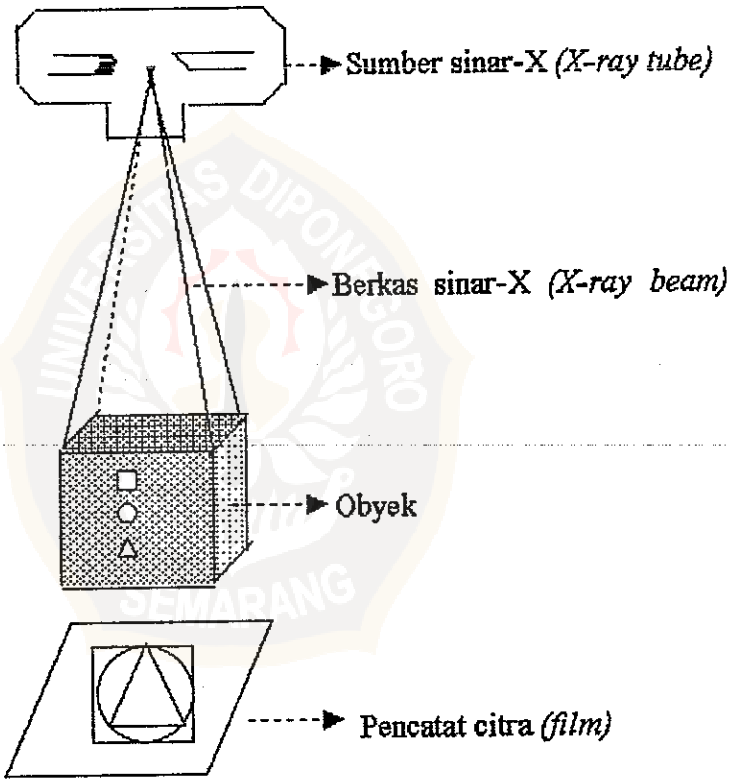
BAB II

DASAR TEORI

2.1. Batasan Radiografi Konvensional dan Tomografi

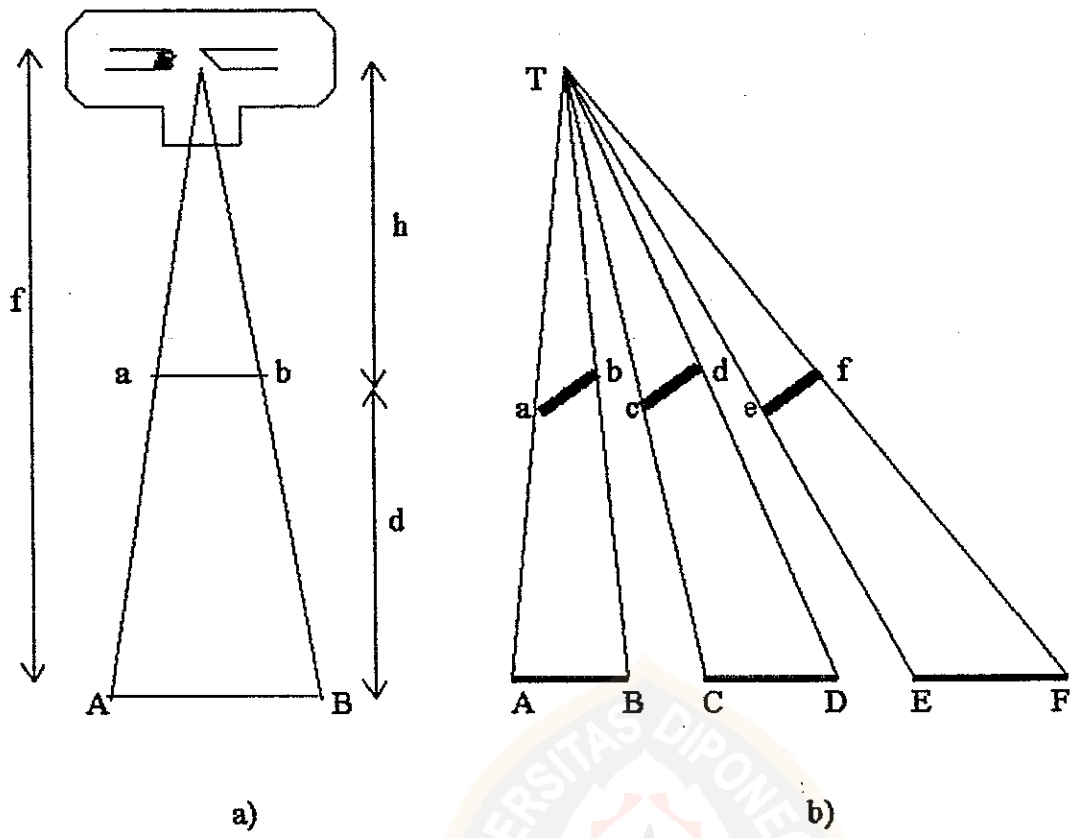
Pada radiografi konvensional pencitraan yang dihasilkan pada umumnya saling superposisi antara obyek satu dengan lainnya (gambar 2.1), hal ini dikarenakan proyeksi hanya satu arah antara sumber radiasi, obyek dan film.



