

158989-

4000009034

HADIAH



ASPEK FIZIKAL TENTANG MESIN TOMOGRAFI BERKOMPUTER

YEO SU CHIEN

**DISERTASI YANG DIKEMUKAKAN UNTUK MEMENUHI SEBAHAGIAN
DARIPADA SYARAT MEMPEROLEHI IJAZAH SARJANA MUDA SAINS
DENGAN KEPUJIAN**

PERPUSTAKAAN
UNIVERSITI MALAYSIA SABAH

**PROGRAM FIZIK DENGAN ELEKTRONIK
SEKOLAH SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITI MALAYSIA SABAH**

APRIL 2006

PERPUSTAKAAN UMS



1400009034



UMS
UNIVERSITI MALAYSIA SABAH

PUMS99:1

UNIVERSITI MALAYSIA SABAH

BORANG PENGESAHAN STATUS TESIS@

Aspek fizikal tentang mesin tomografi berkumputer

H: Sarjana Muda Sains

YEO SU CHIEN (HURUF BESAR)

SESI PENGAJIAN: 2003/06

n dan ringkasan yang

membenarkan tesis (LPSM/Sarjana/Doktor Falsafah) ini disimpan di Perpustakaan Universiti Sabah dengan syarat-syarat kegunaan seperti berikut:-

- Tesis adalah hakmilik Universiti Malaysia Sabah.
Perpustakaan Universiti Malaysia Sabah dibenarkan membuat salinan untuk tujuan pengajian sahaja.
Perpustakaan dibenarkan membuat salinan tesis ini sebagai bahan pertukaran antara institutsi pengajian tinggi.
Sila tandakan (/)

- SULIT
TERHAD
TIDAK TERHAD

(Mengandungi maklumat yang berdarjah keselamatan atau Kepentingan Malaysia seperti yang termaktub di dalam AKTA RAHSIA RASMI 1972)

(Mengandungi maklumat TERHAD yang telah ditentukan oleh organisasi/badan di mana penyelidikan dijalankan)

Disahkan Oleh

Handwritten signature of Yeo Su Chien

YEO SU CHIEN
HS2003-3364

(TANDATANGAN PENULIS)

(TANDATANGAN PUSTAKAWAN)

at Tetap: 52, JLN KANG SRI
ONG FI TAMAN SRI
ONG, 75250, MELAKA

Profesor Madga Dr. Fauziah Hj. Abdul
Nama Penyelia AIZ

h: 12/04/06

Tarikh:

TATAN:- *Potong yang tidak berkenaan.

**Jika tesis ini SULIT atau TERHAD, sila lampirkan surat daripada pihak berkuasa /organisasi berkenaan dengan menyatakan sekali sebab dan tempoh tesis ini perlu dikelaskan sebagai SULIT dan TERHAD.

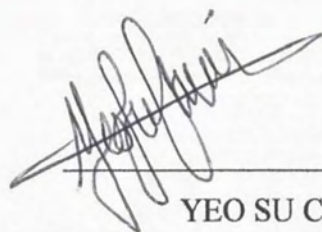
@Tesis dimaksudkan sebagai tesis bagi Ijazah Doktor Falsafah dan Sarjana secara penyelidikan atau disertai bagi pengajian secara kerja kursus dan Laporan Projek Sarjana Muda (LPSM).



PENGAKUAN

Saya akui kaya ini adalah hasil kerja saya sendiri kecuali nukilan dan ringkasan yang setiap satunya telah dijelaskan sumbernya.

8 April 2006



YEO SU CHIEN

HS2003-3364

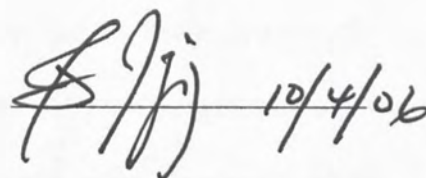


PENGESAHAN**DIPERAKUKAN OLEH**

Tandatangan

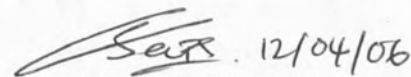
PENYELIA

(Profesor Madya Dr.Fauziah Hj.Abdul Aziz)

10/4/06

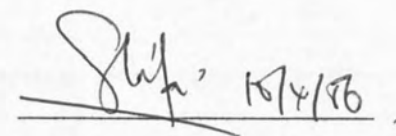
PEMERIKSA 1

(Fauziah Sulaiman)

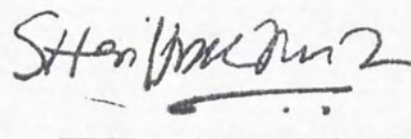
12/04/06

PEMERIKSA 2

(Saafie Salleh)

10/4/06

DEKAN

(Supt/Ks. Profesor Madya
Dr.Shariff A Kadir S. Omang)

PENGHARAGAN

Untuk menyiapkan kajian ini, terdapat banyak orang yang menolong dan memberi bantuan kepada saya untuk mencapai matlamat kajian saya. Orang yang pertama perlu saya mengucapkan ribuan terima kasih ialah penyelia saya, Profesor Madya Dr.Fauziah Hj.Abdul Aziz. Beliau telah memberi mengajar dan memberi banyak nasihat kepada saya untuk menyiapkan kajian saya.

