

**SKRIPSI FISIKA**



**ANALISIS PENGARUH PARAMETER TEGANGAN DAN KUAT ARUS  
TERHADAP DOSIS RADIASI CT SCAN**

**OLEH :**

**HARJUM  
H 211 04 034**

|                        |                 |
|------------------------|-----------------|
| PERPUSTAKAAN PUSAT UNM |                 |
| Tgl. Terima            | 05 Agustus 2009 |
| Asal dari              | MIPA            |
| Banyaknya              | 1               |
| Revisi                 | Hadiah          |
| No Inventaris          | 62              |
|                        | SKR - MP09      |
|                        | HAR - 6         |



**PROGRAM STUDI FISIKA JURUSAN FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS HASANUDDIN  
MAKASSAR  
2009**

**SKRIPSI FISIKA**

**ANALISIS PENGARUH PARAMETER TEGANGAN DAN KUAT  
ARUS TERHADAP DOSIS RADIASI CT SCAN**

“Skripsi untuk melengkapi tugas-tugas dan memenuhi syarat untuk mencapai  
gelar sarjana sains”

**OLEH :**

**H A R J U M**

**H 211 04 034**



**PROGRAM STUDI FISIKA JURUSAN FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS HASANUDDIN  
MAKASSAR**

**2009**



*Lembar Pengesahan*


**“Analisis Pengaruh Parameter Tegangan dan Kuat Arus Terhadap  
Dosis Radiasi CT Scan”**

**OLEH  
HARJUM  
H211 04034**

**Makassar, Agustus 2009**

**Disetujui oleh:**

**Pembimbing Utama**



**Dr. Sri Suryani DEA**  
**NIP : 131 292 070**

**Pembimbing Pertama**



**Dr. Nurlaela rauf, M.Sc**  
**NIP.131 570 877**

## SARI BACAAN

Telah dilakukan penelitian tentang pengaruh parameter tegangan listrik dan kuat arus listrik pada pesawat CT scan terhadap dosis radiasi yang dihasilkan. Penelitian dilakukan di instalasi radiologi RS Wahidin Sudirohusodo dengan menggunakan sampel pasien yang melakukan pemeriksaan kepala. Metode yang digunakan adalah dengan bervariasikan kuat arus listrik dan tegangan listrik, sedangkan dosis diusahakan tetap sesuai nilai batas dosis. Hasil penelitian menunjukkan bahwa perubahan pada tegangan dan kuat arus listrik akan menyebabkan perubahan nilai dosis. Selain itu penggunaan tegangan listrik baik pada orang dewasa maupun anak-anak tidak berbeda, sedangkan untuk mendapatkan dosis yang sesuai untuk anak-anak dan orang dewasa, dilakukan perubahan kuat arus listrik. Lebih jauh lagi diperoleh hasil bahwa penurunan besar tegangan listrik dan kuat arus listrik akan juga menurunkan nilai dosis.

Kata Kunci : Tegangan listrik, kuat arus listrik, CT Scan, dosis.

## ABSTRACT

Have been done research about influence of the parameter of voltage and current intensity CT Scan for radiation dose which are produced. This research was done at The radiology installation of Wahidin Sudiro Husodo hospital what use head of someone whose did examination. Method which are used is varied current intensity and voltage. While dose are kepted to constant in accordance with dose limit value. The result of research is indicate that the change of current intensity and voltage cause change dose value. Besides the use of voltage for adult and children is not different, while to get the radiation dose for children and adult, are did change of current intensity. The result are get that to down voltage and current intensity also will down dose value.

Keywords : Voltage, Current Intensity, CT Scan, Radiation Dose



## KATA PENGANTAR

*Assalamu Alaikum Warahmatullahi Wabarakatu*

Alhamdulillah segala puji dan syukur ditujukan hanya kepada Allah Subhanawataala atas segala limpahan rahmat dan ridhaNya, serta salam dan shalawat kepada Baginda Rasulullah Muhammad Sallallahu Alaihi Wasallam beserta keluarga dan para sahabatnya, serta para pengikutnya yang selalu mengikuti sunahnya hingga akhir zaman.

Banyak kesulitan dan hambatan yang dihadapi oleh penulis baik dalam merampungkan penelitian, maupun dalam penyelesaian skripsi ini. Dengan segala kerendahan hati penulis menyampaikan ucapan terimakasih dan penghargaan yang sedalam-dalamnya kepada:

1. Ibu **Dr. Sri Suryani DEA** selaku pembimbing utama yang telah memberikan ilmu, ide, bimbingan, diskusi dan waktu, serta bantuan yang tak ternilai harganya ditengah kesibukan aktivitas sehari-hari selama penulis menyusun skripsi ini.
2. Ibu **Dr. Nurlela Rauf M.Sc** selaku pembimbing pertama yang telah banyak memberikan motivasi dan inspirasi dalam menyelesaikan skripsi ini serta bantuan yang tak ternilai harganya.
3. Bapak **Purwanto S.Si** yang telah banyak mengorbankan waktu dan tenaganya untuk mengajar dan membimbing penulis dalam melakukan penelitian selama di RSU Wahidin Sudirohusodo guna penyelesaian skripsi ini.
4. Bapak **Ketua Jurusan Fisika** dan **Sekretaris jurusan Fisika** beserta seluruh Dosen Pengajar Jurusan Fisika yang telah mengajar dan membagi

ilmunya selama penulis menyelesaikan studi di Program Studi Fisika Jurusan Fisika FMIPA UH.

5. Ucapan terima kasih yang tulus dan sedalam-dalamnya terkhusus kepada Ayahanda tercinta **La Budiman A.Md** dan Ibunda tercinta **Halmini A. Md.Pd** , yang telah mengorbankan jiwa dan raganya demi kehidupan penulis , sehingga mampu menyelesaikan studi sampai saat ini.
6. Buat keluragaku tercinta : Halima, Mas Imam Baidowi S.Pd, Harni SE, Hailul S.Pd, *Briptu* Haridin, Habasia AMK, Harjuni, Hasywin, yang telah banyak berdoa dan membantu kehidupan penulis untuk bisa mandiri dan memberikan yang terbaik bagi kehidupan ini.
7. Buat Keluarga Om ladira (alm) di perumnas antang : bibi Rosminah, Hamriyani, Hasriyani, Hasmiyani, Husriyadi, terimakasih atas segala perhatian dan bantuannya. Buat keluarga Om Lafia di Enrekang terima kasih atas bantuan dan dukungannya. Buat Bibi Hunia yang telah banyak mendukung dan menemani selama masa studi di perguruan tinggi ini. Buat Sepupuku tercinta Yalami S.IP, M.Si, Uca, terimakasih atas bantuannya saat di awal bangku kuliah.
8. Buat teman-teman psikopat : Aji (nda tahu apa yang saya mobilang ces teralau banyak kobantu ka!), Okun (makasih leptopmu ces, sori kameranya ...!), Sri (makasih leptopnya jeng...!) Ari andriani, Dewi (makasih leptopmu jeng!), Saleha temang, Nursalma, Musnaeni, Amran, Maknamal, Ali, Hendra, Hasnatan, Idawati supu, Yana, Nurhayati, Jo, Andika, Mardiana, Hasriani, Allah, Donar, Alfrianty, Om, Yudhi, Bais, Roro, Uya, Dini, Rahmi, Hasma, Misba, Yusiran, Eka, Rena, Irna, Lisa, Bedo, Indra, Memey, Yuan, Ami, Tata, Iin, David( dimanmi ko ces), Keto, Yuslina, Tomi, Kake. ( masih ada yang belum diabasenn....?) terima kasih atas bantuannya selama ini, selama di bangku kuliah.
9. Buat keluarga fisika, K' Hilmin, K' Anto, K' Muhtar, K' Hasbullah, K' Haerudin, K' Ichal, K' Oi, K' Mardhin. K' Ale, K' Zakir, K' Alam, K'



Ipul. K' acung, dan yang penulis tidak bisa sebutkan namanya satu persatu, terima kasih atas nasehat dan petuahnya. Buat adik-adik di fisika, Udhin, Isra, Musrida, Akino, Aminsyam, Greice, Farah, Imel, Geto, Mina, Nyit, Emol (kapan ki wisuda ka...?), Bintang, Yani, Devi, Asnur, Hendra, Aswar (makasih tanda tangannya bos!) Neli ( makasih leptopnya de), Kustia, Anita, Sri yunita, Endang, Tio, Atun, Darmawan, Darmansyah, Dholbeck, Juned, Inang, Sadri, Arbiansyah dan yang tidak bisa penulis sebutkan namanya satu persatu terima kasih atas dukungannya.

10. Buat teman-teman MIPA Ale, K' Syamsul, Wahid, K' Alfian, K' Jumran, Ajif, Muchdar Dayat, Nur, K' Rustan, K' Rafiq, Toto, K' Eba dan teman-teman mipa 8 dan yang tidak bisa penulis sebutkan namanya terima kasih atas bantuannya.
11. Buat kakak-kakak di Lembaga Bimbingan JILC, K' Chiwal, K' Takdir, K' Yusran, K' Mice, K' Fate, K' Echi, terima kasih atas kesempatan yang diberikan kepada penulis untuk bisa mengajar di LBB terbesar dan terbaik di Indonesia timur. yang membuat penulis lebih kokoh hidup di tanah angin mamiri ini.
12. Buat teman-teman Fisika Medik, mba Ulfa, Mas Eko, K' Nina, Terimakasih atas penjelas dan bantuannya
13. Buat teman-teman Lembaga Dakwah Kampus Uswah K' Tamsil, Danil, K' Gafur, Udhin, Suldirga, Idil, K' Irwan ( terima kasih jasanya K' ), Sofyan, terima kasih atas segala dorongan semangat dalam menyelesaikan studi.
14. Buat mantan warga Ramsis Unhas, K' lang, K' jumadi, K' Rian, K' Farhan, Wahyu, K' Bimo, kurnadi, Ilo, Mule, Anto, K' Daud, Bang Arsyik, Mace, Pace, K' Adi, K' Nahar, Yang telah banyak memberi perubahan dalam kehidupan penulis. (Canda Tawanya selalu ku kenang, meskipun kadang menjengkelkan.)

15. Buat Remaja mesjid Annur Laiworu, K' Ponto, K' Angga, K' Hiduru, Sadli, Rajab (kapan ko selesai..? cepat mi..) yang telah banyak memberikan dorongan.
16. Buat teman-teman Raha, Muh Syahban Siddiq (the best friend), Nindar, Syarliah, Stefany, Mono, Ikhon, Jano, Wedy, Imas trima kasih atas dorongannya.
17. Buat teman- teman pondokan, Hamdan, ira, yudin, manaf ,inal, ul yang telah bayak memberi bantuan.
18. Buat teman-teman pecinta lapangan basket Unhas, Terima kasih atas bantuannya untuk menemani berolah raga , sehingga lebih fit dalam mengikuti kuliah.

Penulis juga menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan sehingga penulis sangat mengharapkan saran dan kritiknya dari para pembaca demi kesempurnaannya. Semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi penulis dan ilmu pengetahuan pada umumnya.

Makassar, Agustus 2009

Penulis

## DAFTAR ISI

|                                  | <b>Halaman</b> |
|----------------------------------|----------------|
| HALAMAN JUDUL                    |                |
| HALAMAN PENGESAHAN               |                |
| SARI BACAAN.....                 | i              |
| ABSTRACT .....                   | ii             |
| KATA PENGANTAR .....             | iii            |
| DAFTAR ISI .....                 | vii            |
| DAFTAR GAMBAR .....              | ix             |
| DAFTAR TABEL .....               | x              |
| DAFTAR ISTILAH .....             | xi             |
| DAFTAR LAMPIRAN .....            | xii            |
| <b>BAB I PENDAHULUAN</b>         |                |
| I.1 Latar Belakang .....         | 1              |
| I.2 Ruang Lingkup .....          | 3              |
| I.3 Tujuan Penelitian .....      | 3              |
| <b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b>   |                |
| II.1 Pesawat CT Scan .....       | 4              |
| II.2 Cara Kerja CT Scan .....    | 5              |
| II.3 Prinsip Dasar CT Scan ..... | 6              |
| II.3,1 Perolehan Data .....      | 6              |
| II.3.2 Pengolahan Data .....     | 8              |



|  |    |
|--|----|
| II.3.3 Tampilan Gambar .....                   | 9  |
| II.3.4 Rekonstruksi Gambar .....               | 10 |
| II.4 Pengukuran Dosimetri Radiasi .....        | 11 |
| II.4.1 Pada Pesawat Konvensional Sinar X ..... | 11 |
| II.4.2 Jenis- Jenis CT Scan .....              | 17 |
| II.5 Parameter Pemeriksaan CT Scan .....       | 20 |
| II.6 Aplikasi Parameter Pesawat CT Scan.....   | 21 |
| II.7 Tegangan dan Arus pada CT Scan .....      | 22 |
| <b>BAB III METODE PENELITIAN</b>               |    |
| III.1 Tempat dan Waktu Penelitian .....        | 23 |
| III.2 Alat dan Bahan .....                     | 23 |
| III.3 Prosedur Penelitian .....                | 23 |
| III.4 Alur Penelitian .....                    | 24 |
| <b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN</b>             |    |
| IV.1 Hasil.....                                | 25 |
| IV.2 Grafik .....                              | 28 |
| IV.3 Interpretasi .....                        | 31 |
| <b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN</b>              |    |
| V.1 Kesimpulan .....                           | 35 |
| V.2 Saran .....                                | 35 |
| <b>DAFTAR PUSTAKA</b>                          |    |
| <b>LAMPIRAN-LAMPIRAN</b>                       |    |

## DAFTAR GAMBAR

|  | Halaman |
|--|---------|
| Gambar I Pesawat CT Scan.....                          | 4       |
| Gambar II Proses Rekonstruksi Gambar Pada CT Scan..... | 6       |
| Gambar III Prinsip Kerja Bilik Ionisasi.....           | 14      |
| Gambar IV Deskripsi Dosis Radiasi CT Scan.....         | 17      |

## DAFTAR TABEL

|  | <b>Halaman</b> |
|--|----------------|
| Tabel II.1 Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik.....                       | 16             |
| Tabel IV.1 Pemakaian Kuat Arus Terhadap Usia.....                          | 25             |
| Tabel IV.2 CTDI dan MSAD untuk setiap jenjang usia.....                    | 26             |
| Tabel IV.3 Nilai dosis untuk irisan tunggal dengan variasi kV dan mAs..... | 27             |
| Tabel IV.4 Perbandingan Perubahan kV, mAs dan CTDI pada <i>slice</i> ..... | 33             |

## DAFTAR ISTILAH

- a. **Region** adalah bagian tubuh yang diperiksa misal kepala, leher, dada, perut, dan pinggul.
- b. **Axial** adalah irisan tubuh secara melintang.
- c. **Anatomi** adalah objek yang akan diperiksa pada tubuh pasien
- d. **Reference point** adalah titik tuju awal *scanning*.
- e. **Posisi pasien** adalah posisi pasien di meja pemeriksaan (telungkup atau terlentang)
- f. **Arah pergerakan meja** adalah arah pergerakan meja dari awal *scanning* (dari kepala atau kaki) hingga akhir *scanning* (menuju kaki (*caudal*) atau kepala (*cranial*)).
- g. **Azimuth** adalah sudut yang dibentuk oleh kedua sinar, yaitu  $0^\circ$  bila kedua sinar terletak pada satu garis, dan  $90^\circ$  bila kedua sinar saling tegak lurus..
- h. **Range** adalah rentang daerah yang akan *discan*.
- i. **Thickness** adalah ketebalan potongan
- j. **Interval** adalah jarak antar potongan
- k. **kVp** adalah tegangan tabung maksimum yang di gunakan (kilo voltage peak)
- l. **mA** adalah kuat arus yang di gunakan.