Gambar 2.1. Superposisi citra radiografi konvensional

(Seeram, 1982)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)



Gambar 2.2. Konsep radiografi konvensional a) magnifikasi b) distorsi

(Meredith dan Massey, 1977)

Keterangan gambar 2.2 a :

T = Sumber sinar-X (*x-ray tube*)

f = *FFD (Focus Film Distance)* = Jarak dari fokus ke film

d = *OFD (Object Film Distance)* = Jarak dari objek ke film

h = *FOD (Focus Object Distance)* = Jarak dari Fokus ke Objek

ab = objek

AB = citra dari ab

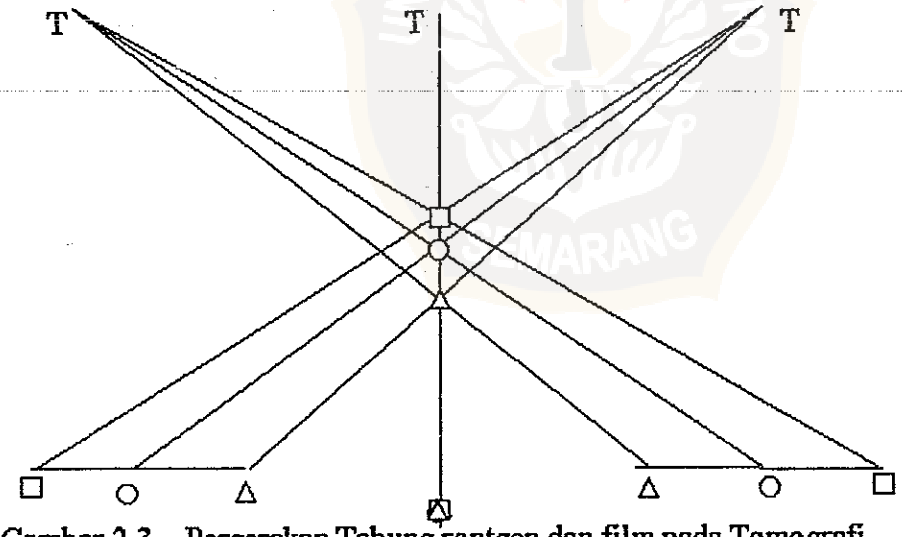
This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Selain superposisi, pada radiografi konvensional dimungkinkan terjadinya pembesaran citra dari obyek aslinya (magnifikasi). Gambar 2.2a citra AB lebih besar dari obyek nya ab, secara geometri faktor pembesaran (m) dapat ditentukan :

$$m = \frac{AB}{ab} = \frac{f}{h} = \frac{f}{f - d} \qquad (2\text{-}1)$$

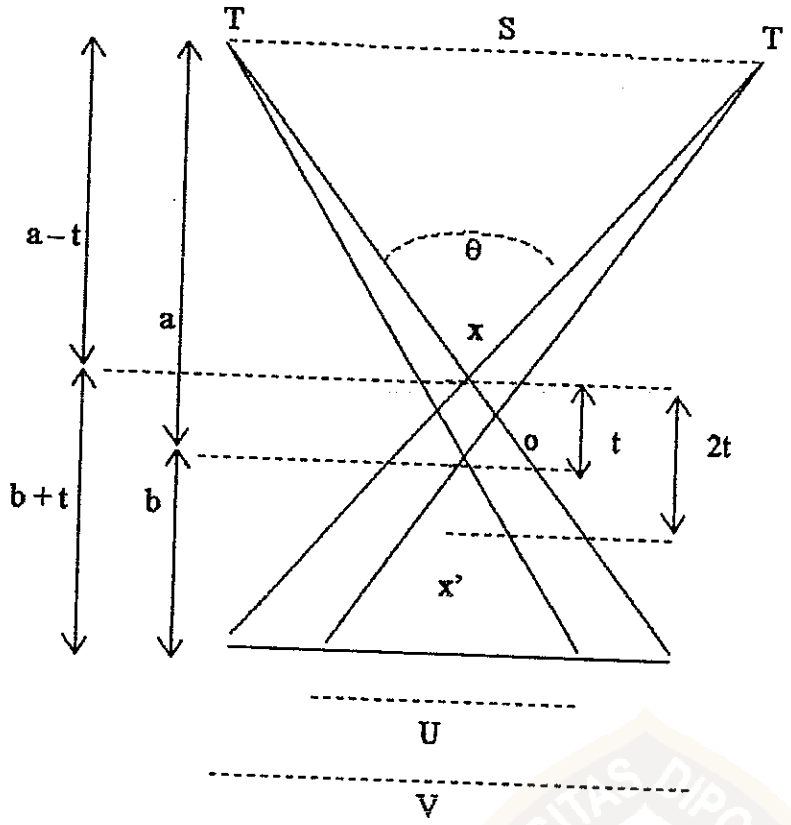
Pada gambar 2.2b, adanya perubahan bentuk citra dari obyek aslinya (distorsi), obyek ab = cd = ef, sedang pada citra diperoleh AB ≠ CD ≠ EF, distorsi pada gambar di atas terjadi karena faktor penyudutan.