Saya juga mengambil peluang ini untuk mengucap terima kasih kepada ahli keluarga saya yang memberi sokongan moral kepada saya. Atas sokongan kewangan mereka, saya dapat menjalankan dan membeli peralatan yang perlu digunakan dalam kajian saya.

Dengan itu, saya juga ingin mengucapkan ribuan terima kasih kepada Dr.Wan Abdul Kamil, pensyarah Universiti Sains Malaysia yang membantu saya serta memberi sedikit sebanyak idea untuk kajian saya.

Selain itu, saya ingin mengucapkan ribuan terima kasih kepada Ketua Bahagian radiologi Hospital Queen Elizabeth Encik Michael dan Ketua Radiograf Hospital Besar Melaka, Encik Lim Chao Pang. Kedua-dua orang ini telah membenarkan saya melakukan kajian saya di bahagian radiologi dan membimbing saya tentang bagaimana untuk mengambil data pesakit di hospital, terima kasih.



ABSTRAK

Kualiti skrin paparan dan imej diagnostik bagi pesakit boleh diuji oleh mesin *Independent Console CT Scan* dalam bahagian radiology di hospital Queen Elizabeth Hospital. Tujuan kajian ini dijalankan adalah untuk menentukan imej diagnostik yang paling berkualiti. Dengan itu, imej diagnostik itu diubah dengan beberapa nilai *Window Width* dan *Window Level* yang berlainan. Kemudian, bandingkan imej diagnostik di atas dengan *standard setting* bagi mesin *Independent Console CT* itu. Objektif yang kedua ialah untuk membuktikan bahawa bilangan imej adalah linear dengan masa pendedahan. Sebelum melakukan pembuktian ini, beberapa parameter seperti kVp, mA, masa pendedahan, bilangan imej dan kawasan penscanan perlu diambil daripada 30 pesakit. 30 data informasi dan parameter penscanan pesakit perlu diisi dengan penuh. Daripada objektif kedua, bilangan imej yang semakin banyak akan menyebabkan masa pendedahan yang tinggi. Namun, ini akan menyebabkan kesan penyusunan semula imej akan menurun, ini akan menjejaskan kualiti imej diagnostik. Secara tidak langsung, ini merupakan satu cara yang akan meninggikan CT dos di badan. Objektif yang terakhir dalam kajian ini adalah membuktikan bahawa bilangan imej adalah tidak linear dengan kawasan penscanan. Daripada laporan doktor, mesin Tomografi Berkomputer boleh memotong objek itu dalam julat ketebalan 5mm dan 10mm bagi setiap kepingan.



ABSTRACT

The quality of the image diagnostic of patients was monitored with the Computed Tomography at the Queen Elizabeth Hospital. Machine Independent Console CT Scan is used in order to get a good quality image diagnostic. The objective of the study is to determine the quality of the imej diagnostic by adjusting the window width and window level. The study result is generally comparable to previous which showed by the standard setting of the Machine Independent Console CT at the Queen Elizabeth Hospital and General Hospital Malacca. The second objective of the study is to prove that the amount image are linearity with the exposure time. In this study, measurements of kVp, mA, exposure time, number of slices image and scan area were carried out in a sample of 30 patients. This is because the number of slices imaged on each patient has risen as the time required to perform scans and reconstruct images has decreased. The reconstruct image decrease will effect to the quality images diagnostic. This is the trend that make the CT dose had been upward. The third objective of the study is to determine that the amount images are not linearity with the scan area. From the patient report, the Computed Tomography machine in hospital enable cut and slice the object in the range of 5mm to 10mm per slice image.



ABSTRACT

The quality of the image diagnostic of patients was monitored with the Computed Tomography at the Queen Elizabeth Hospital. Machine Independent Console CT Scan is used in order to get a good quality image diagnostic. The objective of the study is to determine the quality of the imej diagnostic by adjusting the window width and window level. The study result is generally comparable to previous which showed by the standard setting of the Machine Independent Console CT at the Queen Elizabeth Hospital and General Hospital Malacca. The second objective of the study is to prove that the amount image are linearity with the exposure time. In this study, measurements of kVp, mA, exposure time, number of slices image and scan area were carried out in a sample of 30 patients. This is because the number of slices imaged on each patient has risen as the time required to perform scans and reconstruct images has decreased. The reconstruct image decrease will effect to the quality images diagnostic. This is the trend that make the CT dose had been upward. The third objective of the study is to determine that the amount images are not linearity with the scan area. From the patient report, the Computed Tomography machine in hospital enable cut and slice the object in the range of 5mm to 10mm per slice image.