## DAFTAR LAMPIRAN

|  |    |
|--|----|
| Lampiran I Contoh Gambar Axial Kepala sebanyak 16 <i>Slice</i> ..... | L1 |
| Lampiran II Tampilan Layar Monitor CT Scan.....                      | L2 |





# BAB I

## PENDAHULUAN

### I.I Latar Belakang

Computerized Tomography Scanning (CT Scan) pada mulanya diperkenalkan dengan nama Computed Axial Tomography (CAT), merupakan salah satu peralatan medis untuk menegakkan diagnosa yang menggunakan sinar X, dan menghasilkan gambar berupa potongan tubuh secara axial. CT scan menghasilkan gambar berupa potongan axial yang dapat direkonstruksi melalui suatu proses yang dikenal dengan nama *windowing*. Proses ini menghasilkan gambar dalam bidang yang berbeda, misalkan gambaran kepala bagian kiri dan bagian kanan. Pemeriksaan dengan menggunakan cara CT scan pertama kali dilakukan oleh Godfred Newbold Hounsfield di Hayes England, dengan menggunakan sinar X. Cara Honsfieid ini diperkenalkan ke publik pada 1972, dan penemuan yang sama dilakukan oleh Allan Mc.Cleod Cormack dari Universitas Tufts, yang kemudian keduanya memperoleh penghargaan Nobel Prize dalam bidang ilmu kedokteran pada tahun 1979. <sup>[1]</sup>

Gambar yang dihasilkan oleh pesawat CT scan ini mampu memberikan informasi yang tepat, karena gambar obyek yang dihasilkan berupa potongan/irisan yang berasal dari lebih dari satu sudut pandang, yang tidak dapat dilakukan dengan pesawat sinar X konvensional. Lebih jauh lagi dengan kemajuan teknologi saat ini, CT-scan mampu menghasilkan gambaran axial yang dapat direkonstruksi menjadi potongan koronal.<sup>[2]</sup> Selain itu gambar hasil *scanning* pesawat CT scan

dapat menampilkan citra struktur objek lapis demi lapis berdasarkan pada perbedaan kerapatan struktur materi penyusun jaringan. Dari pemakaian CT Scan pada saat ini, yang menjadi bahan perhatian adalah efek dari penyinaran sinar X, baik efek stokastik maupun efek nonstokastik. Untuk meminimalisasi efek yang terjadi pada penyinaran sinar X pada pemeriksaan CT scan, perlu diketahui dosis yang diterima oleh pasien setiap kali melakukan penyinaran. Hal yang perlu dihindari adalah pemeriksaan CT scan jangan menambah beban dan rasa sakit bagi pasien, yang akan memperparah kondisi mereka. Untuk itu pemeriksaan pada setiap bagian tubuh oleh CT Scan perlu dianalisis dosis radiasi yang diterima oleh bagian tubuh tersebut. Kepala sebagai bagian tubuh yang sangat vital tempat otak berada yang merupakan pusat pengatur kerja tubuh manusia, harus diperhatikan sebaik mungkin kondisi penyinarannya.<sup>[3]</sup>

Tegangan dan kuat arus sebagai bagian dari parameter kelistrikan, juga merupakan parameter dari pembangkitan sinar X, yang dengan sendirinya berpengaruh pada intensitas radiasi yang diterima oleh seseorang. Oleh karena seperti yang telah dibahas di atas bahwa pesawat CT scan menggunakan sinar X sebagai sumber radiasi, maka perlu dilakukan penelitian yang bertujuan untuk mengetahui pengaruh arus dan tegangan terhadap dosis radiasi yang diterima oleh pasien dalam penyinaran CT Scan, khususnya pada pemeriksaan kepala.

## **1.2 Ruang Lingkup**

Ruang lingkup dari penelitian ini adalah mengamati pengaruh tegangan dan kuat arus terhadap dosis yang diterima oleh pasien khusus pada pemeriksaan kepala. Selain itu dilakukan pula perbandingan berbagai dosis pada berbagai jenjang usia yang diakibatkan oleh perbedaan penggunaan parameter tegangan dan kuat arus.

## **1.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan penelitian kali ini adalah :

1. Menentukan pengaruh tegangan dan kuat arus terhadap dosis radiasi pada penggunaan CT Scan agar sesuai dengan standar penerimaan dosis pasien.
2. Menganalisis perbedaan penggunaan tegangan dan kuat arus yang menyebabkan perbedaan dosis pada berbagai usia.

## **1.2 Ruang Lingkup**

Ruang lingkup dari penelitian ini adalah mengamati pengaruh tegangan dan kuat arus terhadap dosis yang diterima oleh pasien khusus pada pemeriksaan kepala. Selain itu dilakukan pula perbandingan berbagai dosis pada berbagai jenjang usia yang diakibatkan oleh perbedaan penggunaan parameter tegangan dan kuat arus.

## **1.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan penelitian kali ini adalah :

1. Menentukan pengaruh tegangan dan kuat arus terhadap dosis radiasi pada penggunaan CT Scan agar sesuai dengan standar penerimaan dosis pasien.
2. Menganalisis perbedaan penggunaan tegangan dan kuat arus yang menyebabkan perbedaan dosis pada berbagai usia.

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### II.1 Pesawat CT Scan<sup>[4]</sup>

Menurut Ter Porgossian, Pesawat CT Scan secara garis besar terdiri atas :



Gambar I : Pesawat CT scan (Anonim,2001)

##### a. Gantry

Pada gantry terdapat tabung sinar X dan detektor yang dapat digerakkan secara translasional dan rotasi, serta kemiringan bidang vertikal yang dapat diatur sesuai kebutuhan. Pengoperasian dan pengaturan posisi gantry dapat dilakukan dengan menggunakan *handgrip controle* atau melalui key board sistem komputasi.

##### b. Meja pemeriksaan

Bagian meja merupakan unit yang secara fungsional bersatu dengan gantry. Bagian atas meja dapat digerakkan ke atas dan ke bawah, serta gerakan translasi ke arah gantry. Pada tipe *whole body*, meja pemeriksaan dapat digerakkan secara otomatis, sehingga seluruh bagian tubuh dapat diambil

citranya, sedangkan untuk tipe *Head*, gerakan translasi meja terbatas hanya meliputi kepala.

c. Unit Komputasi

Merupakan bagian sangat penting disamping gantry, karena pada unit komputasi dilakukan proses rekonstruksi gambar. Unit ini juga mengendalikan seluruh proses pencitraan, yang dimulai dengan penentuan arah irisan, tebal irisan, daerah pencitraan, penyaringan gambar, dan pembesaran ukuran gambar.

d. Perangkat Multiformat

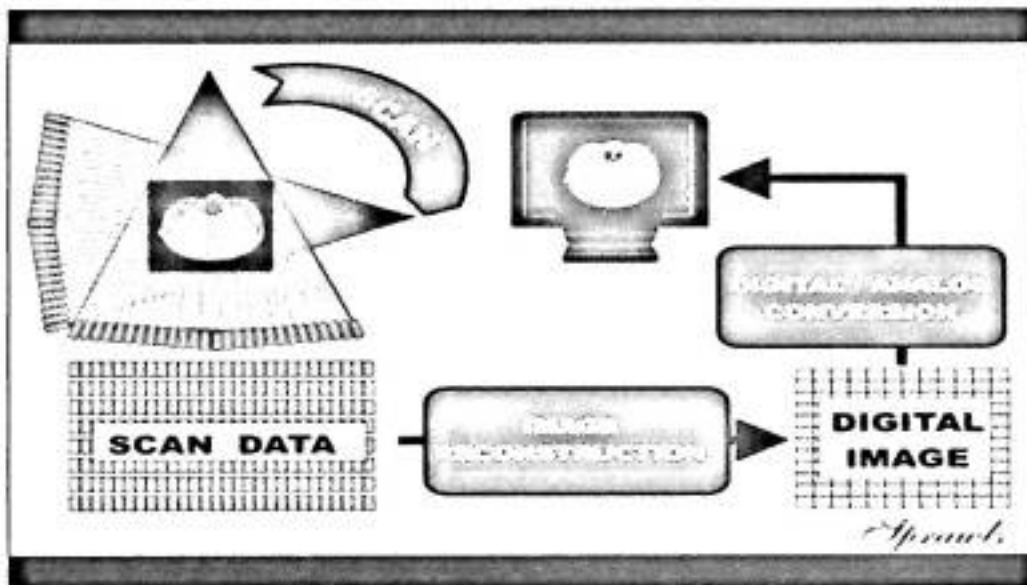
Perangkat multiformat berperan untuk merekam seluruh citra yang diinginkan setelah melalui proses *filming*.

## II.2 Cara Kerja CT Scan

Tabung CT scan yang menggunakan sumber sinar X akan meyinari bahan, yang dalam hal ini adalah pasien. Selanjutnya sinar X yang telah melewati bahan akan ditangkap oleh detektor dan diubah dalam bentuk sinyal listrik, yang kemudian diubah dalam data analog menjadi data digital, yang akan diterima oleh komputer. Selanjutnya dengan metode *back projection*, komputer mengubah data digital menjadi gambar digital. Dengan menggunakan algoritma dan transformasi Fourier, selanjutnya gambar digital diubah menjadi gambar analog. <sup>[1]</sup>

### II.3 Prinsip Dasar CT scan

Sistem kerja pada CT scan melibatkan konsep matematika, fisika, dan ilmu komputer, yang meliputi tiga proses yaitu, perolehan data, pengolahan data, dan tampilan data.



Gambar II: Proses Rekonstruksi Gambar Pada CT Scan.(Sprawls, 2001)

#### II.3.1. Perolehan data

##### a. Data Pengukuran

Data pengukuran atau data scan dihasilkan dari detektor. Rangkaian data ini dimaksudkan untuk kegiatan pra-proses dengan tujuan untuk memperbaiki data pengukuran sebelum algoritma rekonstruksi data diterapkan.

##### b. Data Mentah

Data mentah dihasilkan dari data scan pra-proses dan digunakan untuk data algoritma rekonstruksi gambar yang akan digunakan *scanner*. Data-data



tersebut akan disimpan pada ruang perolehan data volume, yang selanjutnya dapat diperoleh kembali secara berurutan bila diperlukan.

c. Data Konvolusi

Algoritma rekonstruksi gambar yang digunakan oleh scanner adalah algoritma hasil *back-projection*. Hasil algoritma ini mengandung hasil *back-projection* dan juga hasil seleksi yang dilakukan oleh metode *back-projection*.

d. Data Gambar

Data gambar, atau data rekonstruksi merupakan data hasil konvolusi yang telah diproyeksi balik ke bentuk matriks. Data ini digunakan untuk menciptakan gambar CT scan yang akan ditampilkan pada monitor. Data gambar CT scan dapat diperoleh dengan menggunakan dua metode yaitu perolehan data irisan demi irisan, dan perolehan data volume.

- Perolehan data irisan demi irisan

Perolehan data dengan metode ini dilakukan dengan cara konvensional, yaitu irisan pertama, diperoleh saat tabung sinar X berputar mengitari pasien, selanjutnya komputer akan mengumpulkan data berdasarkan perbedaan geometri radiasi yang menembus tubuh pasien. Irisan kedua dan seterusnya, diperoleh pada saat meja pemeriksaan pasien bergerak, yang diikuti oleh pergerakan tabung, demikian seterusnya hingga semua irisan diperoleh.

- Perolehan Data volume

Data volume bagian yang akan diperiksa diperoleh dengan cara memutar tabung sinar X dan detektor secara bersamaan mengelilingi pasien. Detektor

mengukur dosis radiasi yang menembus tubuh pasien di daerah yang berbeda-beda.

Nilai transmisi relatif atau nilai absorpsi dihitung dengan rumus :<sup>(1)</sup>

$$\text{Trasmisni relatif} = \log \frac{\text{Intensitas sinar X pada tabung (I}_0\text{)}}{\text{Intensitas sinar X pada detektor (I)}}$$

dengan I : Intensitas sinar X yang keluar dari tabung (joule/m<sup>2</sup>s)

I<sub>0</sub> : Intensitas yang menembus materi (joule/m<sup>2</sup>s)

### ***II.3.2. Pengolahan Data***

Pengolahan data pada CT menggunakan prinsip matematika yang terdiri dari tiga tahap yaitu:

1. Tahap pertama. Data mentah yang diterima oleh komputer berupa cahaya yang ditangkap oleh detektor berupa sinyal listrik, kemudian diproses untuk disesuaikan dengan tampilan gambar CT scan. Hal ini dilakukan untuk memudahkan tahap selanjutnya yaitu pada pengolahan data dan rekonstruksi gambar.
2. Tahap kedua. Data mentah yang telah diproses dikonversi menjadi angka digital yang menyerupai angka CT scan. Konversi ini diselesaikan dengan proses matematika yang disebut teknik rekonstruksi atau algoritma rekonstruksi. Teknik rekontruksi melibatkan *back-projection* sederhana, metode iteratif dan metode analisis.
3. Tahap ketiga. Data digital yang telah direkonstruksi disimpan dalam memori disket, yang berfungsi sebagai penyimpanan jangka panjang.