Pada tomografi (bahasa latin *tomos* = irisan) pengambilan obyek dilakukan dengan menggerakkan dua dari tiga komponen yaitu tabung röntgen dan film secara berlawanan arah sedangkan pasien tetap (gambar 2.3), kelemahan teknik ini adalah kualitas citra tidak optimal karena adanya pengkaburan dari struktur di sekitar obyek.



Gambar 2.3. Pergerakan Tabung rontgen dan film pada Tomografi (Seeram, 1983)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)



Gambar 2.4 Faktor geometrik pada Tomografi

(Meredith dan Massey, 1977)

Dari gambar (2.4) secara sederhana dapat dibuktikan bahwa faktor kekaburan (B_m) dan ketebalan lapisan yang diambil pada tomografi konvensional.

$$\frac{U}{S} = \frac{b}{a} \quad \text{atau} \quad U = S\,\frac{b}{a} \qquad (2\text{-}2)$$

$$\frac{V}{S} = \frac{b+t}{a-t} \quad \text{atau} \quad V = S\,\frac{b+t}{a-t} \qquad (2\text{-}3)$$

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Maka faktor pengkaburan (B_m)

$$B_m = V - U = S \frac{(a+b)}{(a-t)} \frac{t}{a} \qquad (2\text{-}4)$$

Untuk $t <<< a$, maka $B_m = S \frac{(a+b)}{a^2} t$ (2-5)

$$t = B_m \frac{a}{S} \frac{a}{(a+b)} \qquad (2\text{-}6)$$

karena $\theta = \frac{S}{a}$ (2-7)

Ketebalan irisan dari obyek yang tergambar :

$$2t = 2 B_m \frac{1}{\theta} \frac{a}{(a+b)} \qquad (2\text{-}8)$$

Dimana 2t = ketebalan irisan

B_m = faktor pengkaburan

θ = sudut pergerakan tabung

S = jarak lintasan tabung

a = Jarak tabung ke aksis (fulkrum)

b = Jarak fulkrum ke film

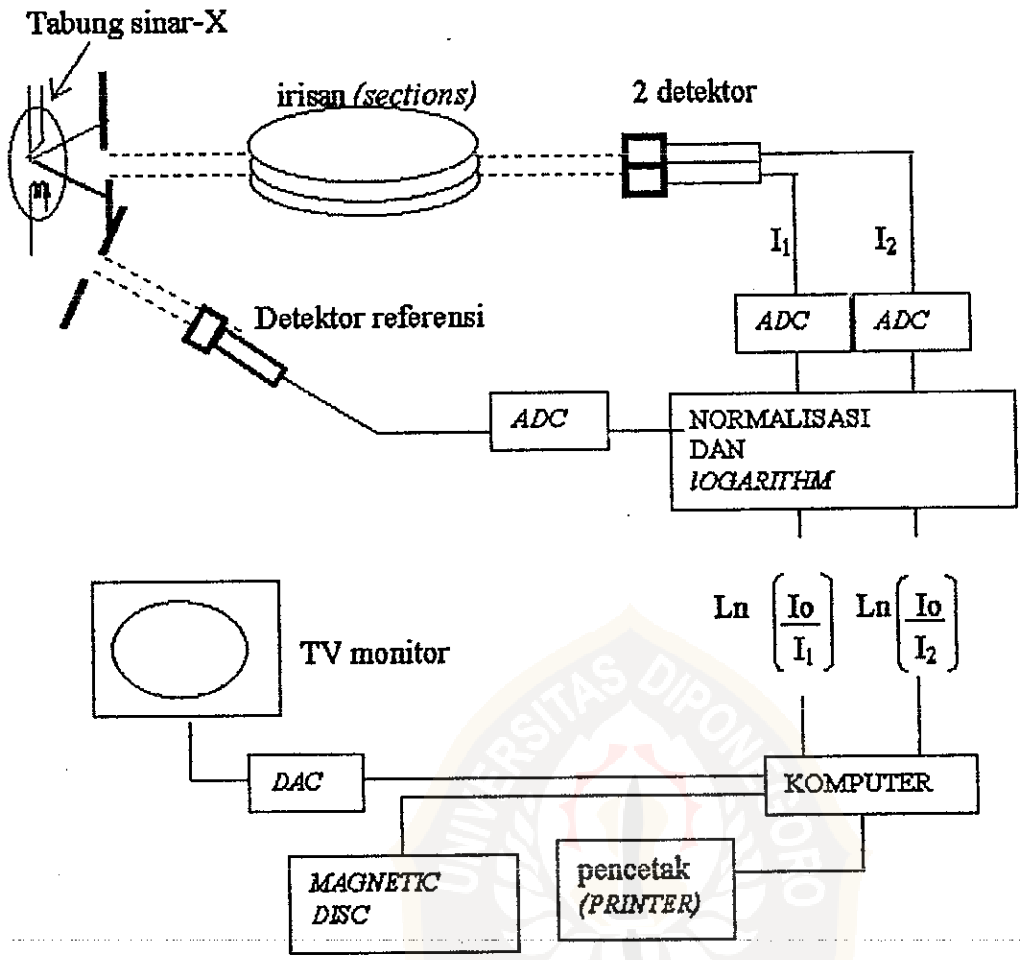
This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.2. Prinsip Computed Tomography (Seram, 1982)