KANDUNGAN

	Muka Surat
PENGAKUAN	i
PENGESAHAN	ii
PENGHARGAAN	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
SENARAI KANDUNGAN	vi
SENARAI SIMBOL	ix
SENARAI RAJAH	x
SENARAI FOTO	xi
SENARAI JADUAL	xiii
BAB 1 PENGENALAN	1
1.1 PENGENALAN KEPADA TOMOGRAFI BERKOMPUTER	1
1.2 PENGENALAN KEPADA RADIOGRAFI	3
1.2.1 Prinsip Radiografi	3
1.2.2 Konsep Asas Penghasilan Sinar-x	5
1.3 PEMBENTUKAN IMEJ TOMOGRAFI BERKOMPUTER	9
1.3.1 Fasa Pengimbasan	9
1.3.2 Penyusunan Imej	11
1.3.3 Penukaran Imej Digital Kepada Paparan Video	11
1.4 PRINSIP PENYUSUNAN SEMULA IMEJ	12
1.5 KEBAIKAN DAN KEBURUKAN TOMOGRAFI BERKOMPUTER	14
1.6 JENIS-JENIS TOMOGRAFI BERKOMPUTER	16
1.7 TUJUAN KAJIAN	17
1.8 OBJEKTIF KAJIAN	18
1.9 SKOP KAJIAN	19
BAB 2 ULASAN LITERATUR	20
2.1 PRINSIP TOMOGRAFI BERKOMPUTER	20
2.2 GENERASI PENGIMBAS	22
2.2.1 Pengimbas Generasi Pertama	23



2.2.2	Pengimbas Generasi Kedua	24
2.2.3	Pengimbas Generasi Ketiga	25
2.2.4	Pengimbas Generasi Keempat	25
2.2.5	Pengimbas CT Helik	26
2.3	TIUB SINAR-X	28
2.4	PENGESAN (DETEKTOR)	28
2.5	KILOVOLTAN (kVp)	30
2.6	MILIAMPERE (mA)	31
2.7	ARTIFAK	31
2.8	KUALITI SKRIN PAPARAN DAN KUALITI IMEJ	34
2.10.1	<i>Window Level</i>	35
2.10.2	<i>Window Width</i>	36
2.9	NOMBOR TOMOGRAFI BERKOMPUTER	37
BAB 3 BAHAN DAN KAEDAH		39
3.1	PENGENALAN	39
3.2	BAHAN	44
3.2.1	Menafsirkan <i>Windowing Contrast</i>	44
3.2.2	Menganalisis Data Pesakit	45
3.3	PARAMETER	47
3.4	KAEDAH	49
3.4.1	Cara Kerja Penafsirkan <i>Windowing Contrast</i>	49
3.4.2	Cara Kerja Menganalisis Data	50
BAB 4 KEPUTUSAN DAN ANALISIS DATA		53
4.1	KEPUTUSAN MENAFSIFKAN <i>WINDOWING CONTRAST</i>	53
4.2	MENGANALISIS DATA-DATA PESAKIT	56
BAB 5 PERBINCANGAN		61
5.1	MENAFSIFKAN <i>WINDOWING CONTRAST</i> DARI SEGI KUALITI SKRIN PAPARAN DAN KUALITI IMEJ	61
5.2	MENGANALISIS DATA INFORMASI DAN PARAMETER PENGIMBASAN PESAKIT	64
BAB 6 KESIMPULAN		71



RUJUKAN

75

LAMPIRAN A

78



SENARAI SIMBOL

CT	Tomografi Berkomputer
ICRP	Suruhanjaya Antarabangsa bagi Perlindungan Radiologi
KeV	Kilo electron Voltan
MeV	Mega electron Voltan
A	Ampere
V	Voltan
° C	Darjah Celsius
°	Darjah
”	Inchi
mm	Milimeter
μ_{H_2O}	Pekali pelemahan (attenuation coefficient) air pada tenaga efektif sinaran
μ_{tissue}	Tisu yang berada dalam voxel
H	Hounsfield
CTDI	Computed Tomography Dos Index
CDRH	Center for Devices and Radiological Health
MSAD	Multiple Scan Average Dose
s	Saat
kVp	Kilovoltan



SENARAI RAJAH

No.Rajah		Muka Surat
1.1	Susun Atur Asas Bagi Radiografi	4
1.2	Litar Ringkas Bagi Peralatan Sinar-x	7
1.3	Graf Keamatan Melawan Jarak Gelombang	8
1.4	Penghasilan Sinar-x Selanjar	9
1.5	Sistem Pancaran Elektron Tomografi	10
1.6	Cara Pembinaan Penyusunan Imej	13
1.7	Profil Pemfokusan Keamatan Radiasi	14
2.1	Jenis Potongan Imej Tomografi Berkomputer	22
2.2	Model Pengimbas Generasi Pertama	25
2.3	Model Pengimbas Generasi Kedua	26
2.4	Model Pengimbas Generasi Ketiga	27
2.5	Model Pengimbas Generasi Keempat	28
2.6	Pengesan CT Yang Dipenuhi Dengan Cas-cas	32
2.7	<i>Motion</i> Artifak	35
2.8	<i>Metal</i> Atau <i>Star</i> Artifak	35
2.9	<i>Cupping</i> Atau <i>Beam Hardening</i> Artifak	36
2.10	<i>Partial Volume Averaging</i> Artifak	36
2.11	Tetingkap Digital Imej	37
2.12	Paparan Imej Diagnostik Yang Mempunyai <i>Window Level</i> Yang Tinggi Dan <i>Window Width</i> Yang Kecil	38
2.13	Paparan Imej Diagnostik Yang Mempunyai <i>Window Level</i> Yang Rendah Dan <i>Window Width</i> Yang Tinggi	38
2.14	Artifak Yang Mempunyai <i>Window Level</i> Yang Sama Tetapi <i>Window Width</i> Yang Berbeza.	39