Angka CT scan yang dalam bentuk bilangan numerik dikonversi menjadi skala keabu-abuan yang disebut dengan skala Hounsfield. Untuk memudahkan diagnosa dan analisis, nilai skala +1000 menampilkan warna putih untuk tulang, nilai skala -1000 menampilkan warna hitam untuk udara dan skala 0 untuk air. Angka CT scan diwakili oleh setiap pixel pada gambar rekonstruksi. Angka CT scan berhubungan dengan koefisien attenuasi linear ( $\mu$ ) jaringan pada tiap irisan dapat dihitung dengan menggunakan langkah sebagai berikut:

$$\text{Angka CT} = \frac{\mu_j - \mu_a}{\mu_a} K$$

dengan K : adalah konstanta 1000

$\mu_j$  : adalah koefisien attenuasi jaringan

$\mu_a$  : adalah koefisien attenuasi air

### ***II.3.3. Tampilan Gambar***

Gambar CT scan merupakan gambar yang disusun oleh deretan angka CT scan, yaitu +1000, 0, -1000 dengan jumlah 2000 angka yang menggambarkan bayangan abu-abu yang beragam. Deretan angka-angka disebut *window wide (WW)* dan pertengahan deretan angka disebut *window level (WL)*.

Monitor skala abu-abu akan menampilkan masukan gambar digital pixel per pixel. Dengan 2000WW dan 0 WL, skala keabu-abuan dapat diatur sesuai tingkat kepekaan mata pengamat atau ahli radiologi. Dari angka CT scan yang ada dapat diperoleh 40 jenis bayangan abu-abu, yang dihasilkan melalui

perubahan skala abu-abu. Proses pengubahan skala abu-abu ini disebut *windowing* <sup>[5]</sup>

#### ***II.3.4. Rekonstruksi Gambar*** <sup>[5]</sup>

Dasar yang berhubungan dengan proses rekonstruksi gambar termasuk didalamnya adalah algoritma, transformasi Fourier, konvolusi dan interpolasi. Adapun rumus dari jumlah intensitas sinar X yang berkaitan dengan proses rekonstruksi gambar adalah :

$$\sum_k \mu_k \Delta x = \ln \frac{N_i}{N_0} \quad \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x) dx = \ln \frac{N_i}{N_0}$$

dengan :  $N_i$  adalah intensitas sinar X yang masuk ke bahan (joule/m<sup>2</sup>s)

$N_0$  adalah intensitas sinar X yang keluar dari bahan (joule/m<sup>2</sup>s)

$\mu_k$  adalah koefisien attenuasi sinar X

$\Delta x$  adalah tebal Bahan (m)

Algoritma dibedakan atas beberapa jenis, diantaranya algoritma standar, algoritma tulang, dan algoritma rinci. Tiga algoritma tersebut adalah algoritma utama yang digunakan untuk rekonstruksi dalam CT scan pada kepala, leher dan tulang belakang.



### 1. Algoritma standar

Algoritma standar memberikan resolusi kontras yang baik sehingga merupakan algoritma yang dipilih untuk otak. Algoritma ini juga bermanfaat untuk pemeriksaan jaringan lunak pada kepala, wajah dan tulang belakang.

### 2. Algoritma tulang

Algoritma tulang membantu dalam mengoptimalkan resolusi spasial meski menghasilkan resolusi kontras yang buruk. Akibatnya algoritma ini hanya dapat digunakan untuk daerah-daerah yang memiliki kepadatan jaringan yang sangat tinggi, seperti sinus-sinus paranasal atau tulang-tulang temporal yang resolusi kontras bukan merupakan sebuah faktor penentu.

### 3. Algoritma Rinci

Algoritma rinci juga membantu menghasilkan rekonstruksi gambar yang baik, sangat jelas, dan menghasilkan gambar axial tubuh yang lebih baik.

## II.4. Pengukuran Dosimeter Radiasi

### II.4.1. Pada Pesawat Konvensional sinar X<sup>[8]</sup>

#### a. Penyinaran

Besaran penyinaran (*exposure*) didefinisikan sebagai kemampuan radiasi sinar X untuk menimbulkan ionisasi di udara. Secara matematis dapat ditulis :

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \dots \dots \dots (2-13)$$

dengan :  $X$  adalah penyinaran ( $C.kg^{-1}$ )

$\Delta Q$  adalah jumlah muatan pasangan ion dalam suatu volume (C)

$\Delta m$  adalah jumlah massa dalam suatu volume (kg)

Dalam penerapan umumnya penyinaran menggunakan satuan Roentgen. (1 Roentgen =  $2,58 \times 10^{-4}$  C/Kg)

b. Dosis Serap

Apabila sinar-x mengenai suatu bahan maka akan terjadi penyerapan energi. Dosis serap didefinisikan sebagai energi rata-rata yang diserap bahan persatuan massa bahan secara matematis dapat dituliskan :

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \dots\dots\dots(2-14)$$

dengan :  $D$  adalah dosis serap ( $J.kg^{-1}$  )

$\Delta E$  adalah jumlah rata-rata energi (Joule)

c. Dosis Ekuivalen

Dosis serap yang sama, tetapi berasal dari jenis radiasi yang berbeda akan memberikan akibat atau efek yang berbeda pada sistem tubuh makhluk hidup, dan secara matematis dapat ditulis sebagai :

$$H = DQN \dots\dots\dots(2-15)$$

dengan :  $H$  adalah dosis ekuivalen ( $J.kg^{-1}$ )

$Q$  adalah faktor bobot radiasi

$N$  adalah faktor modifikasi

Satuan lain yang sering digunakan untuk dosis ekuivalen adalah Sievert (1 Sv =  $1 J.Kg^{-1} \times Q$ ). Untuk tujuan pemantauan dosis perorangan, diperkenalkan besaran untuk mengevaluasi penerimaan dosis dari sumber eksternal, yaitu "*dosis ekuivalen perorangan dalam*" yang berlaku untuk organ maupun jaringan dalam tubuh yang mendapatkan penyinaran dari radiasi berdaya

tembus kuat. Dosis ekuivalen perorangan dalam diberi notasi  $H_p(d)$ , dengan  $d$  adalah kedalaman pengukuran yaitu 10 mm di bawah permukaan kulit. Oleh sebab itu besaran ini biasa ditulis  $H_p(10)$ .

d. Dosis Radiasi Computed Tomography (CT) Scanner

Pemanfaatan pesawat CT Scan dalam bidang kedokteran sekarang ini adalah berkembang sangat pesat. Kini di setiap rumah sakit tidak hanya di kota-kota besar saja, akan tetapi pesawat CT Scan dapat ditemukan hampir di setiap daerah. Sebagai contoh di kota Makassar, sampai hari ini telah ada hampir sepuluh buah alat CT Scan. Menurut data hampir 60 % keputusan tindakan perawatan medis didasarkan pada hasil diagnosa pemeriksaan CT Scan<sup>[9]</sup>

Melihat fenomena di atas, selalu timbul pertanyaan seberapa besar dosis radiasi yang diterima oleh pasien yang menjalani pemeriksaan CT Scan, dan bagaimana dosis radiasi alat CT scan, karena semakin banyak model dan pabrik yang memproduksinya. Untuk menjawab permasalahan di atas digunakan parameter yang dikenal dengan istilah *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*.

a. *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*

Pada tahun 1981, The Bureau of Radiological Health, yang sekarang menjadi The Center for Device and Radiological Health memperkenalkan konsep baru untuk menghitung jumlah dosis radiasi yang diterima oleh pasien, akibat pemeriksaan dengan menggunakan alat CT Scan. Konsep baru tersebut dikenal sebagai *Computed Tomography Dose Index (CTDI)* dan *Multiple Scan Average Dose*

(MSAD ). Teknik pengukuran ini menggunakan pengukuran bilik pengion (*ionization chamber*) tunggal yang besarnya dosis radiasinya ditentukan pada tiap *area scan*. Konsep pengukuran nilai *CTDI* pada pesawat CT Scan ini pada awalnya berdasarkan pada tiga pengukuran yang sudah dikenal, yaitu pengukuran nilai dosis radiasi atau pengukuran metode film dosimetry (*film badge* ), pengukuran metode thermoluminescent dosimeter ( TLD ), dan pengukuran dosis radiasi dengan teknologi detektor sintilasi.

b. Bilik ionisasi gas (*Ionization Chamber*)

Metode deteksi paling lazim untuk mengukur dosis radiasi adalah metode berdasarkan ionisasi gas yang dikenal sebagai detektor ionisasi gas, yang berupa bilik ionisasi (*ionization chamber*). Prinsip kerja ionisasi ditunjukkan seperti pada gambar berikut:



Gambar. III: Prinsip kerja bilik ionisasi (Euclid Serrem, 2001)

Radiasi sinar-X menembus dinding tabung yang berisi gas dari jenis tertentu, dan terbentuk pasangan ion akibat ionisasi gas tersebut. Ion-ion positif akan segera mengalir ke arah katoda, dan sebaliknya ion negatif akan mengalir ke anoda, dan arus listrik pun mengalir. Arus listrik ini akan menimbulkan pulsa atau denyut tegangan listrik yang akan melintasi tahanan luar. Jelaslah dari pembahasan di atas, tegangan pulsa listrik yang terbentuk akan sebanding dengan nilai dosis radiasi yang terukur.



c. *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*

Parameter yang mengukur besar dosis radiasi dari pesawat CT Scan dikenal dengan istilah *Computed Thomography (CT) Dose Index (CTDI)*. CTDI juga merupakan parameter besarnya dosis paparan (*exposure*) di dalam area irisan *scan* yang berdekatan. CTDI dapat diperoleh dengan cara menghitung jumlah dosis radiasi sepanjang aksis membujur (longitudinal) dari tubuh yang terscan atau  $D(z)$  dibagi dengan ketebalan irisan potongan daerah yang terscan.<sup>(11)</sup>

$$CTDI = \frac{1}{n.T} \int D(Z) dZ$$

- dengan :
- $n$  adalah jumlah irisan (*number slice imaged simultaneously*)
  - $T$  adalah lebar nominal irisan (*nominal slice imaged width*)
  - $nT$  adalah total lebar nominal gambar (*nominal total imaged width*)
  - $D(z)$  adalah distribusi dosis
  - $(z)$  adalah jarak aksis lonitudinal tubuh yang discan.

d. *Multiple Scan Average Dose (MSAD)*.

*Multiple Scan Average Dose (MSAD)* adalah parameter dosis rata-tata dari pemeriksaan CT Scan. MSAD dirumuskan sebagai berikut :

$$MSAD = CTDI \left( \frac{nT}{B.I} \right) = \frac{1}{nB.I} \int D(Z) dZ$$

dengan  $B.I$  adalah indeks pergerakan meja (*bed index*). Besar nilai MSAD menurut surat keputusan BAPETEN noO-1 P/ka-BAPETEN/I-03 tentang pedoman dosis pasien Radiodiagnostik diberikan pada tabel 1 di bawah ini.

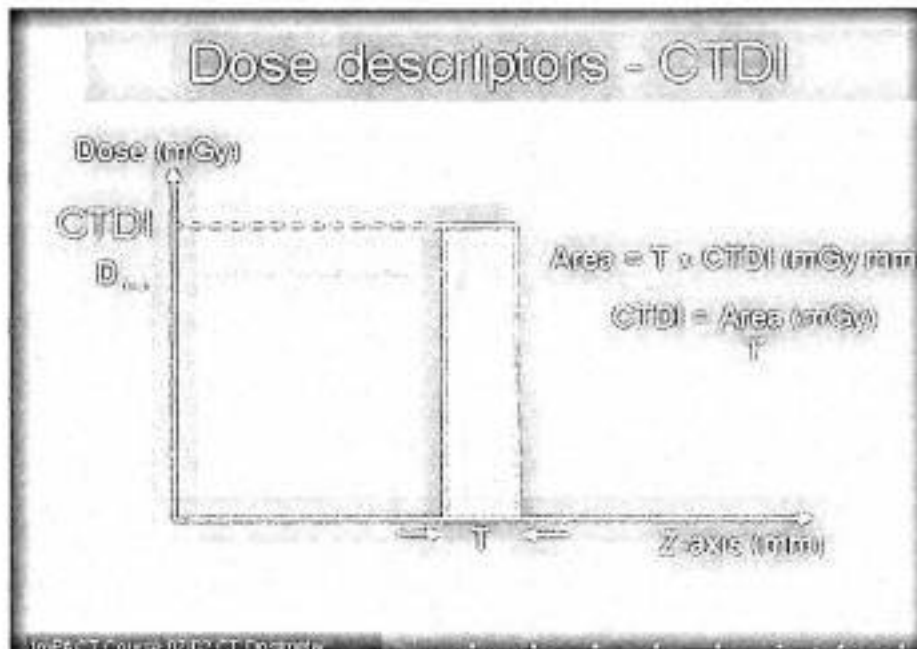
Tabel MSAD untuk setiap pemeriksaan pada orang dewasa berdasarkan surat keputusan BAPETEN noO-1 P/ka-BAPETEN/I-03 tentang pedoman dosis pasien Radiodiagnostik:<sup>[1]</sup>

Tabel II.1 Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik

| No | Jenis pemeriksaan | MSAD (mGy) |
|----|-------------------|------------|
| 1. | Kepala            | 50         |
| 2. | Lumbal            | 35         |
| 3. | Abdomen           | 25         |

#### **b. Pada Pesawat CT Scan**

Penyinaran oleh CT Scan pada pasien dilakukan secara melingkar, sehingga dosis radiasi tidak dapat dihitung seperti yang dilakukan pada pesawat konvensional. Salah satu cara penentuan dosisnya adalah berdasarkan CTDI (computed tomography Dose index). Adapun dosis yang digunakan dalam pengukuran CTDI berdasar pada setiap dosis yang diterima untuk setiap irisan. Untuk menentukan besaran CTDI diperlukan data tentang panjang tubuh (T) yang terkena radiasi atau area tubuh yang terkena radiasi secara axial. Adapun penggambarannya dapat dilihat sebagai berikut :



Gambar IV : Deskripsi dosis radiasi (Sprawls, 2001).

#### II.4.2 Jenis-jenis CT Scan <sup>[12]</sup>

Adapun jenis dari CT scan adalah:

##### 1. Jenis konvensional

Pesawat konvensional ini masih sangat sederhana, karena penghitungan dosis dilakukan untuk setiap irisan.