Computed Tomography Scanner (CT Scan) yang juga dikenal dengan nama *Computerized Axial Tomography (CAT), Computerized Aided Tomography (CAT),Computerized Transverse Axial Tomography (CTAT), Reconstructive Tomography (RT)* dan *Computed Trasmission Tomography (CTT)* merupakan teknik pengambilan citra dari suatu obyek secara irisan aksial dengan cara berkas sinar mengitari obyek. Sinar-X yang mengalami atenuasi setelah menembus obyek akan ditangkap oleh detektor yang berhadapan dengan sumber sinar dan terletak dibelakang obyek. Pada saat yang bersamaan referensi detektor menangkap berkas sinar-X yang langsung dari sumber (Io), berkas radiasi tersebut oleh detektor dirubah dalam bentuk sinyal listrik, yang akhirnya oleh *ADC (Analog Digital Converter)* dirubah dalam bentuk digital (lihat gambar 2.5). Selanjutnya data tersebut dikirim ke komputer, dan melalui proses matematika yang rumit data-data tersebut direkonstruksikan dan ditampilkan kembali pada layar TV monitor berupa citra dengan skala keabuan (*Grey Scale Image).*

Image atau citra yang terlihat berupa potongan melintang dari organ yang akan diperiksa, tapi komputer dapat pula mengubah potongan melintang menjadi potongan sagital, koronal ataupun miring tergantung perangkat lunaknya yang terdapat pada pesawat *CT*. Citra ditampilkan dalam dua dimensi, hasil irisan dari beberapa obyek secara simultan akan merekontruksi citra dalam bentuk tiga dimensi, sehingga dapat ditentukan tebal suatu lesi.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)



Gambar 2.5. Prinsip *Computed Tomography* (Seeram, 1982)

Saat ini *CT* mampu membuat potongan setebal 2mm, 4 mm atau 8 mm, sehingga dengan irisan yang tipis ini CT mampu memperlihatkan citra dari struktur

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

yang kecil seperti pada daerah pendengaran telinga tengah. Semakin tipis irisan akan memperlihatkan gambaran tiga dimensi yang semakin baik.

Keunggulan *CT* lainnya adalah dapat menilai bermacam-macam densitas struktur organ, untuk itu dikenal dengan sebutan *hyperdens* jika struktur tersebut memberi citra berwarna putih, *hypodens* jika ia memberi citra berwarna hitam serta *isodens* jika ia memberi citra yang relatif sama dengan struktur disekitarnya.

Bila seberkas sinar-X dengan intensitas I_o melewati obyek atau material yang tebalnya dx. Jika intensitas sinar-X yang diserap dI, maka diperoleh pengurangan intensitas yang ditunjukan dalam bentuk persamaan diferensial (Enge, 1981),

$$dI = -\mu I dx \qquad (2\text{-}9)$$

dimana μ adalah koefisien penyerapan linier obyek atau materi. Hasil integrasi dari persamaan (2-9) tersebut di atas akan di peroleh :

$$I = Io \exp(-\mu x) \qquad (2\text{-}10)$$

Dengan rumus diatas, tulang yang mengandung kalsium atau fosfor atau organ lain yang bernomor atom tinggi akan menyebabkan penyerapan yang besar sehingga pada gambaran akan memberi warna putih, struktur lain yang mempunyai

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

penyerapan rendah seperti udara akan memberi bayangan hitam. Struktur yang mengandung banyak hemoglobin (perdarahan), air akan memberikan citra abu-abu.

2.3. EMI Scanner (Curry dkk, 1990)

Konsep *CT* yang paling sederhana adalah *EMI Scanner* yang diproduksi pada tahun 1977. Peralatan ini dirancang untuk mengevaluasi brain (otak). Kepala dimasukan ke dalam *water bath* yang terletak antara tabung sinar-X dan detektor. Detektor akan menangkap sinar x yang ditransmisikan dari struktur (kepala), detektor referensi menangkap sinar-X yang langsung dari sumber (I_0). Pasien diposisikan dalam satu posisi pada seluruh *scan,* pergerakan tabung sinar-X dan detektor adalah linier dan rotasi. Pergerakan linier dilakukan 180 kali dan tiap pergerakan linier gantri berputar 1^0 sehingga total pergerakan rotasi 180^0 (1/2 lingkaran). Sinar-X akan keluar selama pergerakan linier berlangsung dan akan terhenti selama pergerakan rotasi. Total waktu untuk satu kali pembuatan citra antara 4 – 5 menit. Pelipat ganda tomografi *(multiple tomographic)* diperlukan untuk hampir sebagian besar pasien sebanyak 10 kali, sehingga waktu scan untuk pemeriksaan klinis dengan dua detektor diperkirakan 25 menit.