SENARAI FOTO

No.Foto		Muka Surat
1.1	Model Mesin Pengimbas CT	2
1.2	Model Mesin Tomografi <i>Ultrafast</i>	17
1.3	Senapang Elektron Mesin Tomografi <i>Ultrafast</i>	17
2.1	Model Unit Mesin Tomografi Berkomputer	22
2.2	Model Mesin Pengimbas CT Helik Yang Menggunakan Lingkaran Cebisan	26
2.3	Cincin Pengesan Mesin CT Helik	30
3.1	<i>Injektor Medrad Model OP 100</i> Buatan Amerika Syarikat	40
3.2	Bilik Sinar-x Mesin Tomografi Berkomputer Di Hospital Queen Elizabeth	41
3.3	Peralatan Yang Digunakan Dalam Bilik Sinar-x Mesin Tomografi Berkomputer	41
3.4	Mesin <i>Control Panel CT Scan</i>	42
3.5	Mesin <i>Independent Console CT Scan</i>	42
3.6	Mesin <i>Laser Image 3M</i>	43
3.7	Radiograf Primer Bahagian Otak	44
3.8	<i>Scanogram</i> Yang Ditunjukkan Dalam Mesin <i>Independent Console</i>	51
3.9	Imej Diagnostik <i>Axial</i> Yang Ditunjukkan Dalam Mesin <i>Independent Console</i>	51
4.1	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Otak Yang Mempunyai <i>Window Width 150H</i> Dan <i>Window Level 50H</i>	53
4.2	Imej Diagnostik Bagi Tisu Tulang Bahagian Otak Yang Mempunyai <i>Window Width 1500H</i> Dan <i>Window Level 250H</i>	54
4.3	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Peparu Yang Mempunyai <i>Window Width 1500H</i> Dan <i>Window Level -700H</i>	54



4.4	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Hempedu Yang Mempunyai <i>Window Width</i> 600H Dan <i>Window Level</i> 50H	55
4.5	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Perut Yang Mempunyai <i>Window Width</i> 1500H Dan <i>Window Level</i> 250H	55
5.1	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Otak Yang Mempunyai <i>Window Width</i> 500H Dan <i>Window Level</i> 50H	62
5.2	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Otak Yang Mempunyai <i>Window Width</i> 1H Dan <i>Window Level</i> 50H	62
5.3	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Otak Yang Mempunyai <i>Window Width</i> 150H Dan <i>Window Level</i> -20H	63
5.4	Imej Diagnostik Bagi Tisu Lembut Bahagian Otak Yang Mempunyai <i>Window Width</i> 150H Dan <i>Window Level</i> 70H	64



SENARAI JADUAL

No.Jadual		Muka Surat
1.1	Kebaikan Dan Keburukan Mesin Pengimbas CT Helik	16
2.1	Sifat-sifat Bagi Pelbagai Jenis Pengimbas Mesin Tomografi Berkomputer	24
2.2	Kandungan Nombor Tomografi Berkomputer Dalam Tisu	41
3.1	Data Informasi Dan Parameter Pengimbasan Pesakit	53
3.2	Parameter Yang Digunakan Dalam Bahagian Penganalisan Data	55
4.1	Data <i>Scanogram</i> Pesakit Pertama Yang Lengkap Diisikan.	57
4.2	Data Informasi Dan Parameter Penscanan Pesakit Yang Lengkap Disikan	58
4.3	Catatan Doktor Tentang Pesakit 1	59
4.4	Jadual 3.2 Yang Lengkap Diisikan	60
5.1	Catatan Doktor Tentang Pesakit 4	67
5.2	Catatan Doktor Tentang Pesakit 15	68
5.3	Catatan Doktor Tentang Pesakit 24	69



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 PENGENALAN KEPADA TOMOGRAFI BERKOMPUTER

Kajian yang dibuat dalam tesis ini adalah berkaitan dalam bidang radiologi pengionan iaitu Tomografi Berkomputer. Tomografi Berkomputer dalam Bahasa Inggeris bermaksud *Computed Tomography (CT Scan)*.

Pada tahun 1971, Godfrey N.Hounsfield telah mencipta mesin Tomografi Berkomputer yang pertama. Beliau telah menggunakan “konsep J. Radon” iaitu imej pada objek yang mempunyai tiga dimensi boleh didigitkan dalam komputer dengan cara matematikal. Pada masa itu, Hounsfield hanya mencipta mesin pengimbas Tomografi Berkomputer yang mempunyai imej tunggal (*single section images*) (Carlton, dan Adler, 2001).



