketebalan Phantom Lemak 8 cm	
		Phantom Standar = 74.05	
125	$\alpha = 0.2$	69.194	4.8562
	$\alpha = 0.4$	70.94125	3.108748
	$\alpha = 0.6$	72.68805	1.361948
	$\alpha = 0.8$	74.43303	-0.38303
		Phantom Standar = 88.04	
200	$\alpha = 0.2$	77.054	11.582
	$\alpha = 0.4$	80.035	8.605094
	$\alpha = 0.6$	83.08171	5.558294
	$\alpha = 0.8$	86.12851	2.511494

4.13. Nilai CNR Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE

Nilai CNR sebelum dan sesudah Metode CLAHE digunakan untuk mendapatkan nilai CNR yang mendekati nilai CNR phantom standar, bisa dilihat pada Tabel 4.15

Tabel 4.15 Perbandingan Nilai CNR Phantom Jaringan Lemak Terhadap Phantom Standar Sebelum dan Sesudah Metode CLAHE

Arus. waktu (mAs)	Ketebalan Phantom Lemak (cm)	Error Sebelum CLAHE	Error Sesudah CLAHE			
			$\alpha = 0.2$	$\alpha = 0.4$	$\alpha = 0.6$	$\alpha = 0.8$
125	2	25.99	2.69	0.94	-0.79	-2.54
	5	33.42	4.35	2.61	0.86	-0.88
	8	35.53	4.85	3.10	1.36	-0.38
200	2	23.60	9.62	6.58	3.66	0.48
	5	31.37	11.49	8.38	5.33	2.35
	8	31.03	11.58	8.60	5.55	2.51

Pengukuran nilai CNR Phantom jaringan lemak terhadap phantom standar sebelum metode CLAHE didapatkan nilai error yang besar, setelah metode CLAHE nilai error pada 125 mAs dengan $\alpha = 0.4$ pada ketebalan 2 cm sebesar 0.94, $\alpha = 0.6$, pada ketebalan 5 cm sebesar 0.86 dan $\alpha = 0.6$, pada ketebalan 8 cm sebesar 1.3, sedangkan pada 200 mAs dengan $\alpha = 0.8$ pada ketebalan 2 cm sebesar 0.48, pada ketebalan 5 cm sebesar 2.35 dan pada ketebalan 8 cm sebesar 2.5.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil yang telah didapatkan serta meninjau kembali permasalahan, batasan dan tujuan penelitian, dapat dirumuskan kesimpulan dalam penelitian yaitu :

1. Dari penelitian ini dihasilkan nilai faktor koreksi untuk intersitas sinar-X phantom jaringan lemak terhadap phantom standar pada 125 mAs sebesar 1.402 untuk ketebalan 2 cm, 1.832 untuk ketebalan 5 cm dan 2.079 pada ketebalan 8 cm, pada 200 mAs sebesar 2.243 untuk ketebalan 2 cm, 2.932 untuk ketebalan 5 cm dan 3.328 pada ketebalan 8 cm.
2. Metode CLAHE digunakan untuk perbaikan kualitas gambar dengan cara mengubah parameter α untuk memperbaiki nilai CNR pada phantom jaringan lemak terhadap phantom standar.
3. Pengukuran nilai CNR phantom jaringan lemak terhadap phantom standar sebelum metode CLAHE didapatkan nilai error yang besar, setelah metode CLAHE nilai error pada 125 mAs dengan $\alpha = 0.4$ pada ketebalan 2 cm sebesar 0.94, $\alpha = 0.6$ pada ketebalan 5 cm sebesar 0.86 dan $\alpha = 0.6$ pada ketebalan 8 cm sebesar 1.3 sedangkan pada 200 mAs dengan $\alpha = 0.8$ pada ketebalan 2 cm sebesar 0.48 pada ketebalan 5 cm sebesar 2.35 dan pada ketebalan 8 cm sebesar 2.5.
4. Semakin besar nilai error yg disebabkan phantom jaringan lemak yang semakin tebal, maka dibutuhkan nilai parameter α yang semakin tinggi untuk dapat mengoreksi faktor errornya.

5.2 Saran

Berikut ini adalah beberapa saran yang direkomendasikan untuk keberlanjutan penelitian selanjutnya :