Tabung sinar-X dan pasangan detektor bergerak kontinyu dan serentak, pembacaan transmisi menyatakan gabungan karakteristik penyerapan dari semua elemen dalam lintasan berkas. Pada *EMI Scanner*, citra direkontruksikan dan

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

ditampilkan pada format 80 x 80 matrik, tiap bujur sangkar dalam matrik citra disebut piksel (elemen pencitraan). Data dari pengukuran diproses dalam bujursangkar-bujursangkar kecil (piksel). Jumlah *CT number* untuk tiap-tiap piksel menyatakan koefisien atenuasi rata-rata untuk semua elemen volume suatu jaringan *(voxel),* ukuran piksel ditentukan oleh program komputer dan bukan oleh dimensi berkas sinar-X. Adapun *voxel* ditentukan oleh lebar dari berkas sinar-X, dinyatakan dalam parameter *SFOV (Scan Field Of View)*. Dimensi ini tidak berubah, dan hanya dapat berubah jika terjadi pengulangan *scan*.

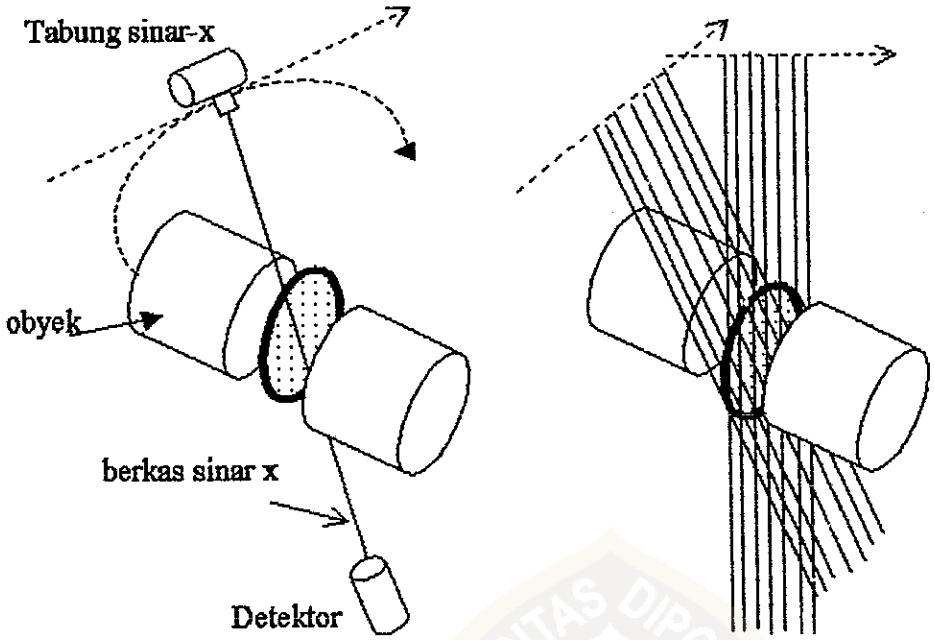
Tabung anoda dengan pendingin minyak stationer digunakan pada EMI Scanner. Ukuran *focal spot* (bidang target) 25 mm x 12 mm. Tabung dioperasikan pada 120 kVp dan 33 mA, berkas sinar difilter oleh 6 mm aluminium, rata-rata energi efektif sampai kedetektor adalah 70 kVp. Detektor yang digunakan adalah kristal sintilasi *NaI (Tl)* yang dipasangkan dengan tabung pelipat ganda elektron *(photomultiplier tube)*.

2.4. Perkembangan Computed Tomography.

Perkembangan *CT* dari suatu generasi ke generasi yang lain dapat dibedakan berdasarkan jumlah detektornya, sistem pergerakan tabung sinar-X (X-*ray tube)* dan detektor, lamanya waktu *scanning* maupun luasan matrik untuk memperoleh resolusi pencitraan yang optimal serta rentang *window* yang semakin luas antara batasan udara dan batasan tulang.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.4.1. Generasi pertama (Curry dkk, 1990)