##### 2. Jenis Helical

CT scan jenis helical merupakan jenis pesawat radiologi Computed Tomography (CT) yang paling mutakhir saat ini. CT Scan jenis helical ini sering disebut "spiral CT". "Helical" atau Volume Scan" mampu menghasilkan pencitraan gambar organ tubuh yang lebih informatif.

Pada penelitian yang dilakukan digunakan alat CT scan dengan jenis helical. Berikut ini akan dijelaskan tentang prinsip kerja CT scan jenis Helical, serta kelebihan alat ini dibandingkan dengan alat CT scan konvensional.

*a. Prinsip kerja CT scan Helical*

Hal yang paling prinsip pada pesawat CT Scan Helical adalah kemampuan tabung X-ray berputar kontinu (*Slip Ring Scanner*) membentuk putaran spiral/ Helical, saat membuat *scanning* bersamaan dengan meja pemeriksaan yang bergerak masuk atau keluar gantry dengan kecepatan tetap. Hal ini menghasilkan data yang volumetrik serta tidak ada waktu tempo antara potongan irisan pertama dengan irisan berikutnya, dalam satu grup Helical (*Siemens Guide Protocol*)

*b. Kelebihan CT scan tipe Helical di bandingkan dengan konvensional.*

CT Scan jenis helical memiliki beberapa kelebihan bila dibandingkan dengan CT Scan generasi sebelumnya. Kelebihan -kelebihan tersebut antara lain:

*a. Waktu*

Pemeriksaan atau waktu *scanning* (*scan time*) untuk satu potongan (*slice scan*) lebih cepat, serta mampu melakukan *scan* tanpa keterlambatan hingga 33 *scan* dalam satu grup helical, pada jenis "*short spiral CT*" dan lebih dari 33 *scan* pada type "*long spiral CT*". Dengan demikian, interval scan dapat direkonstruksi menjadi sampai seper sepuluh lebih sempit dari interval scan semula, tanpa pasien perlu di *scan* kembali. Waktu untuk membuat satu potongan *scan* dapat dipersingkat hingga 1 detik, sehingga waktu total *scan* (*total*

*scan time*) menjadi berkurang dan pasien merasa lebih nyaman. Hal ini sangat membantu pada pasien dalam keadaan sangat kritis yang memerlukan *scan* cepat.

- b. Menghasilkan gambar CT scan yang berkualitas baik dengan nilai diagnosa tinggi, karena menggunakan teknik rotasi sinar X yang kontinu (*slip Ring Scanner*).
- c. Data yang bersifat volumetrik memberikan kemampuan yang lebih fleksibel dalam melakukan rekonstruksi gambar, bila dibandingkan dengan CT konvensional. Kemampuan rekonstruksi terbatas oleh tebal potongan (*slice thickness*), dan waktu yang diperlukan untuk membuat *scan* (*total scan time*). Dengan demikian, teknik penggambaran rekonstruksi multiplanar (*multi planar Rekonstruktion* atau MPR) dengan menggunakan CT scan jenis helical akan lebih sempurna.
- d. Dapat menyajikan gambaran vaskuler secara non invasif pada pemeriksaan CT Angiography
- e. Dapat menghasilkan pencitraan organ tubuh secara lebih informatif dengan memanfaatkan teknik rekonstruksi *Multi planar and curvel Reformation (MPR)*, *Three Dimensional Imaging (3-D)* atau *shaded Surface Display (SSD)*, *maximum Intensity Projection (MIP)* dan *4D Angio Volume Randereng*.

## II.5 Parameter pemeriksaan CT Scan <sup>13)</sup>

Parameter merupakan standar yang digunakan pada setiap pemeriksaan CT Scan.

Adapun parameter-parameter tersebut adalah :

### a. mAs

Parameter mAs merupakan kuantitas sinar X yang digunakan dalam melakukan *scanning* suatu objek. Untuk menghasilkan gambar *soft tissue*, sangat diperlukan derau yang minimum.

### b. kV

Penggunaan kV akan menghasilkan banyak emisi quantum sinar-X, dan tentunya akan menentukan dosis radiasi. Semakin tinggi kV yang diberikan, maka spektrum radiasi akan semakin tinggi, dan tingkat energi akan bertambah.

### c. Tebal irisan (*Slice Thickness*)

Penentuan tebal irisan berpengaruh terhadap derau dan resolusi khusus. Semakin tebal irisan, maka semakin rendah derau, sebaliknya semakin tipis irisan akan menaikkan derau, dan semakin tebal irisan akan semakin rendah resolusinya.

### d. Pitch

Parameter Pitch pada CT Scan merupakan arah pergerakan meja dan perputaran *slice collimator*. (*Siemens Guide Protocol*)

e. Parameter Scan Time

Parameter Scan time mempunyai pengaruh terhadap artefak akibat pergerakan objek. Semakin kecil waktu scan, maka sedikit artefak akibat pergerakan objek.

f. Parameter Algorithma (filter)

Parameter *Algorithma* mempunyai pengaruh terhadap gambaran yang baik (*good defenition*) pada tingkat derau yang tinggi. *Smooting algorithma*, menghasilkan tingkat derau yang rendah, tetapi hasil gambaran menjadi kurang baik (*poorer edge definition*)

g. FOV (Field of View)

Merupakan luas kolimasi areal tubuh yang discan.

h. Window Setting

*Window setting* sangat berpengaruh terhadap tampilan gambar CT Scan, yang berupa *brightness* dan kontras dalam skala keabu-abuan.

## II.6 Aplikasi Parameter Pesawat CT Scan

Pada pesawat CT Scan menampilkan/menyajikan format parameter lebih banyak dan bervariasi. Sebagai contoh parameter *Region, Anatomi, Posisi Pasien, Pergerakan Objek, Range, Thickness, interval*, kilo Volt, mili Ampere second, *window Width* dan *Window Level*. Sedangkan Siemens, menampilkan format parameter CT Scan berupa: kV, mAs, *slice colimation, slice Width, Feed/ rotation, rotation Time, Kernel inccreament, Direction, Scan Range, Computer Tomography Dose Information, Effective Dose*. Parameter ini ditampilkan dalam bentuk Protokol pemeriksaan<sup>[11]</sup>

## II.7 Tegangan dan Arus pada CT Scan

Pada pesawat konvensional tegangan yang dikenal dengan kV, dan arus yang dikenal dengan mAs sangat berpengaruh dengan dosis. Hal ini dapat di hitung dengan rumus:

$$I = \frac{V^2 i}{r^2}$$

dengan : I adalah intensitas sinar X (joule/m s)

V adalah tegangan ( volt)

i adalah kuat Arus (Ampere)

r adalah jarak pesawat dengan objek (m)

Pada CT scan, parameter tegangan dikenal dengan kVp. Besaran kVp menunjukkan besarnya tegangan tabung yang digunakan dalam proses produksi sinar-X. Semakin besar nilai kVp yang digunakan, semakin besar pula intensitas sinar-X yang dihasilkan . Khusus pada CT scan, karena penyinaran dilakukan secara melingkar, maka sulit diketahui besar kenaikan dosisnya, dibanding dengan pesawat konvensional. Besaran mAs merupakan perkalian antara nilai arus tabung dengan waktu paparan. Nilai mAs yang lebih besar menunjukkan jumlah elektron yang menumbuk target akan semakin banyak, sehingga jumlah sinar-X yang dihasilkan akan semakin banyak pula.





## **BAB III**

### **METODE PENELITIAN**

#### **III.1 Tempat dan Waktu Penelitian**

1. Tempat penelitian

Tempat penelitian ini di UGD RSUD Wahidin Sudirohusodo

2. Waktu Penelitian

Waktu penelitian pada bulan Desember 2008

#### **III.2 Alat dan Bahan**

Alat yang digunakan adalah

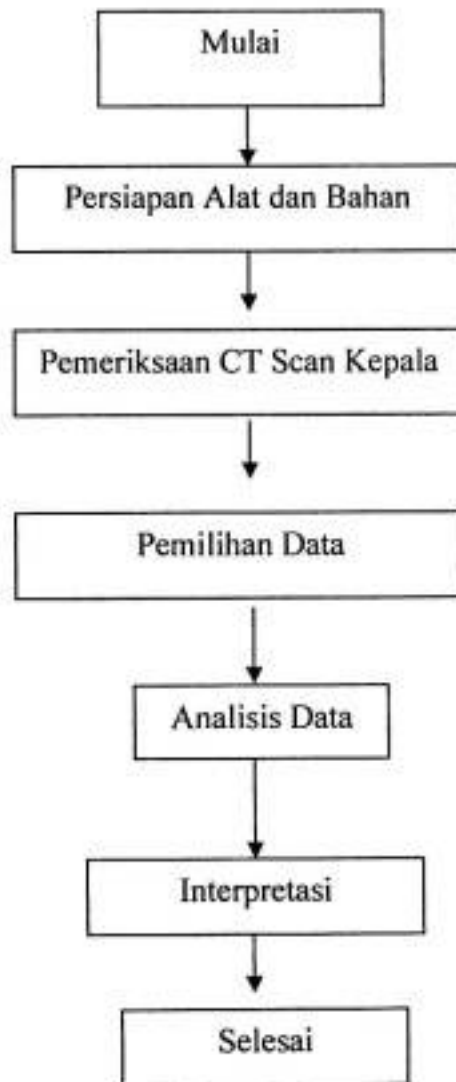
1. CT Scan merk general electric insert, model 46
2. Balpoint
3. Walkman
4. Kamera digital

Bahan yang digunakan adalah kertas

#### **III.3 Prosedur Penelitian**

1. Mempersiapkan alat dan bahan
2. Mengatur posisi pasien
3. Mengambil data pasien pada pemeriksaan kepala yaitu tegangan , kuat arus dan CTDI yang digunakan.
4. Menganalisis data yang diperoleh dengan membandingkan perbedaan dosis dari berbagai jenjang usia serta standar penerimaan dosis pasien Oleh BAPETEN

### III.4 Alur Penelitian





## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN



#### IV.1 Hasil

CT Scan merk general elektrik yang digunakan hanya memiliki dua keadaan tegangan, yaitu 120 kV dan maksimum 140 kV. Oleh sebab itu pemakaian tegangan listrik untuk tabung sinar X pada pesawat CT scan diatur untuk dua kondisi, yaitu untuk pasien anak besarnya 120 kV dan untuk pasien dewasa dengan usia di atas 17 tahun menggunakan besar tegangan 120 kV atau 140 kV, dengan pertimbangan jumlah dosis radiasi yang akan diterima. Nilai tegangan ini selanjutnya digunakan untuk pengukuran pada setiap irisan.

Untuk parameter kuat arus nilai terendah yang digunakan adalah 20 mAs dan nilai kuat arus tertinggi adalah 100 mAs, dengan interval 5mAs, artinya dalam pengaturan kuat arus kenaikan minimumnya sebesar 5 mAs.

Tabel IV.1 : Pemakaian kuat arus terhadap usia

| Usia (tahun)           | Interval Kuat Arus (mAs) |
|------------------------|--------------------------|
| 1. Anak-anak ( 4 – 17) | 20 – 60                  |
| 2. Dewasa (> 17)       | 65 - 100                 |

Dari hasil pemeriksaan kepala pada beberapa kasus, diperoleh beberapa nilai dosis radiasi yang dihitung dengan menggunakan parameter MSAD sebagai berikut :

Tabel IV. 2 : CTDI dan MSAD untuk setiap usia

| Usia (tahun) | CTDI (mGy) Total Kepala | Waktu Penyinaran (detik) | MSAD (mGy) | Jumlah slice |
|--------------|-------------------------|--------------------------|------------|--------------|
| 4            | 363,20                  | 17                       | 22,70      | 16           |
| 16           | 441,92                  | 60                       | 27,62      | 16           |
| 18           | 610,01                  | 34                       | 35,88      | 17           |
| 23           | 432,85                  | 39                       | 28,85      | 15           |
| 35           | 486,13                  | 32                       | 34,72      | 14           |
| 48           | 416,67                  | 32                       | 29,76      | 14           |
| 58           | 365,73                  | 32                       | 26,12      | 14           |
| 62           | 437,76                  | 75                       | 29,18      | 15           |

Nilai tabel diatas diperoleh dengan cara melihat nilai yang ditunjukkan oleh komputer dalam pemeriksaan CT Scan, nilai CTDI tersebut merupakan nilai dosis secara keseluruhan pada pemeriksaan kepala. Waktu penyinaran merupakan nilai yang menunjukkan lama penyinaran setiap kali melakukan pemeriksaan CT scan, sehingga MSAD (*Multiple Scan Average Dose*)nya pun dapat ditentukan. Pada usia 16 tahun dan 62 tahun waktu penyinaran lebih besar karena pemeriksaan jenis penyakit yang diderita oleh pasien tersebut butuh interval yang lebih lama dari *slice* satu ke *slice* yang lain akibat ketebalan objek yang *discan*.

Pada tabel berikut ditampilkan variasi kuat arus terhadap nilai dosis yang

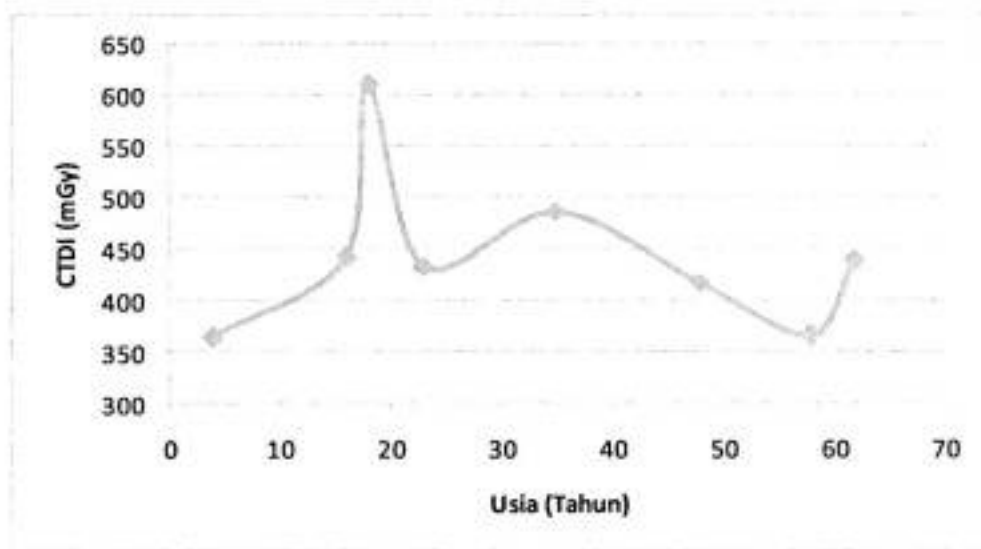
ditunjukkan dengan parameter CTDI, karena pengukuran dilakukan untuk setiap irisan tunggal.