1. Phantom jaringan lemak pada penelitian ini menggunakan ketebalan 2 cm, 5 cm dan 8 cm, diharapkan pada penelitian berikutnya ketebalan lebih bervariasi.
2. Penelitian ini menggunakan variasi dosimetri antara 90-120 kV dan 125-200 mAs, pada penelitian berikutnya dapat dikombinasikan lebih banyak nilai kV dan mAs.
3. Menggunakan variasi jarak penyinaran untuk faktor eksposi.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] R. Davidson, “Digital Radiography and Its Limitations.” pp. 56–67, 2002.
- [2] F. Dammann, F. Bootz, M. Cohnen, S. Haßfeld, M. Tatagiba, and S. Kösling, “Diagnostic Imaging Modalities in Head and Neck Disease,” *Dtsch. Arztebl. Int.*, vol. 111, 2014.
- [3] T. Vo-Dinh, *Biomedical Photonics Handbook: Biomedical Diagnostics*, 2nd ed. CRC Press, 2016.
- [4] G. Fruhbeck and J. Gomez-Ambrosi, “Adipose tissue,” *Encyclopedia Hum. Nutr.*, pp. 1–14, 2005.
- [5] X. Xu and K. Eckerman, *Handbook of anatomical models for radiation dosimetry.*, vol. 30, no. 8. 2010.
- [6] C. J. Martin, “Effective dose: How should it be applied to medical exposures?,” *Br. J. Radiol.*, vol. 80, no. 956, pp. 639–647, 2007.
- [7] L. R. Carucci, “Imaging obese patients: Problems and solutions,” *Abdom. Imaging*, vol. 38, no. 4, pp. 630–646, 2013.
- [8] K. M. Flegal, M. D. Carroll, C. L. Ogden, and L. R. Curtin, “Prevalence and Trends in Obesity Among US Adults , 1999-2008,” *J. Am. Med. Assoc.*, vol. 303, no. 3, pp. 235–241, 2010.
- [9] M. Uffmann and C. Schaefer-Prokop, “Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose,” *Eur. J. Radiol.*, vol. 72, no. 2, pp. 202–208, 2009.
- [10] M. Kato, *Electromagnetics in Biology*. Springer, 2006.
- [11] K. P. Hermann, L. Geworski, T. Hatzky, R. Lietz, and D. Harder, “Muscle- and fat-equivalent polyethylene-based phantom materials for X-ray dosimetry at tube voltages below 100 kV,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 31, no. 9, p. 1041, 1986.
- [12] C. Guy and D. Ffytche, *An Introduction to The Principles of Medical Imaging*, Revised Ed. Imperial College Press, 2005.
- [13] M. S. Farvid, T. W. K. Ng, D. C. Chan, P. H. R. Barrett, and G. F. Watts, “Association of adiponectin and resistin with adipose tissue compartments, insulin resistance and dyslipidaemia,” *Diabetes. Obes. Metab.*, vol. 7, pp.

406–413, 2005.

- [14] M. G. Urbanchek, E. B. Picken, L. K. Kalliainen, and W. M. Kuzon, “Specific Force Deficit in Skeletal Muscles of Old Rats Is Partially Explained by the Existence of Denervated Muscle Fibers,” *Journals Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 56, no. 5, pp. B191–B197, 2001.
- [15] S. R. Karasu, “Of mind and matter: Psychological dimensions in obesity,” *Am. J. Psychother.*, vol. 66, no. 2, pp. 111–128, 2012.
- [16] K. O. Klein, K. A. Larmore, E. De Lancey, J. M. Brown, R. V. Considine, and S. G. Hassink, “Effect of obesity on estradiol level, and its relationship to leptin, bone maturation, and bone mineral density in children,” *J. Clin. Endocrinol. Metab.*, vol. 83, no. 10, pp. 3469–3475, 1998.
- [17] M. J. Modica, K. M. Kanal, and M. L. Gunn, “The obese emergency patient: imaging challenges and solutions,” *Radiographics*, vol. 31, no. 3, pp. 811–823, 2011.
- [18] R. Puhl, K. D. Brownell, and K. D. B. Bias, “Bias , Discrimination , and Obesity,” *Obes. Res.*, vol. 9, no. 12, 2001.
- [19] A. Reynolds, “Obesity and medical imaging challenges.,” *Radiol. Technol.*, vol. 82, no. 3, pp. 219–39, 2011.
- [20] C. E. Carter and B. L. Vealé, *DIGITAL RADIOGRAPHY AND PACS*. Elsevier, 2010.
- [21] M. Körner, C. H. Weber, S. Wirth, K.-J. Pfeifer, M. F. Reiser, and M. Treitl, “Advances in digital radiography: physical principles and system overview,” *Radiographics*, vol. 27, no. 3, pp. 675–686, 2007.
- [22] M. Freedman, D. Steller, H. Jafroudi, and S. K. Mun, “Quality control of storage phosphor digital radiography systems,” *J. Digit. Imaging*, vol. 8, no. 2, pp. 67–74, 1995.
- [23] E. Samei and M. J. Flynn, “An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems,” *Med. Phys.*, vol. 30, no. 4, pp. 608–622, 2003.
- [24] H.-S. Park and H.-J. Kim, “Measurements and evaluation of the image noise power spectrum for computed radiography,” *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.*, pp. 4378–4383, 2008.

BIODATA PENULIS



Levana Forra Wakidi lahir di Sidoarjo, 25 Pebruari 1986. Penulis merupakan anak pertama dari Wakidi dan Sri Anjar. Penulis memulai pendidikan di SDN Tarik 02 Kec. Tarik Kab. Sidoarjo pada tahun 1992 hingga 1998. Penulis melanjutkan pendidikan di SLTPN 02 Tarik dan lulus pada tahun 2001. Pada tahun yang sama penulis melanjutkan pendidikan di SMAN 1 Krian Sidoarjo hingga lulus tahun 2004. Selepas lulus dari sekolah menengah atas, penulis melanjutkan pendidikan di D3 Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes Surabaya pada tahun 2004 hingga 2008. Meneruskan pendidikan kembali di D4 Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes Surabaya pada tahun 2009 hingga 2010. Pada tahun 2016 melalui program Tugas Belajar Badan PPSDM Kementerian Kesehatan RI, penulis melanjutkan program magister di Jurusan Teknik Fisika ITS Surabaya. Penulis dapat dihubungi melalui email lep.forra@gmail.com.