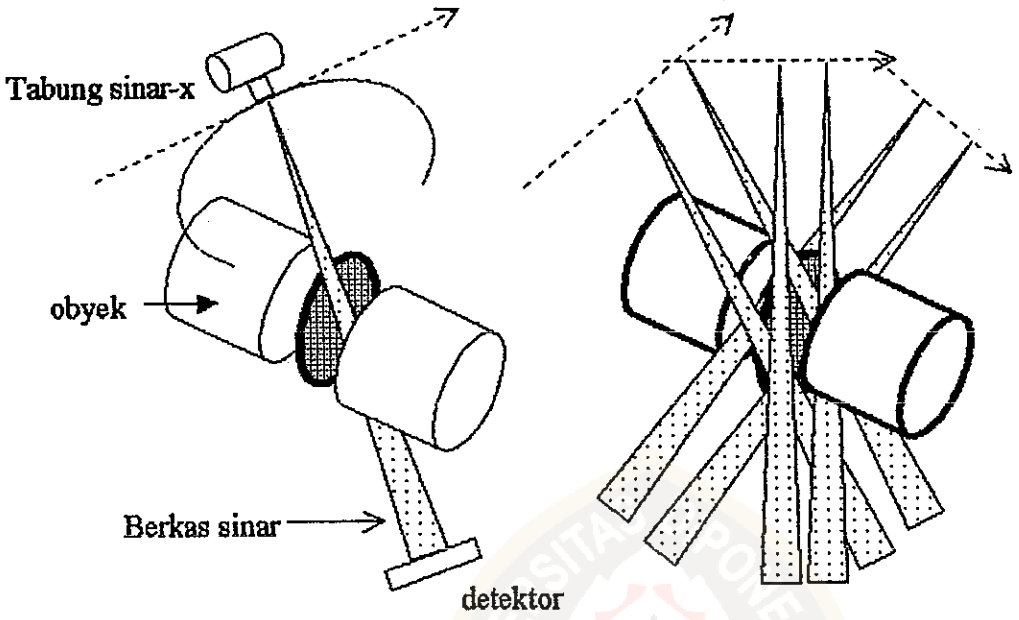


Gambar 2.6 : Translasi dan rotasi dengan detektor tunggal

Unit *EMI Scanner* merupakan generasi pertama perkembangan instrumen *CT*. Pergerakan tabung sinar-X dan detektor adalah translasi dan rotasi *(rotate – translate principle)* dengan pergerakan rotasi 1° (gambar 2.6), menggunakan detektor tunggal yaitu berupa kristal *Sodium Iodide* yang dipasangkan dengan tabung pelipat ganda elektron *(photomultiplier tube)*, berkas sinar berupa celah pensil yang sangat sempit. Menggunakan *water bath* selama pemeriksaan, dilakukan hanya untuk pemeriksaan otak *(brain)*, pencitraan menggunakan format 80 x 80 matrik . Waktu *scanning* 5 menit per pencitraan.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.4.2. Generasi ke dua (Curry dkk, 1990)

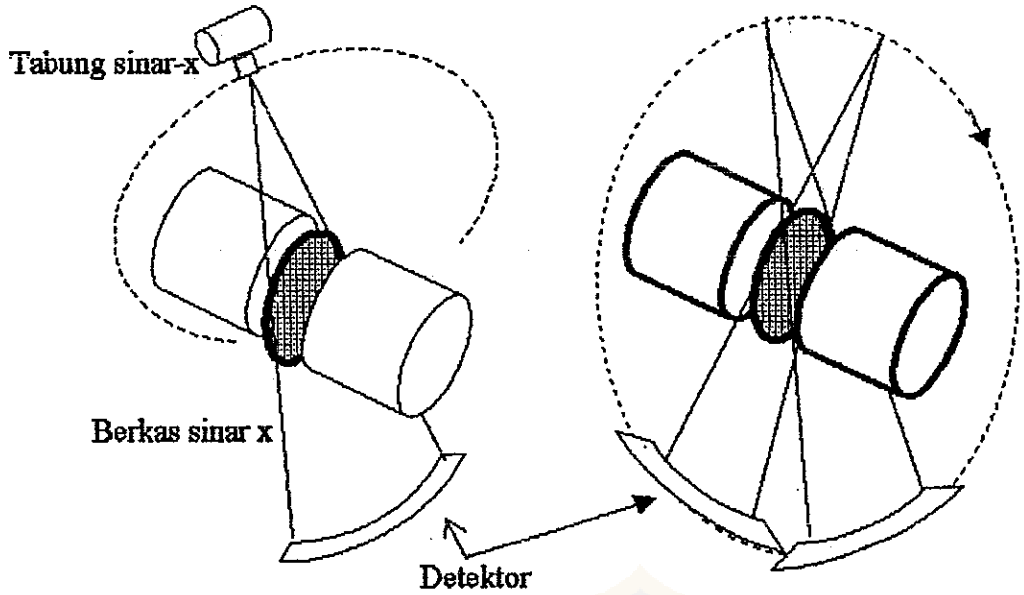


Gambar 2.7 : Translasi dan rotasi dengan detektor ganda

Pergerakan tabung sinar-X dan detektor adalah translasi dan rotasi *(translate – rotate principle)* dengan rotasi 3° (gambar 2.7), multiple detektor biasanya mencapai 30–40 detektor berupa kristal *Sodium Iodide* yang dipasangkan dengan tabung pelipat ganda elektron (*photomultiplier tube)*. Dilakukan untuk pemeriksaan otak (tanpa menggunakan *water bath* selama pemeriksaan), pencitraan menggunakan format 160 x 160 matrik. Waktu scanning 20 detik per citra.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.4.3. Generasi ke Tiga (Curry dkk, 1990)