Tabel IV. 3 : Nilai dosis untuk irisan tunggal dengan variasi kV dan mAs

| <b>Tegangan (kV)</b> | <b>Kuat Arus (mAs)</b> | <b>CTDI Tunggal (mGy)</b> |
|----------------------|------------------------|---------------------------|
| 140                  | 100                    | 37,83                     |
| 140                  | 95,0                   | 35,94                     |
| 140                  | 90,0                   | 34,05                     |
| 140                  | 80,0                   | 30,27                     |
| 140                  | 75,0                   | 28,30                     |
| 140                  | 70,0                   | 26,48                     |
| 140                  | 65,0                   | 24,59                     |
| 120                  | 100                    | 34,52                     |
| 120                  | 95,0                   | 32,79                     |
| 120                  | 85,0                   | 29,34                     |
| 120                  | 80,0                   | 27,62                     |
| 120                  | 75,0                   | 25,89                     |
| 120                  | 60,0                   | 22,70                     |
| 120                  | 55,0                   | 18,99                     |

Nilai tabel diatas merupakan nilai penggunaan parameter arus dan tegangan pada setiap irisan sehingga nilai CTDInya dapat dilihat pada komputer.

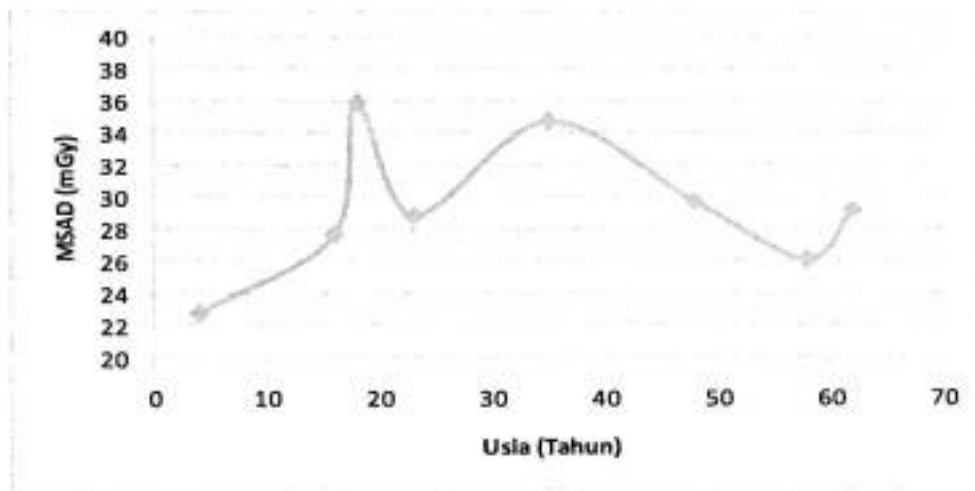
## IV.2 Grafik



*Grafik IV.1 Hubungan antara CI DI dan Usia*

Berdasarkan grafik, kenaikan CTDI terlihat dari anak-anak ke usia di atas 18 tahun yang merupakan usia dewasa. Walaupun demikian untuk usia dewasa disesuaikan dengan kebutuhan pemeriksaan sehingga dosisnya dapat lebih tinggi atau lebih rendah dari usia anak-anak. Pengaturan kV dan mAs dimaksudkan untuk memperoleh nilai CTDI yang sesuai standar kesehatan, sehingga jelas bahwa dosis anak-anak dan orang dewasa berbeda, hal ini diakibatkan efek yang sangat besar yang ditimbulkan pada sel anak-anak yang berakibat fatal bagi masa depan mereka. Kadangkala dosis yang ditunjukkan oleh nilai CTDI tersebut pada orang dewasa dapat sama pada anak-anak jika memenuhi kebutuhan diagnosa. Pada grafik terlihat bahwa dosis pada usia 18 tahun sangat meningkat tajam, hal ini sesuai syarat kesehatan karena dosis yang dipakai tidak lebih dari tetapan BAPETEN. Kondisi yang dialami oleh pasien tersebut sehingga perlu mengalami pemeriksaan yang menyebabkan dosis yang digunakan sangat tinggi.





Grafik IV.2 Hubungan antara MSAD dan Usia

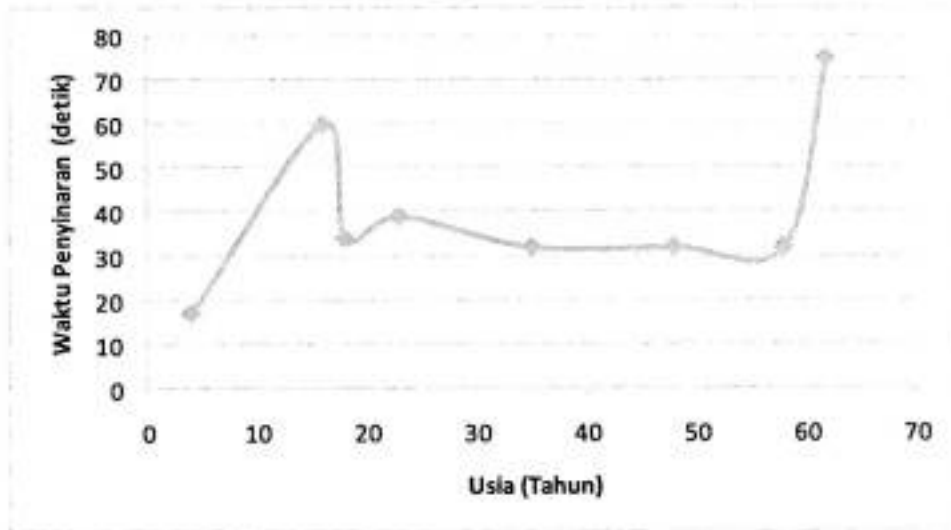
Grafik diatas telah dapat menjelaskan perbedaan dosis anak-anak dan dewasa (diatas 17 tahun) dari *Multiple Scan Average Dose* - nya, yaitu usia dewasa lebih menggunakan rata-rata dosis yang lebih besar dibandingkan dengan anak-anak. Walaupun pada usia dewasa bervariasi, ada dosis tinggi ada dosis yang rendah, tetapi rata-rata dosisnya tidak lebih rendah dari anak-anak. Hal ini lebih memperjelas bahwa dosis anak-anak berbeda dengan orang dewasa. Dosis tersebut memenuhi standar kesehatan jika MSADnya tidak lebih dari 50 mGy dan pada pemakaian pesawat CT Scan merk General Elektrik ini, dosis untuk kategori anak-anak dapat di tentukan dengan mengambil sampel pada 4 tahun dan 16 tahun dan dilihat persentasenya terhadap kategori dewasa seperti pada contoh perhitungan sebagai berikut:

$$\text{Dosis anak-anak} = \frac{32,70 - 27,62}{2 \times 50} \times 100\% = 50,32\%$$

Sehingga dapat disimpulkan bahwa dosis kategori anak-anak tidak lebih dari 60% orang dewasa.

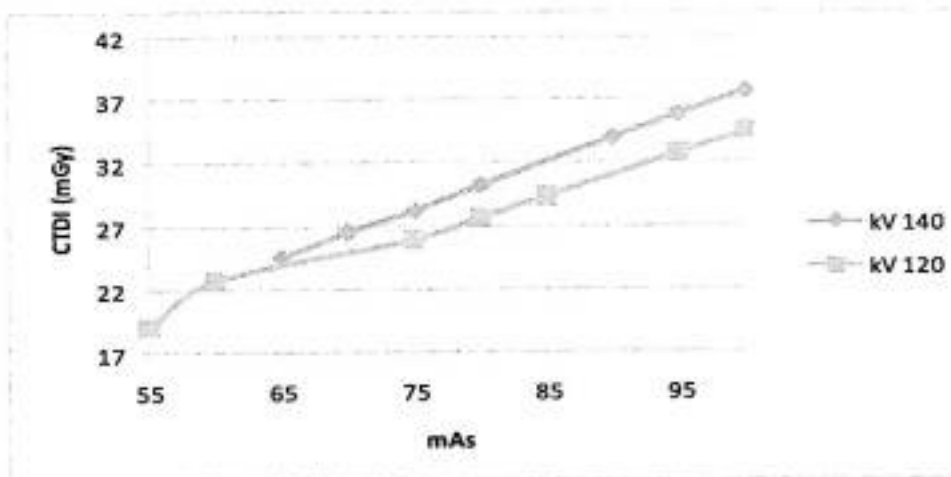


Semakin banyak waktu yang diperlukan maka semakin besar pula intensitas sinar X yang diterima oleh seorang pasien yang menunjukkan seberapa besar dosis radiasi.



Grafik IV.3 Hubungan antara waktu penyinaran dan Usia

Untuk memperoleh dosis yang lebih rendah sehingga anak-anak mempunyai waktu penyinaran yang lebih kecil. Dan kategori dewasa mempunyai waktu penyinaran yang lebih banyak.



Grafik IV.4 Hubungan anatara kV, mAs dan CTDI untuk slice tunggal



Grafik diatas menunjukkan bahwa perubahan sedikit mAs mempunyai efek yang lebih besar terhadap dosis dibandingkan perubahan tegangan.

### IV.3 Interpretasi

Penerimaan dosis radiasi yang diterima pada saat pemeriksaan CT Scan sangat tergantung pada nilai CTDI dari suatu alat CT Scan yang digunakan. CTDI diukur dengan kedalaman antara 16 dan 32 cm dari phantom plaxeglass. Selanjutnya CTDI diukur dalam satuan mGy.

Data nilai CTDI dari pesawat CT Scan merk general electric insert, model 46 yang ada di instalasi UGD Radiologi RSUP Dr Wahidin Sudirohusodo Makassar sangat tergantung dari seberapa besar parameter tegangan dan kuat arus yang digunakan. Adapun rumus yang di gunakan untuk mencari nilai CTDI sudah kami gambarkan pada bab II, sehingga khusus pada pemeriksaan kepala ini, nilai CTDI telah dapat ditentukan oleh komputer, sehingga penganalisaan perubahan parameter tegangan dan kuat arus terhadap dosis dapat dilakukan.

Penggunaan parameter tegangan (kV) pada pemeriksaan CT Scan kepala pada berbagai jenjang usia, digunakan hanya dua tingkat penyinaran yaitu pada 120 kV dan 140 kV, penggunaannya tidak terlepas dari penyesuaian dengan (parameter kuat arus. Pada pesawat merk general elektrik ini penggunaan kV hanya pada dua keadaan ini, tentu penyinaran yang dilakukan harus sesuai dengan standar kesehatan yang ditetapkan oleh BAPETEN. Secara umum untuk orang dewasa MSADnya tidak lebih dari 50 mGy. Seberapa besar tegangan yang di gunakan tidak boleh melebihi dari standar yang ditetapkan oleh BAPETEN tersebut.

Penggunaan parameter kuat Arus (mAs) pada pemeriksaan CT Scan kepala pada berbagai usia juga sangat bervariasi. Untuk kV yang sama dengan usia yang berbeda biasanya digunakan mAs yang relatif berbeda, untuk menyesuaikan dengan standar BAPETEN umumnya usia yang lebih muda, relatif menggunakan mAs yang lebih kecil. Dalam sekali pemeriksaan, untuk setiap individu banyak menggunakan variasi parameter kuat arus, tetapi akuisisi dari semua slicenya yang melibatkan perhitungan CTDInya dan MSADnya harus sesuai dengan standar BAPETEN.

Nilai standar dosis yang ditetapkan oleh BAPETEN bahwa kategori dewasa yaitu usia diatas 17 tahun, Untuk *Multiple Scan Average Dose (MSAD)* - nya tidak lebih dari 50 mGy, sehingga untuk pengambilan gambar pasien dibawah usia 18 tahun nilai dosis radiasi tidak lebih dari tetapan tersebut. Pada pemeriksaan yang dilakukan di RSUD Wahidin Sudirohusodo, dosis untuk pasien dengan usia dibawah 10 tahun sangat jauh dibawah dosis usia diatasnya, dan tentu saja untuk mendapatkan dosis tersebut harus diatur penggunaan parameter tegangan dan kuat arusnya.

Nilai CTDI dan *Multiple Scan Average Dose (MSAD)* berbanding lurus. Nilai CTDI hanya digunakan untuk setiap irisan tunggal. Dalam sekali pemeriksaan, setiap irisan nilai CTDI ada yang lebih besar, tetapi ada juga nilai CTDI yang kecil, sehingga besar kecilnya nilai CTDI yang digunakan akan mempengaruhi nilai MSAD.

Untuk waktu penyinaran pada pemeriksaan CT scan akan mempengaruhi dosis yang diterima pasien. Hal ini disebabkan waktu penyinaran sangat berpengaruh terhadap intensitas sinar yang diterima seseorang, besar kecilnya intensitas sinar tersebut akan berpengaruh terhadap dosis radiasi yang diterima oleh seseorang.