Pada tahun 1972 dikatakan merupakan satu revolusi dalam bidang radiologi apabila Professor Kalender memperkenalkan Tomografi Berkomputer dalam saiz monograf (Terrier.F *et al.*, 2000). Menurut kajian beliau, Tomografi Berkomputer dalam cara *spiral* itu boleh menjimatkan masa penscanan dan kadar pemfokusan kepada objek yang tepat. Iaitu *spiral CT* dapat menscan tisu dengan jelas dan dapat memotong objek itu dalam kepingan yang halus yang tidak dapat dibuat sebelumnya. Diameter setiap kepingan adalah lebih kurang 1mm (Faulkner, 2000).

Pada tahun 1977, Tomografi Berkomputer telah diperkenalkan oleh syarikat RMI (Foto 1), Tomografi Berkomputer merupakan satu kejayaan cemerlang dalam bidang perubatan akibat hasil kajian daripada Hounslow (United Kingdom) dan Cormack (South Africa). Pada masa itu, Tomografi Berkomputer telah menggunakan cara penscanan *Axial* di mana merupakan satu penscanan yang moden dan berupaya menscankan bahagian dalam tubuh badan secara kepingan-kepingan (Md Saion Salikin *et al.*, 2002).

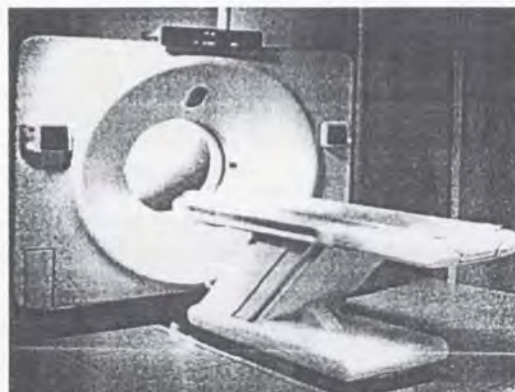


Foto 1.1 Model mesin *CT Scan* yang pertama diperkenalkan oleh syarikat RMI pada tahun 1977.

1.2 PENGENALAN KEPADA RADIOGRAFI

Radiografi adalah suatu kaedah merekod imej dalam sesuatu objek. Radiografi merupakan sejenis fotografi, tetapi berbeza dengan fotografi biasa kerana fotografi biasa hanya merekod imej luaran sesuatu objek (rupa bentuk objek).

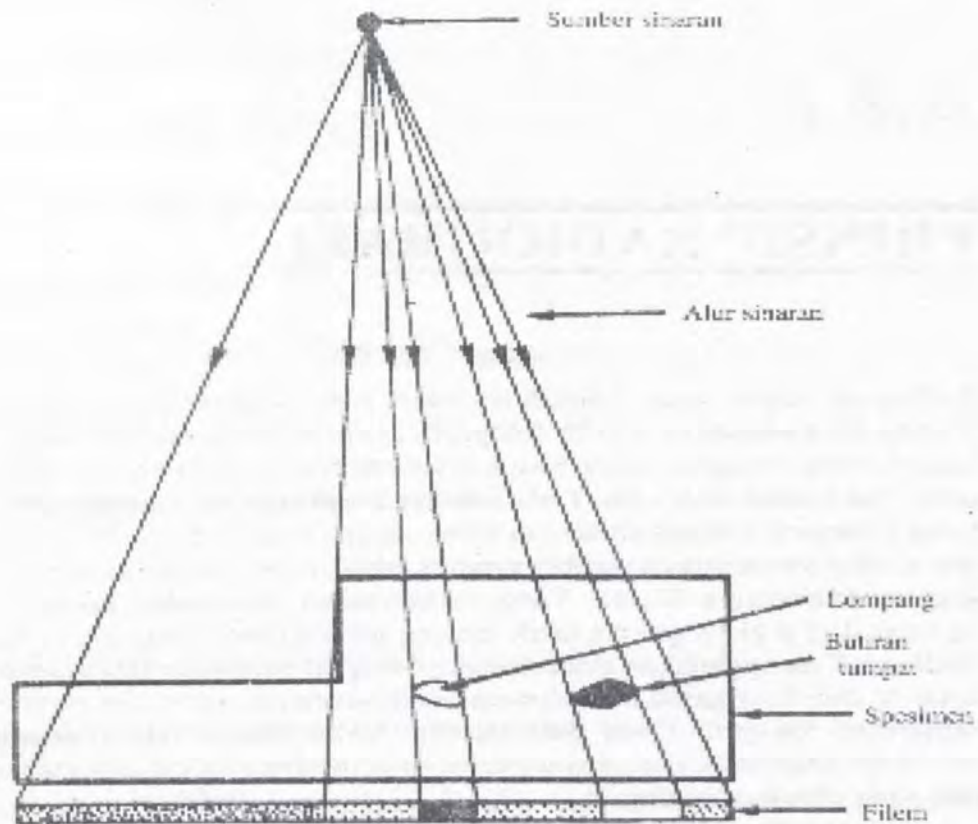
1.2.1 Prinsip Radiografi

Pada asasnya keperluan bagi membolehkan kerja radiografi dilakukan adalah sama seperti keperluan pada fotografi biasa. Kedua-dua cara memerlukan sumber sinaran, objek (spesimen) dan pengesan sinaran (contohnya filem) (Abdul Razak Daud, 1993).