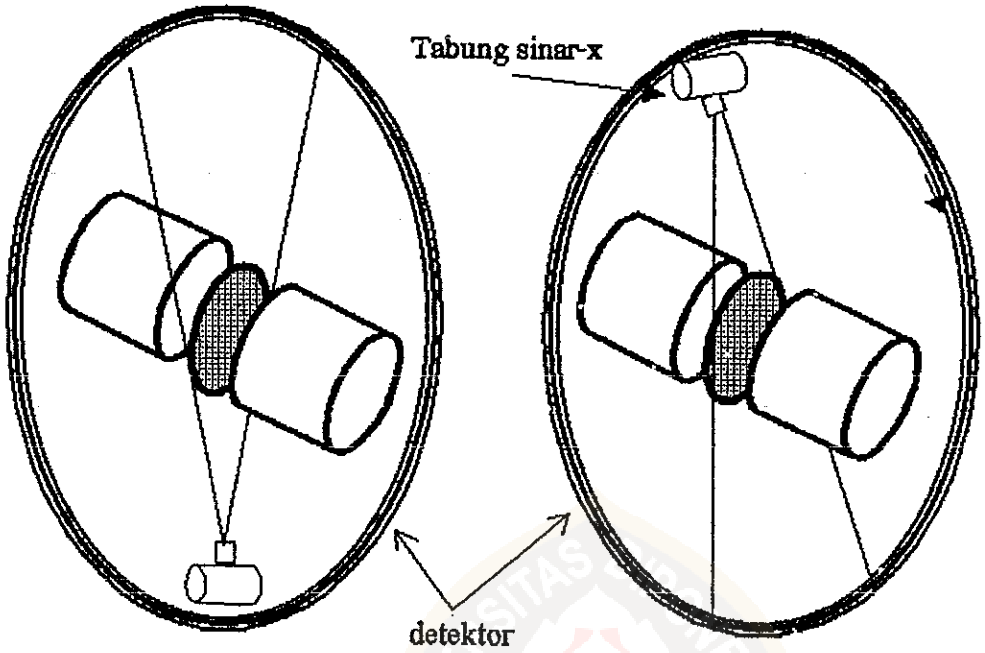


Gambar 2.8. Rotasi dan rotasi dengan *fan beam*

Pada tahun 1975 *General Electric Company* memperkenalkan *CT Scanner* tanpa gerakan translasi. Hanya gerakan rotasi yang diperlukan, dengan tabung sinar-X dan detektor berputar mengelilingi pasien *(rotate-rotate principle),* dalam lingkaran kosentris yang berpusat kira-kira sama dengan pusat dari pasien (gambar 2.8). Berkas sinar-X dikolimasikan ke dalam bentuk *fan beam.* *Scanner* rotasi menggunakan 288 detektor, dengan waktu scanning 2 – 4 detik per citra., versi terbaru menggunakan lebih dari 700 detektor. Pada umumnya menggunakan detektor jenis gas (gas xenon). Pemeriksaan pada generasi ke tiga lebih komplek dapat dilakukan untuk seluruh tubuh, menggunakan pasien *couch* dan meja otomatis. Pencitraan menggunakan format 512 x 512 matrik sampai dengan 1024 x 1024 matrik..

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.4.4. Generasi ke Empat (Curry dkk, 1990)



Gambar 2.9. Rotasi dan fix detektor dengan *fan beam*

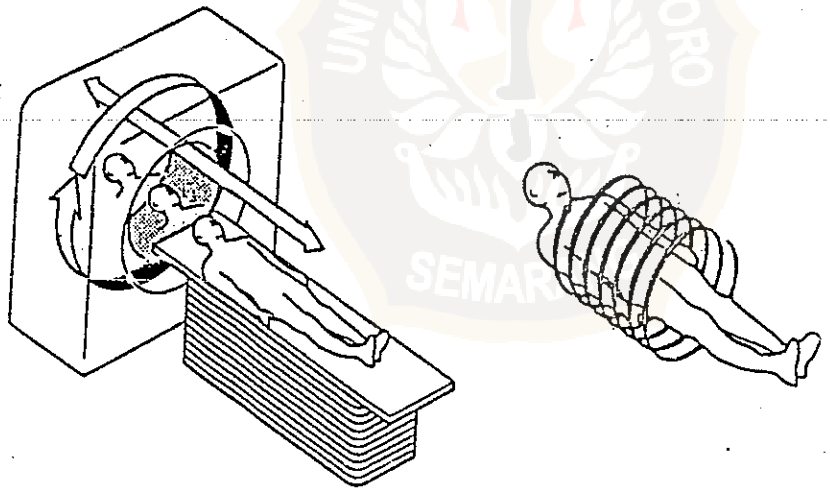
Detektor berbentuk lingkaran mengelilingi pasien dan tidak bergerak, tabung sinar-X mengelilingi lingkaran detektor *(ratate-fixed principle)*, dengan jumlah detektor lebih dari 2000 detektor (gambar 2.9). Sinar-X dikolimasikan untuk menghasilkan berkas sinar menyerupai kipas *(fan beam)*. Pergerakan akan selalu disertai dengan pancaran sinar-X. Ketika melakukan penyudutan maka eksposi telah dimulai, dengan penyudutan satu proyeksi tiap 1/3 bagian akan menghasilkan lebih