Dalam mengatur tegangan dan kuat arus agar sesuai dengan standar penerimaan dosis biasanya banyak melakukan perubahan pada parameter kuat arus di bandingkan dengan parameter tegangan. Perubahan sedikit pada mAs memberikan perubahan yang lebih besar dibandingkan pada perubahan tegangan dalam sekali pengambilan. Contoh kasus pasien usia 18 tahun dengan analisis citra sebagai berikut :

Tabel IV.4 Perbandingan Perubahan kV, mAs dan CTDI pada *slice*

| <b>Slice</b> | <b>kV</b> | <b>mAs</b> | <b>CTDI</b> |
|--------------|-----------|------------|-------------|
| 1            | 140       | 60         | 22,57       |
| 2            | 140       | 60         | 22,57       |
| 3            | 140       | 60         | 22,57       |
| 4            | 140       | 60         | 22,57       |
| 5            | 140       | 65         | 24,59       |
| 6            | 140       | 70         | 26,48       |
| 7            | 120       | 105        | 36,67       |
| 8            | 120       | 105        | 36,67       |
| 9            | 120       | 105        | 36,67       |
| 10           | 120       | 105        | 36,67       |

| Slice | kV  | mAs | CTDI  |
|-------|-----|-----|-------|
| 11    | 120 | 100 | 34,52 |
| 12    | 120 | 100 | 34,52 |
| 13    | 120 | 90  | 30,42 |
| 14    | 120 | 90  | 30,42 |
| 15    | 120 | 70  | 24,12 |
| 16    | 120 | 70  | 24,12 |

Dari tabel diatas dapat di analisis bahwa CTDI tertinggi terdapat pada *slice* 7 sampai dengan *slice* 10, dengan menggunakan 120 kv dan 105 mAs. CTDI terendah pada *slice* 1 sampai 4 yang menggunakan 140 kV dan 60 mAs. Dan tegangan tertinggi digunakan pada *slice* 1 sampai dengan 6, yaitu 140 kV. *Slice* yang menggunakan tegangan rendah terdapat pada *slice* 7 sampai dengan *slice* 16. Sedangkan yang memakai mAs tertinggi terdapat pada slice 7 sampai 10 dengan 105 mAs dengan tegangan 120 kV. Kuat arus terendah terdapat pada slice 1 sampai dengan 4 dengan 60 mAs dan menggunakan 140 kV. Dari uraian tersebut dapat diambil suatu kesimpulan bahwa untuk memperoleh dosis yang tinggi perubahan banyak dilakukan pada parameter kuat arus dibanding parameter tegangan. Kuat arus sangat berpengaruh terhadap intensitas radiasi yang dipancarkan. Semakin besar intensitas maka diperlukan kuat arus yang besar. Perbedaan intensitas pada kepala disebabkan perbedaan jaringan yang dilewati oleh sinar X, semakin lunak jaringan maka intensitas semakin kecil dan semakin keras jaringan maka semakin besar intensitas.

## **BAB V**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **V.1 Kesimpulan**

Dari pembahasan di atas, dapat disimpulkan yaitu :

1. Perubahan parameter kuat arus mempunyai efek yang lebih besar dalam mengubah dosis dibandingkan dengan parameter tegangan, akibatnya operator radiologi lebih banyak melakukan perubahan terhadap kuat arus dibandingkan dengan tegangan dalam melakukan penyinaran yang sesuai dengan standar penerimaan dosis pasien.
2. Pada umumnya berbagai usia menggunakan kV yang sama, letak perbedaannya hanya pada mAs, sehingga untuk usia dewasa pada umumnya menggunakan mAs yang lebih besar dibanding usia anak-anak untuk memperoleh dosis yang tidak lebih dari 60% orang dewasa

#### **V.2 Saran**

Saran saya adalah agar pada penelitian selanjutnya yang berkaitan dengan dosis radiasi CT Scan hendaknya menggunakan phantom.

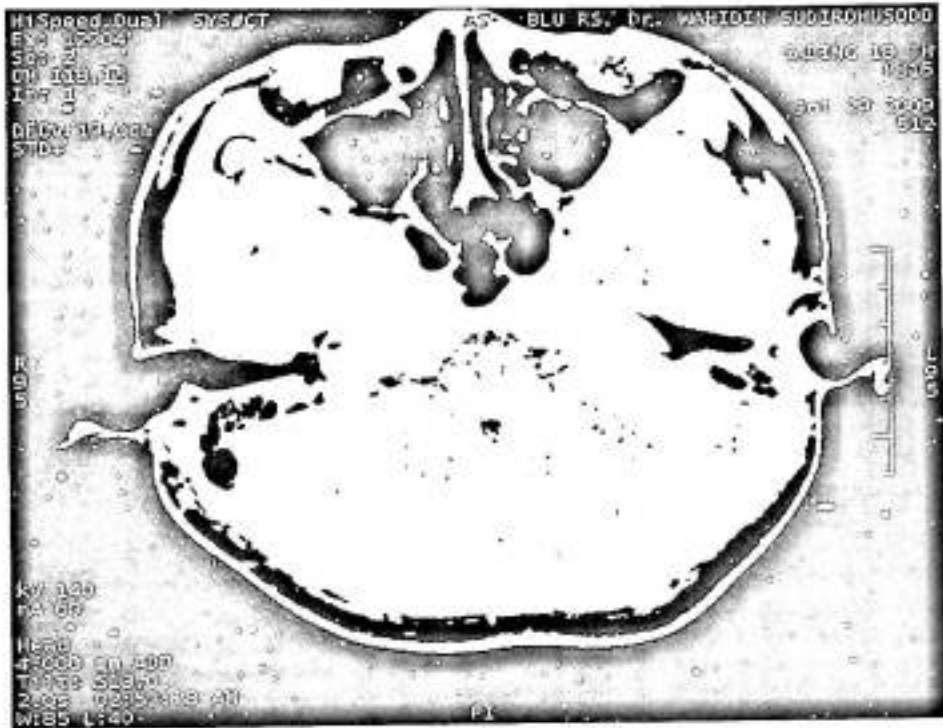
## DAFTAR PUSTAKA

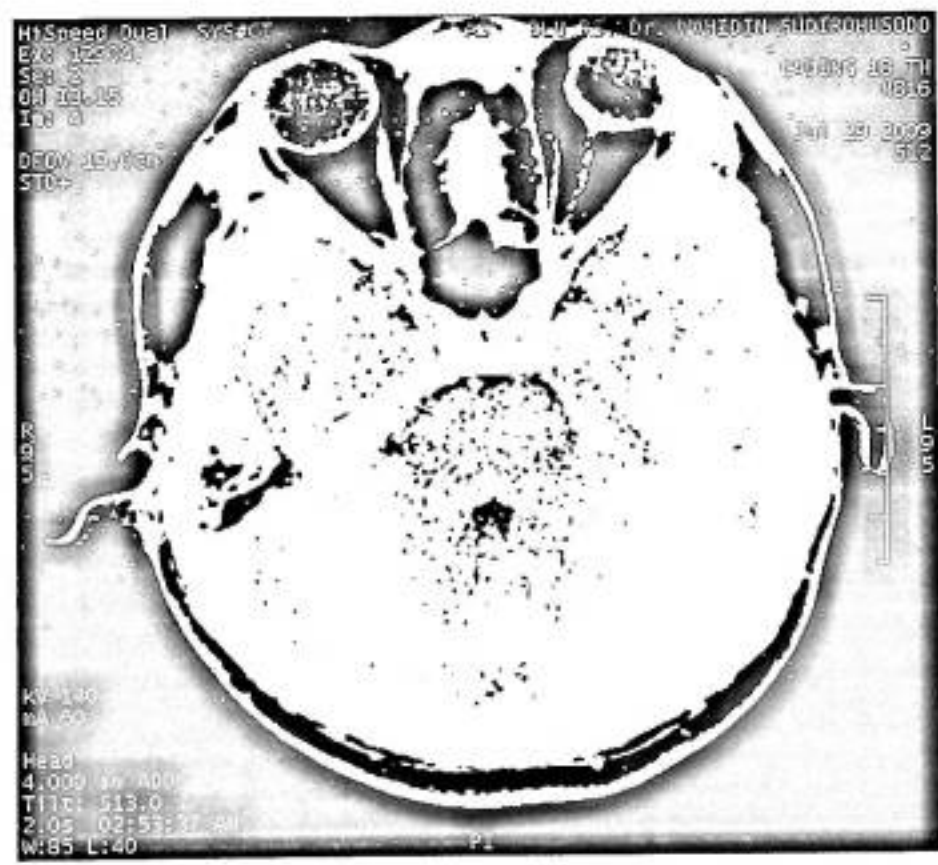
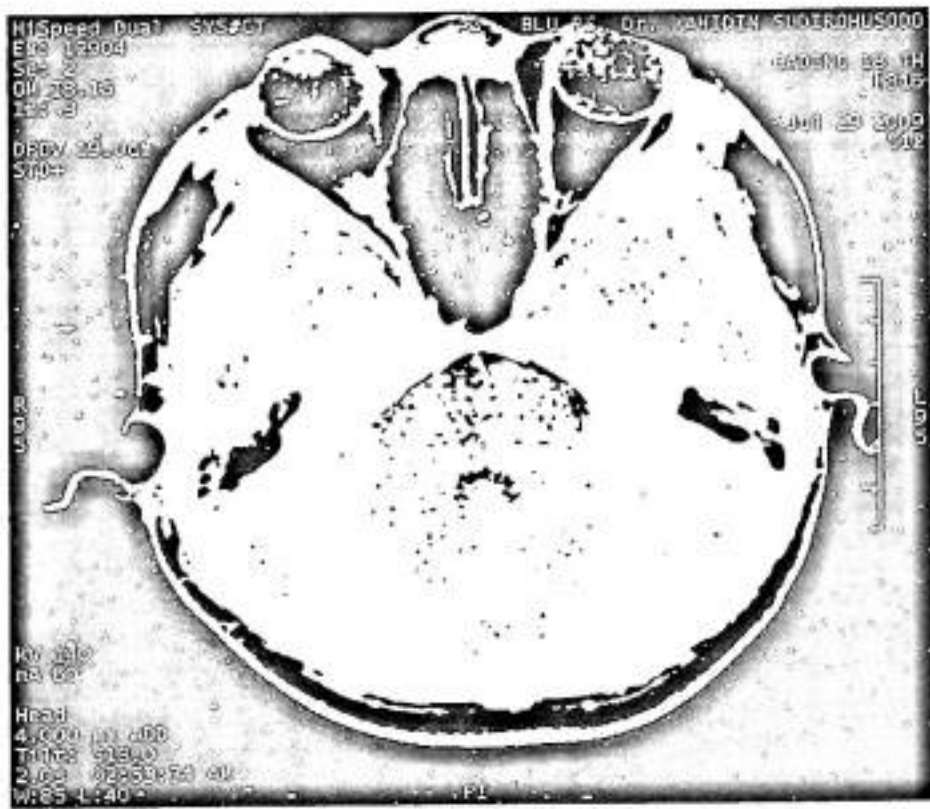
1. Euclid Serrem, RT, BSC, (2001), *Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Controls*, Philadelphia: W.B Saunders Company.
2. Kepala Badan Tenaga Nuklir. Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik BAPETEN No 01- P . 2003., [http://www.batan-bdg.go.id/upload/files/BDI\\_sk\\_001](http://www.batan-bdg.go.id/upload/files/BDI_sk_001), Diakses tanggal 24-10-2008.
3. Hopper, Matthias ,(1999) *Teching Manual Computed Thomography*, Philadelphia: W.B saunders Company;
4. Anonim., *Computed Tomography Dose Index*, 2001, [http://www.imaginis.com/Ct-scan/how\\_ctasp](http://www.imaginis.com/Ct-scan/how_ctasp) diakses tanggal 23-10-2008.
5. European Guidelines EUR 16263 May,1999: *Principle of Dosimetry*, <http://www.imaginis.com>., Diakses tanggal 13-10-2008.
6. Sutrisno.,(1989), *Seri Fisika Dasar: fisika Modern*, Bandung: ITB.
7. Suwarno, Wiryosimin.(1989), *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*, Bandung: ITB.
8. Cember, Herman Herman.(1983), *Pengantar Fisika Kesehatan*, Terjemahan Ahmad Toekiman, Semarang: IKIP Semarang Press.
9. Purwanto, Rosida Ulfa, (2008), *Teknik Pengukuran Dosis Radiasi CT Scan*, Makassar : UNHAS
10. Anonim., Instruktur Pusdiklat Batan, (2003), *Dasar Proteksi Radiasi*, Jakarta : BATAN;2003
11. Sprawls ,(2001), *Textbox of Radiographic Positioning and Related Anatomy*, Philadelphia : Mosby .
12. Brooker M.J.(1986), *Compuetd Tomography for Radiografer*, England: MTP Prees Limited.