Radiografi dan fotografi boleh dibezakan dari segi fungsinya iaitu tentang jenis sinaran yang digunakan. Radiografi menggunakan sinaran elektromagnet bertenaga tinggi seperti sinar-x dan sinar gama. Di samping itu, Fotografi biasa hanya menggunakan sinaran elektromagnet bertenaga sederhana iaitu sinar inframerah, cahaya nampak dan sinar ultralembayung.

Dalam radiografi, sumber sinaran diletakkan di suatu sisi spesimen, sementara pengesan sinaran diletakkan di sisi yang bertentangan dengan sumber sinaran. Rajah 1.1 menunjukkan kedudukan sumber sinaran, spesimen dan filem pengesan.





Rajah 1.1 Susun atur asas bagi radiografi di mana sumber sinaran diletakkan di suatu sisi spesimen, sementara pengesan sinaran diletakkan di sisi yang bertentangan dengan sumber sinaran (Abdul Razak Daud,1993).

Semasa sinaran melalui spesimen, sebahagian daripada sinaran itu akan diserap mengikut ketebalan spesimen. Menurut Abdul Razak Daud, semakin tebal atau semakin tumpat sesuatu spesimen maka semakin banyak sinaran akan terserap. Dengan itu, sinaran yang berjaya melepasi spesimen akan mengena pada filem pengesan (Abdul Razak Daud, 1993).

Pendedahan filem kepada sinaran akan menyebabkan imej pendam terbentuk pada lapisan emulsi filem dan apabila filem diproses dengan larutan pencuci, kawasan hitam akan terbentuk pada filem.

Satu perkara yang perlu diberi perhatian semasa pengendalian radiografi ialah aspek keselamatan sinaran. Disebabkan sinaran yang digunakan merupakan jenis sinaran yang sangat menembus, yakni boleh melalui bahan dan membahayakan manusia, maka pekerja yang terbabit perlu mematuhi peraturan-peraturan keselamatan sinaran bagi pekerja radiografi seperti telah digariskan oleh Lembaga Perlesenan Tenaga Atom Malaysia dan Suruhanjaya Antarabangsa bagi Perlindungan Radiologi (ICRP).

1.2.2 Konsep Asas Penghasilan Sinar-x

Tiub sinar-x boleh menghasilkan sinar-x dengan tenaga daripada beberapa KeV hingga beberapa MeV. Walau bagaimanapun, penggunaannya terbatas kerana operasi tiub sinar-x memerlukan kuasa elektrik yang tinggi. Sumber radioaktif pula akan menghasilkan sinar gama bertenaga tertentu mengikut jenis bahan radioaktif yang digunakan.

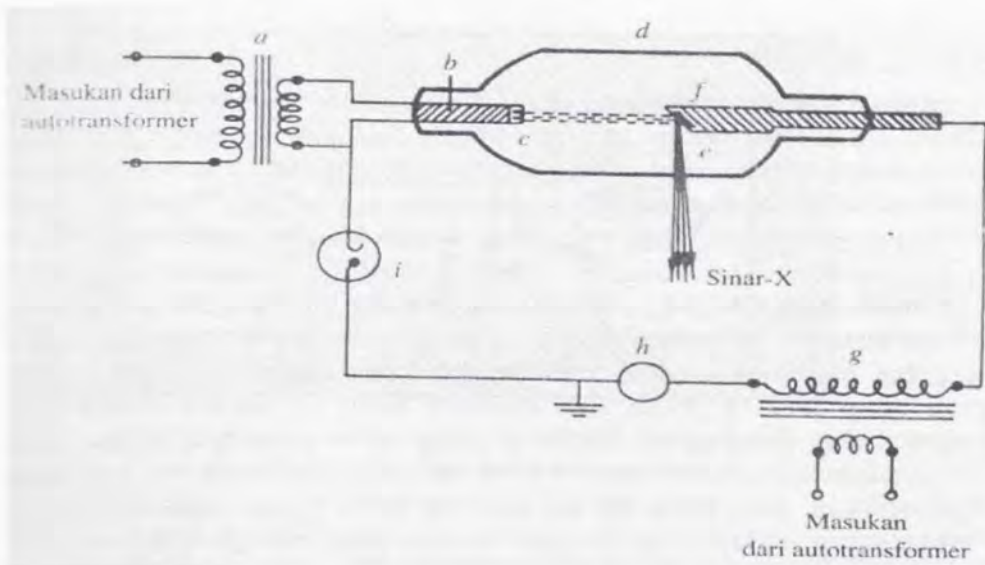
Walaupun begitu, sumber ini mudah dibawa ke tempat pemeriksaan di lapangan. Tenaga sinaran neutron yang diperolehi daripada bahan radioaktif seperti ^{252}Cf dan reaktor nuklear biasanya diturunkan menjadi kurang daripada 1eV dengan menggunakan bahan bernombor jisim rendah sebelum digunakan bagi kerja radiografi (Abdul Razak Daud, 1993).

Konsep asas penghasilan sinar-x adalah bermula daripada tiub sinar-x. Tiub sinar-x adalah terdiri daripada tabung logam berpenutup seramik yang mengandungi anod dan katod. Ruang kosong di dalam tabung ini ialah vakum. Pada katod terdapat filamen, filamen tersebut dipanaskan dengan kuasa elektrik akan memancarkan elektron.