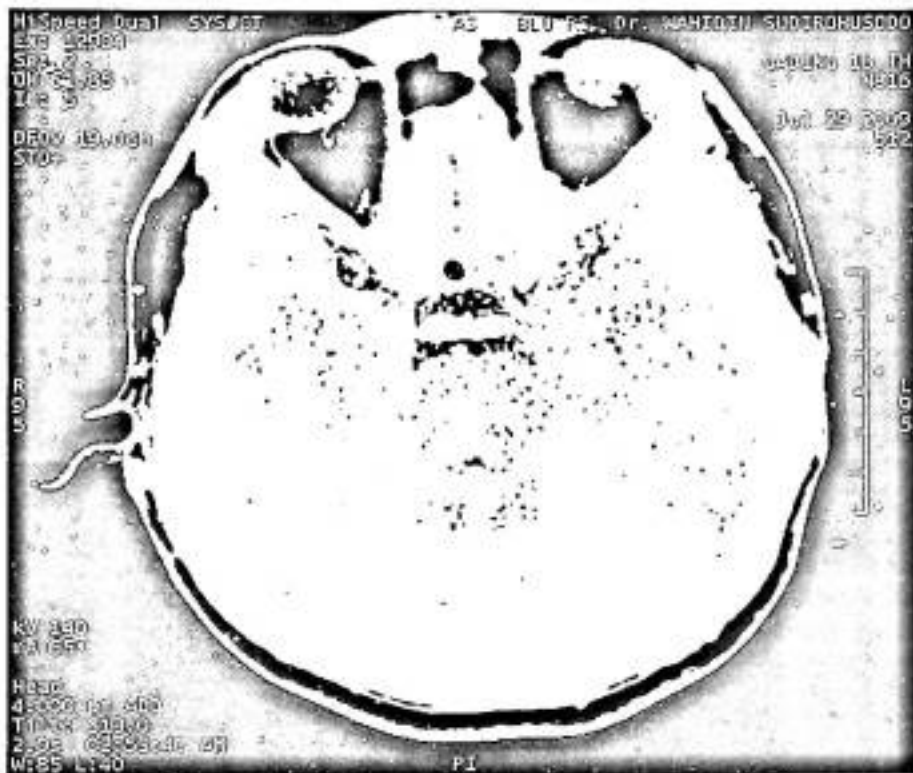


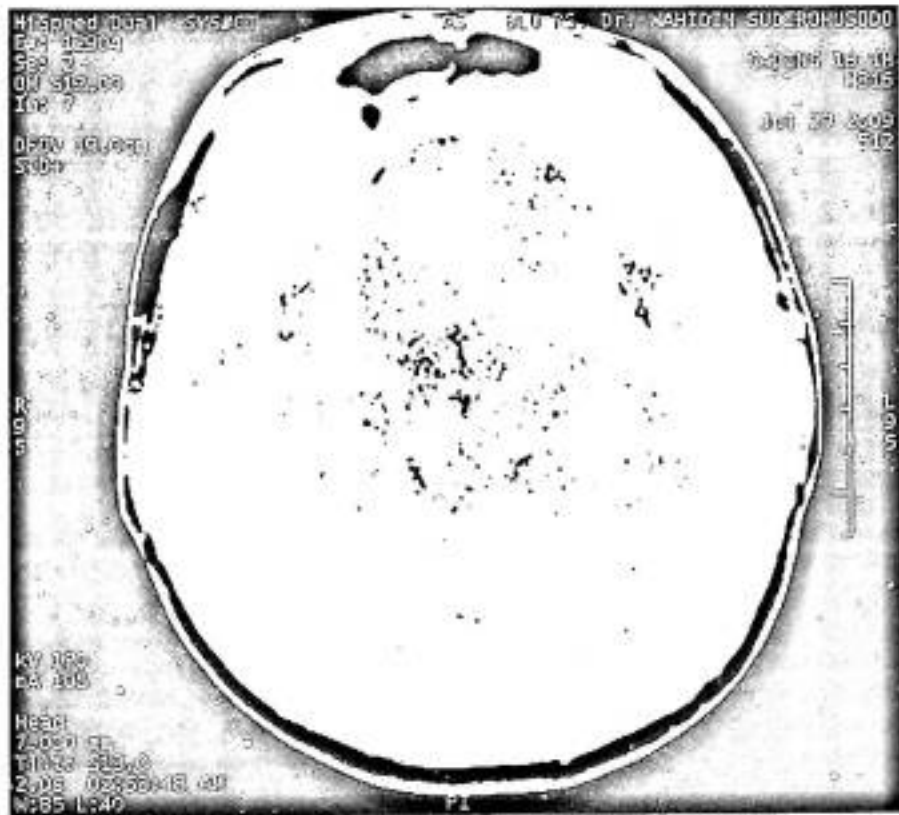
# Lampiran I

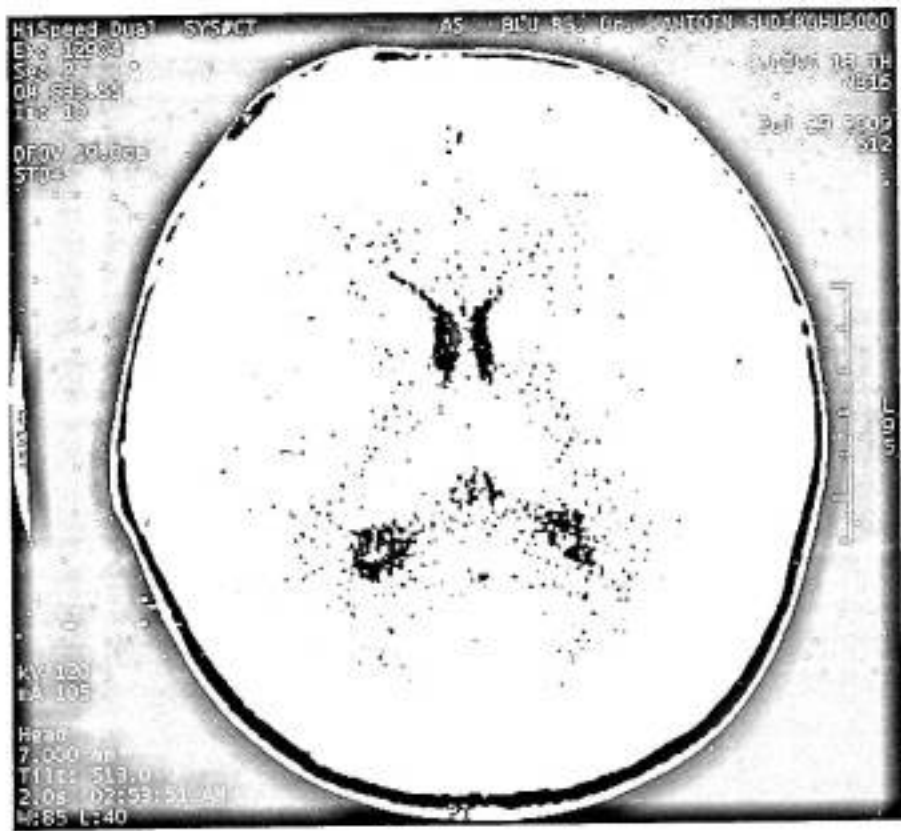
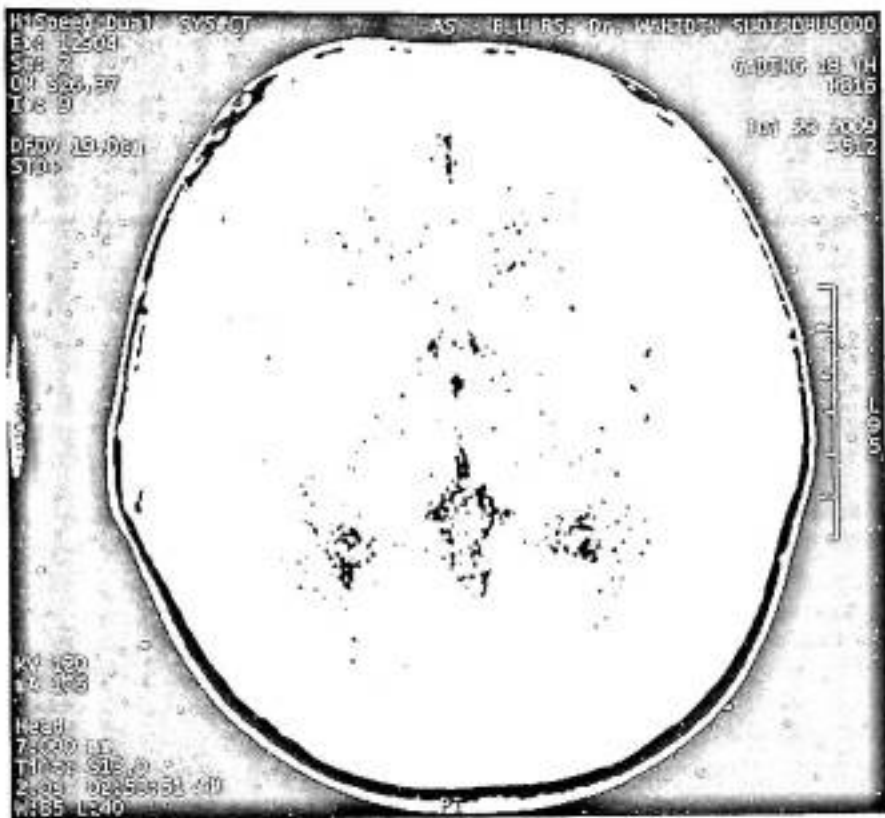
Contoh Gambar Axial Kepala sebanyak 16 *Slice*

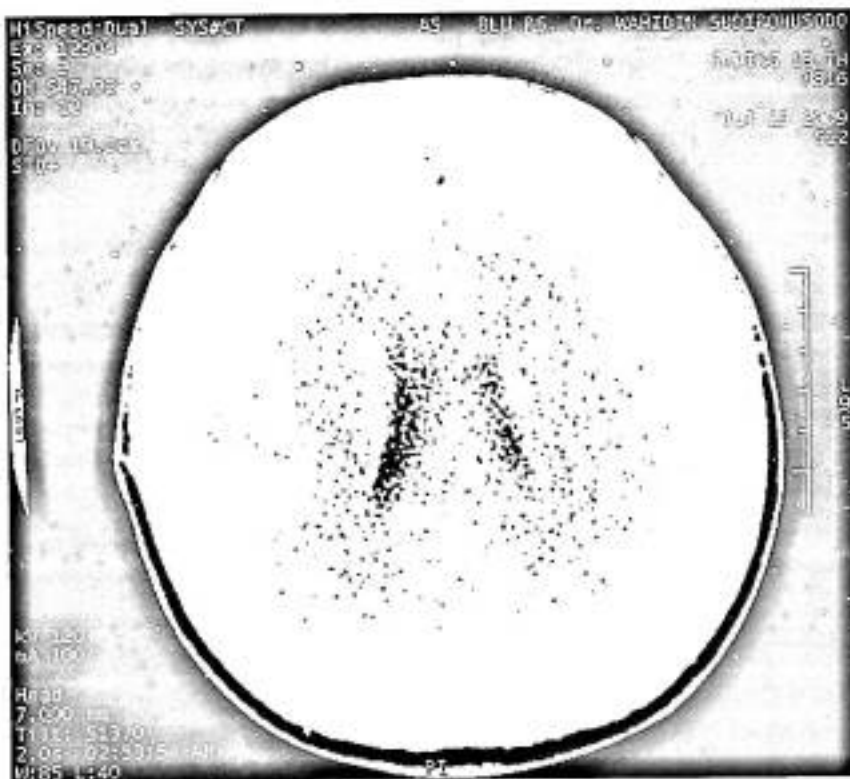
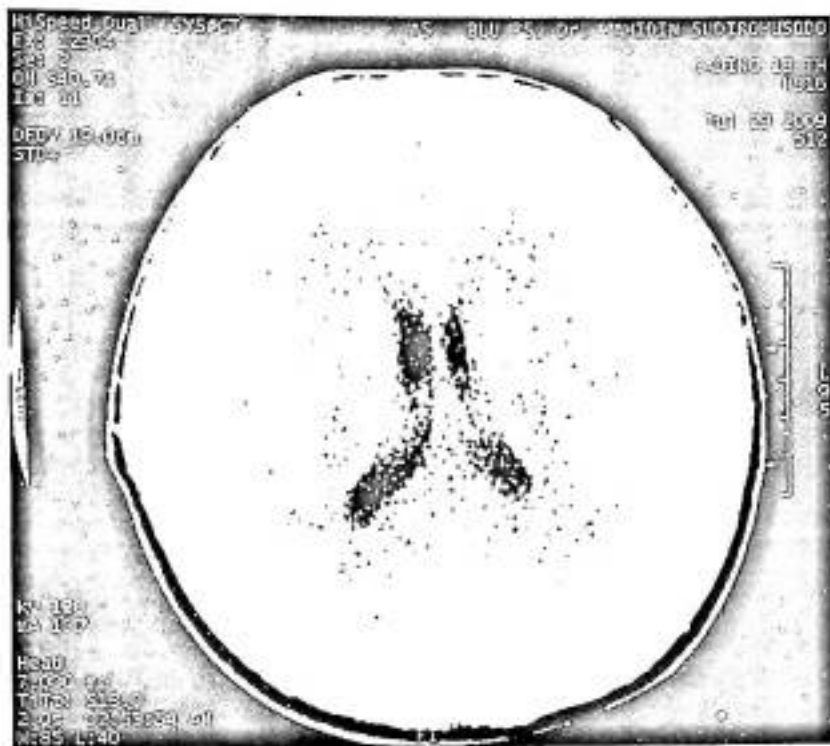


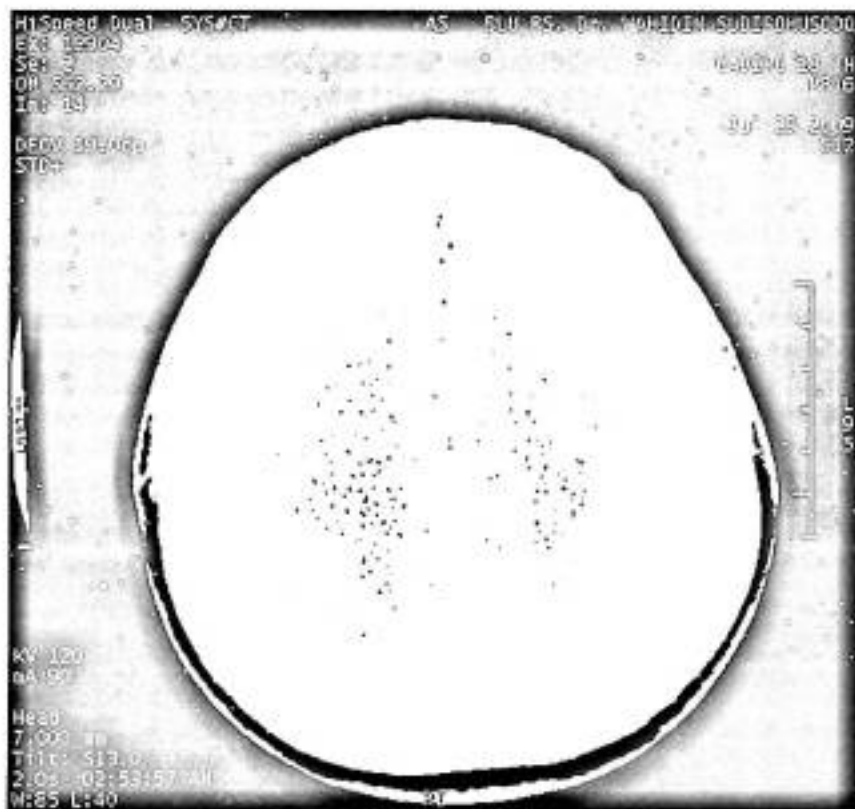
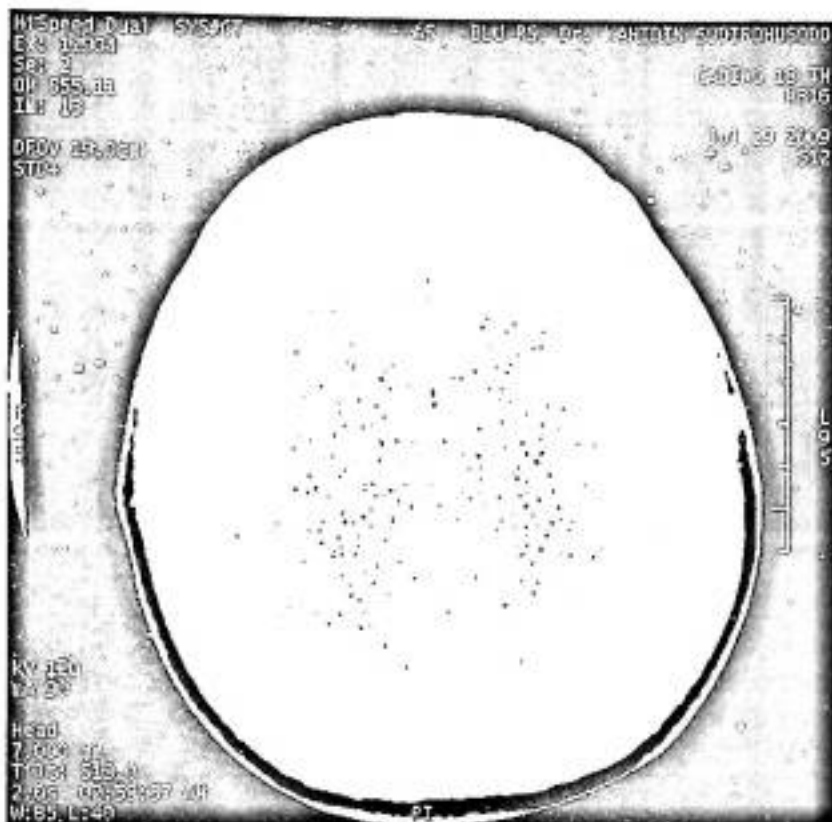