Filamen biasanya dipanaskan dengan menggunakan arus ulang-alik sebesar 1A hingga 5A pada voltan 4V hingga 12V. Pada anod terdapat sasaran yang dibuat daripada bahan yang mempunyai nombor atom besar dan bersuhu lebur tinggi seperti tungsten yang suhu leburnya 3400°C .

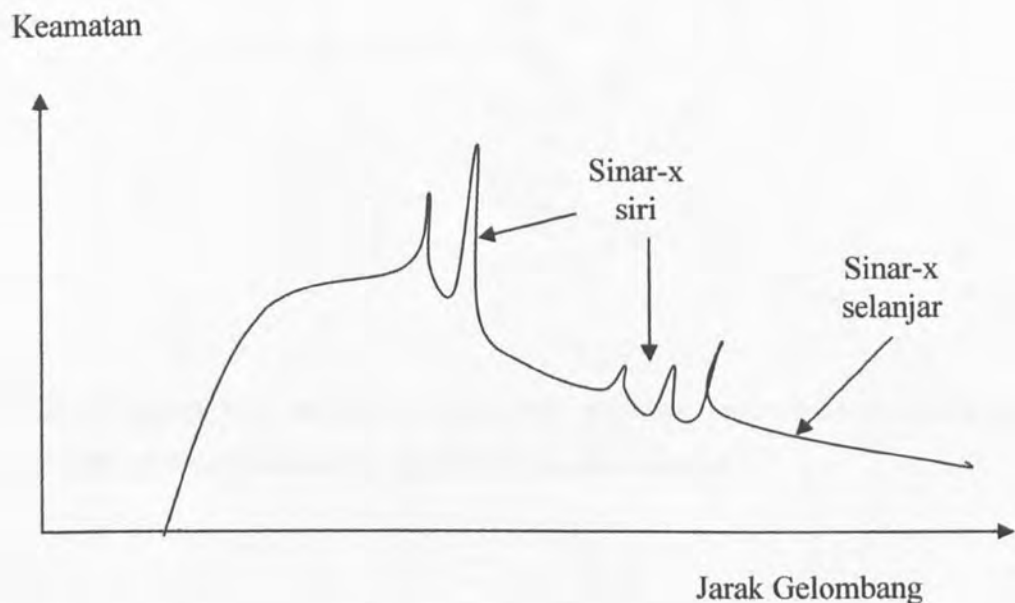
Elektron yang dipancarkan oleh filamen dipecut ke sasaran oleh beza keupayaan yang tinggi di antara anod dan katod. Arus alur elektron yang bergerak di antara katod dan anod dinamakan sebagai arus tiub. Perlanggaran elektron dengan atom sasaran akan menghasilkan sinar-x. Rajah 1.2 menunjukkan contoh litar ringkas bagi penghasilan sinar-x daripada tiub sinar-x.



Rajah 1.2 Litar ringkas bagi peralatan sinar-x yang menggunakan tiub sinar-x: a = transformer filamen, b = katod, c = filamen, d = tiub sinar-x, e = sasaran, f = anod, g = transformer voltan tinggi, h = ammeter dan i = injap rektifier (Abdul Razak Daud, 1993).

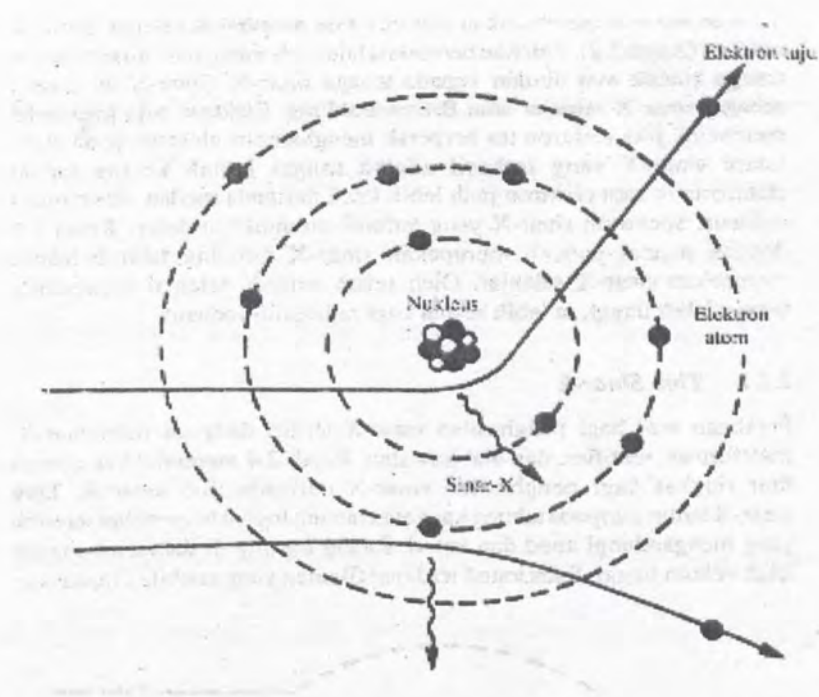
Secara umumnya, sinar-x dihasilkan apabila elektron yang bergerak dengan laju melanggar bahan atau menukar arah gerakannya apabila elektron-elektron melanggar bahan. Ini bermakna elektron ini akan melanggar elektron atom itu atau bersaling tindak dengan medan elektrostatis nukleus.

Elektron yang terletak pada orbit yang terdalam suatu atom akan tertolak keluar dari atom apabila dilanggar oleh elektron tuju yang bergerak laju, yakni mempunyai tenaga yang besar. Elektron dari salah satu orbit jiran tadi akan melompat mengisi ruang kosong yang ditinggalkan itu. Semasa perlompatan elektron, sebahagian tenaganya akan dibebaskan dalam bentuk sinar-x.



Rajah 1.3 Graf keamatan melawan jarak gelombang. Dalam graf menunjukkan kedudukan sinar-x siri dan kedudukan sinar-x selanjar (sinar-x Bremsstrahlung).

Sinar-x selanjur atau dikenali sebagai sinar-x Bremsstrahlung lebih sesuai digunakan dalam radiografi industri kerana ia mempunyai tenaga yang tinggi (Rajah 1.3). Hal demikian kerana elektron adalah bercas negatif, apabila elektron tuju memasuki atom maka elektron itu akan ditarik oleh nukleus kerana nukleus bercas positif. Tarikan nukleus membuatkan elektron tuju membelok selepas melintasi nukleus seperti Rajah 1.4.



Rajah 1.4 Menunjukkan tarikan elektrostatis nukleus menyebabkan elektron tuju membelok pada petala orbit dan menghasilkan sinar-x selanjur.

RUJUKAN

- Abdul Razak Daud, 1993. *Radiografi Industri*. Percetakan Dewan Bahasa dan Pustaka, Kuala Lumpur, 1-50.
- Ball, J. dan Moore, A.D., 1997. *Essential Physics for Radiographers*. Ed. ke-3. Blackwell Science, London, 156-189.
- Bontogger, K.L., 1993. *Textbook of Radiography Positioning And Related Anatomy*, Ed. ke-4. Mosby-Year Book, inc, 56-134.
- Carlton, R.R. dan Adler, A.M., 2001. *Principle of Radiographic Imaging*. Ed. ke-3. Delmar Thomson Learning, Amerika Syarikat, 166-231.
- Ezzeddine, M.A., Lev, M.H., McDonald, C.T., Rordorf, G., Filho, J.O., Aksoy, F.G., Farkas, J., Segal, A.Z., Schwamm, L.H., Gonzalez, R.G. dan Koroshetz, W.J., 2002. CT Angiography With Whole Brain Perfused Blood Volume Imaging. *The British Journal of Radiology* **33**, 959.
- Faulkener, W.A.K., 2000. Computed Tomography. *British Journal of Radiologi* **74**, 220.
- Freeman, A.H., 2000. CT and Bowel Disease. *The British Journal of Radiology* **74**, 414.
- Greathouse, J.S., 1998. *Radiographic Positioning & Procedures*. Volume 1: Basic Positioning & Procedures. Delmar, Amerika Syarikat, 322-346.



- Gupta, L.C. dan Gupta, A., 1998. *X-Ray Diagnosis and Imaging*. Ed. ke-3. Jaypee Brothers Medical Publicshers (P) Ltd, India, 137-148.
- Khursheed, A.A., Hillier, M.C., Shrimpton, P.C. dan Wall, B.F., 2001. Influence of Patient Age on Normalized Effective Dose Calculated For CT examination. *The British Journal of Radiology* **75**, 819-830.
- Md Saion Salikin, Mohd Khalid Matori, Wan Hazlinda Ismail dan Asmaliza Hashim, 2002. X-ray Medical Imaging In Diagnostic Radiology. *Prosiding Seminar R&D MINT 2002*, 25-27 Jun 2002.
- Papadimitriou, D., Tsapaki, V. dan Kottou, S., 2002. Application of European Commission Reference Dose Level in CT examinations in Crete, Greece. *The British Journal of Radiology* **74**, 836-840.
- Soares, J.C., 2003. *Brain Imaging in Affective Disorders*. Marcel Dekker, Amerika Syarikat, 78.
- Terrier, F., Grossholz, M. dan Becker, C.D., 2000. *Spiral CT of the abdomen*. Springer, New York, 198-216.
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, *Sources and Effects of Ionizing Radiation: UNSCEAR 1993 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes*.
- Webster, J.G., 1988. *Encyclopedia of Medical Device and Instrumentation*. Wiley, NewYork, 277-280.



Wedener, O.H., 2000. *Whole Body Computed Tomography*. Ed. ke-2. Blackwell Scientific Publication, Paris, 379-390.

Wikipedia, 2005. *Computed Tomography- Wikipedia, the Free Encyclopedia*.
http://en.wikipedia.org/wiki/Computed_axial_tomography, 25 February 2006.

Wolbarst, A.B., 1993. *Physics of Radiology*. Prentice-Hall International, Inc, New York, 89.