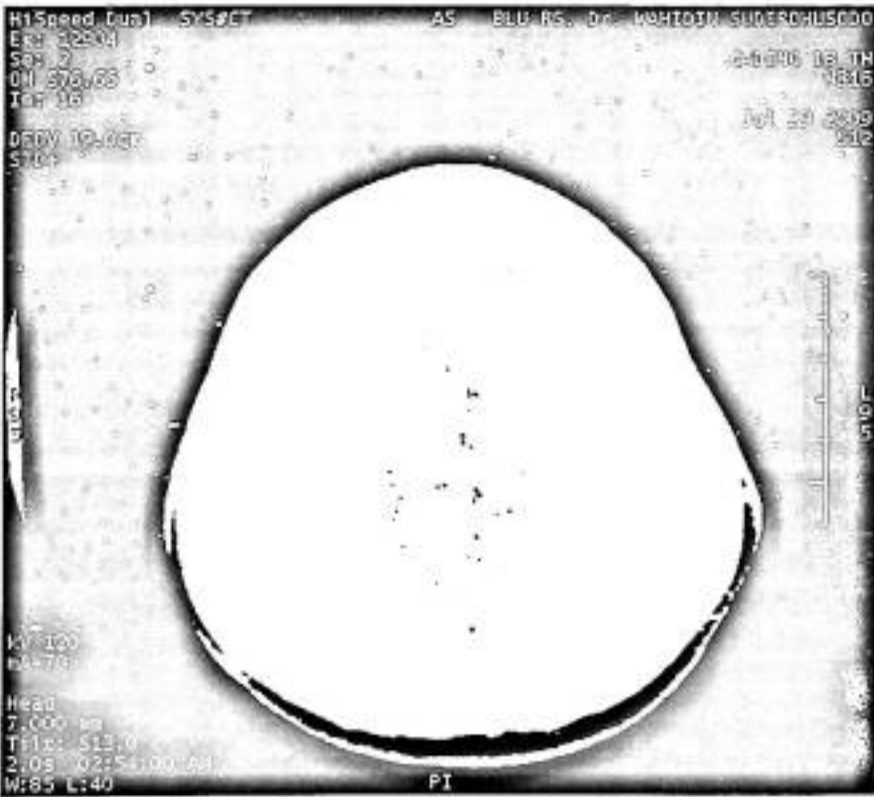
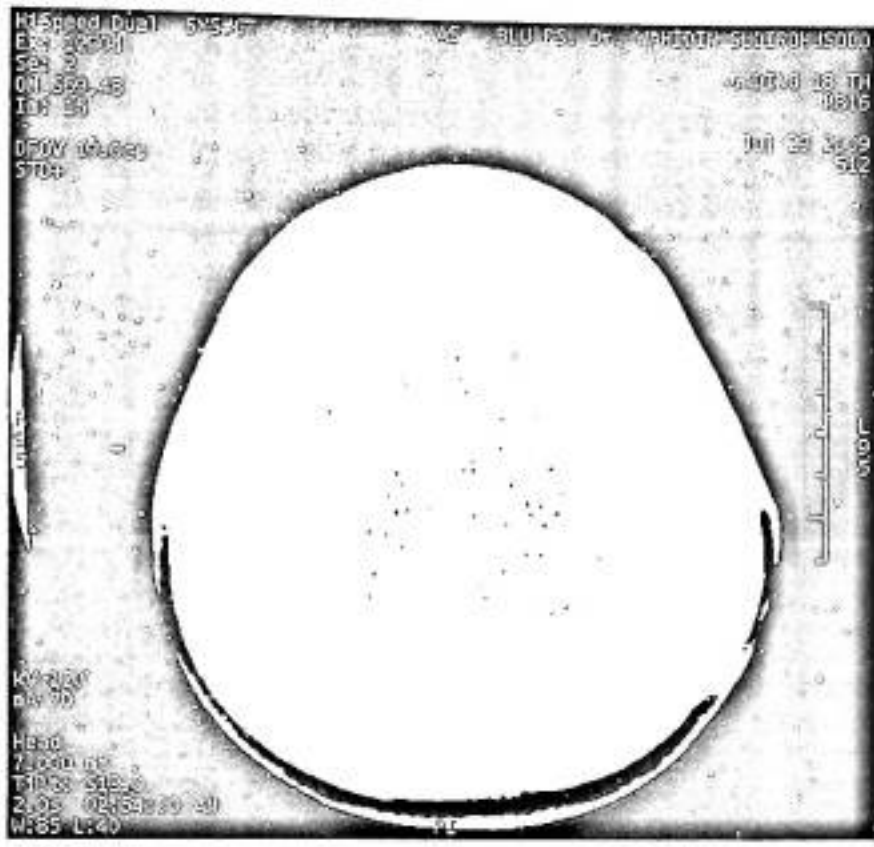








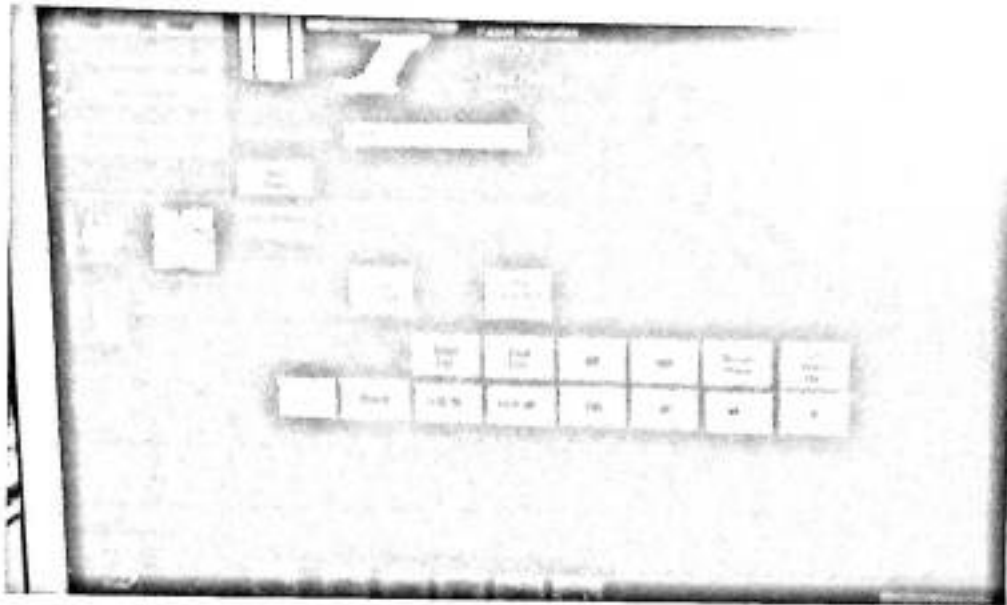






## Lampiran II

### Tampilan Layar CT Scan



| Start Loc | End Loc | No. of Images | Thick (mm) | Interval (mm) | Gantry Rot | SP/DV | RM   | RM  |
|-----------|---------|---------------|------------|---------------|------------|-------|------|-----|
| 1-6       | 20.00   | 205.00        | 6          | 4.0           | 5.00       | 20.0  | Head | 100 |
| 7-10      | 20.00   | 200.00        | 4          | 10.0          | 20.00      | 20.0  | Head | 100 |



**JURUSAN FISIKA  
FAKULTAS MIPA  
UNIVERSITAS HASANUDDIN**

KAMPUS TAMALANREA JL. PERINTIS KEMERDEKAAN KM.10 MAKASSAR, 90245  
Telp. (0411) 586200 Psw. (2403, 2404, 2405, 2406, 2407, 2615) 587634 Fax. (0411) 588551

**KARTU KONTROL  
SEMINAR TUGAS AKHIR MAHASISWA**

NAMA : MARJUM  
NO. POKOK : H21104034  
PROGRAM STUDI : FISIKA  
NAMA PEMBIMBING T.A. : DR. SRI SURYANI DEA

| No. | Hari / Tanggal       | PEMATERI SEMINAR                 |  | Paraf Pimp. Sidang/ Pembimbing |
|-----|----------------------|----------------------------------|--|--------------------------------|
|     |                      | Nama / No. Pokok                 | Judul Seminar I/II   |                                |
| 1   | Rabu<br>28-9-2009    | ITA ROSITA<br>H21103013          | Analisis Sedimentasi dan Aliran Air permukaan serta dampaknya terhadap lingkungan pd area tambang PT INCO sorebbo. | I                              |
| 2   | Kamis<br>29-9-2009   | YULIUS B<br>H22103011            | Analisis Keamanan Gempa Bumi dan hubungannya antara gempa susulan dengan hukuks amori                              | II                             |
| 3   | Kamis<br>29-9-2009   | Pesnat J.Sitomorong<br>H22101029 | Pemodelan numerik intrusi Air Laut di Eustaria   | II                             |
| 4   | Rabu<br>25-3-2009    | NURWAHIDAH<br>H21104037          | Pembuatan dan Pengujian sifat fisis ethanol dari ubi kayu sebagai energi alternatif                                | I                              |
| 5   | Rabu<br>25-3-2009    | HASRIANI<br>H21104014            | Pembuatan dan Pengujian sifat fisis ethanol dan jagung sebagai energi alternatif                                   | I                              |
| 6   | Rabu<br>25-3-2009    | TRIE ISYANA<br>H21104024         | Pembuatan dan Pengujian sifat fisis ethanol dari ubi sebagai energi alternatif                                     | I                              |
| 7   | Rabu<br>01-04-2009   | NURINSYANA<br>H21104032          | Pembuatan dan Pengujian sifat fisis biodiesel dari minyak jarak pogan.   | I                              |
| 8   | Rabu<br>20-05-2009   | ADI KURNIAWATI<br>H21102007      | Analisis Nilai Ketrapatan Optis film poliakrilat pd penggunaan pesawat sinar X terdapat tabung vertikal            | II                             |
| 9   | Selasa<br>26-05-2009 | ALI IMRAN<br>H21104007           | Analisis Pengaruh Konsentrasi amine terhadap pengalakan gas efektif epic   | II                             |
| 10  | Selasa<br>26-05-2009 | MAKNAMAL M<br>H21104010          | Analisis Parameterisasi Tekanan, temperatur dan volume terhadap output Gas Standar                                 | II                             |
| 11  | Rabu<br>27-05-2009   | SAPARJOIN<br>H21103016           | PEG dan Dehydration System Pd Energy Density yang tinggi   | II                             |
| 12  | Rabu<br>27-05-2009   | WANTI DESTAL<br>H21103012        | ANALISIS KEHILANGAN PANAS DALAM MENEN  | II                             |
| 13  | Rabu<br>27-05-2009   | H21104013<br>SARNIAHY            | ANALISIS PERBANDINGAN PENBUKUPAN DOSIS RADIASI TERHADAP ABSORBER Pd PEMANAS IRADIASI                               | II                             |
| 14  | Kamis<br>08-05-2009  | LKA HUSNI HAYATI<br>H22104032    | Estimasi Porositas Reservoir Karbonat menggunakan Multi Atribut Seismik.   | II                             |
| 15  | Kamis<br>20-05-2009  | IRNA SALAFUDJIN<br>H22104031     | INVERSI SEISMIK BERBASIS MODEL LINLIK IDENTIFIKASI RESERVOIR KARBONAT  | II                             |
| 16  | Kamis<br>28-05-2009  | Usti<br>H22103006                | Perancangan filter berbasis Simulink Modul bahan tjar  | II                             |
| 17  |                      |                                  |  |                                |

**CATATAN:**

Diperbolehkan melaksanakan Seminar I/II jika mengikuti Seminar minimal 10 kali

Makassar, .....  
Sekertaris Jurusan

Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc  
NIP. 131 876 905



**JURUSAN FISIKA  
FAKULTAS MIPA  
UNIVERSITAS HASANUDDIN**

KAMPUS TAMALANREA JL. PERINTIS KEMERDEKAAN KM.10 MAKASSAR, 90245  
Telp. (0411) 586200 Psw. (2403, 2404, 2405, 2406, 2407, 2615) 587634 Fax. (0411) 588551

## KARTU KONTROL BIMBINGAN TUGAS AKHIR MAHASISWA

NAMA : HARJUM  
NO. POKOK : N21104034  
PROGRAM STUDI : FISIKA  
NAMA PEMBIMBING T.A. :

| NO. | KONSULTASI BIMBINGAN TUGAS AKHIR |                                    | PARAF PEMBIMBING |
|-----|----------------------------------|------------------------------------|------------------|
|     | HARI/TANGGAL                     | MATERI KONSULTASI                  |                  |
| 1   | Selasa<br>12 - Mei - 2009        | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 2   | Senin<br>25 - Mei - 2009         | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 3   | Senin<br>8 - Juni - 2009         | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 4   | Rabu<br>24 - Juni - 2009         | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 5   | Senin<br>6 - Juli - 2009         | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 6   | Rabu<br>8 - Juli - 2009          | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 7   | Senin<br>13 - Juli - 2009        | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 8   | Rabu<br>13 - Mei - 2009          | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 9   | Kamis<br>24 - Juni - 2009        | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 10  | Kamis<br>9 - Juli - 2009         | Asistensi Bab I, II, III, IV dan V |                  |
| 11  |                                  |                                    |                  |
| 12  |                                  |                                    |                  |
| 13  |                                  |                                    |                  |
| 14  |                                  |                                    |                  |
| 15  |                                  |                                    |                  |
| 16  |                                  |                                    |                  |
| 17  |                                  |                                    |                  |

**CATATAN:**  
Diperbolehkan melaksanakan Seminar I/II  
Jika mengikuti Konsultasi minimal 10 kali

Makassar, .....  
Sekertaris Jurusan

Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc  
NIP. 121.876.005