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

dari 1000 proyeksi dengan satu rotasi 360° .menggunakan format 1024 x 1024 matrik, sehingga resolusi gambaran lebih maksimal. Serta diperlengkapi dengan perangkat lunak yang lebih komplek misalnya citra 3 dimensi (3-D)

2.4.5. Generasi terbaru Computed Tomography (Anonim, 1995)

Generasi terbaru dari *CT* adalah pengambilan irisan obyek dilakukan dalam bentuk spiral *(spiral scan)* yaitu pergerakan meja (pasien/obyek) dengan kecepatan konstan secara bersamaan dilakukan *scanning* dalam bentuk rotasi mengelilingi obyek (gambar 2.10). Pada teknik ini waktu yang dibutuhkan lebih singkat yaitu 1 detik dalam 360^0 rotasi dengan pergerakan meja sejauh 5 mm, sehingga untuk menghasilkan 5 irisan diperlukan waktu 20 detik dengan ketebalan obyek 100 mm.



Gambar 2.10 *Spiral Scan* (Anonim, 1995)

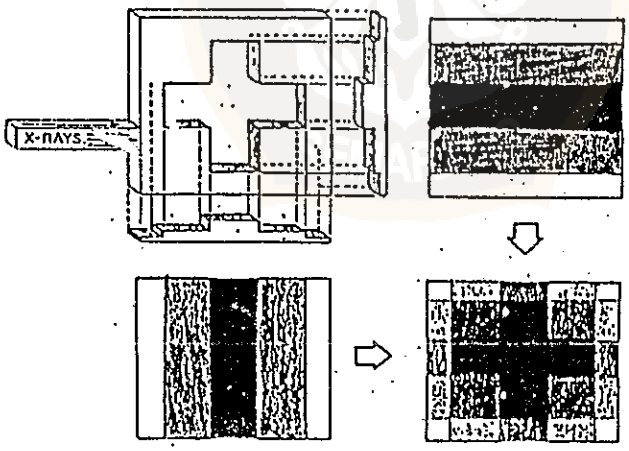
This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.5. Metoda Komputasi pada *Computed Tomography*

Ada beberapa metoda komputasi untuk mendapatkan koefisian atenuasi linier μ dari suatu jaringan, dari metoda yang dikembangkan pada *CT* generasi pertama yaitu Proyeksi Balik *(Back Projection)* sampai metoda komputasi dengan penerapan spektrum Fourier. Pada dasarnya semua metoda mempunyai kesamaan yaitu untuk memerlukan data proyeksi sebagai masukan dan menghasilkan keluaran suatu estimasi dari obyek aslinya.

2.5.1. Proyeksi Balik

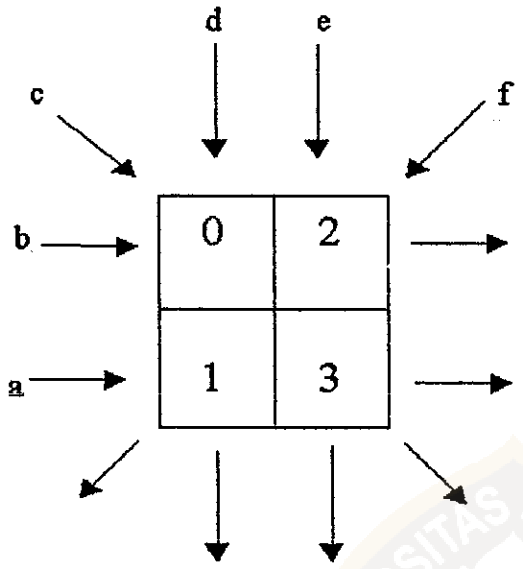
Proyeksi balik merupakan cara yang paling sederhana dan merupakan metode penjumlahan dari berbagai struktur yang superposisi. Metode ini pertama kali dikemukakan oleh Odendodorf , Kuhl dan Edwards (Seeram, 1982). Metode ini didasarkan jika berkas sinar-X menembus obyek melalui rotasi dan translasi akan dihasilkan berbagai profil pencitraan sebagaimana ditunjukan dalam gambar 2.11.



Gambar 2.11 : Proyeksi balik (Curry dkk, 1990)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Proyeksi balik dapat juga dijelaskan dengan menggunakan metode numerical (Seram,1983). Misalnya obyek dibagi dalam 4 piksel yang terdiri dari 2 x 2 matrik :



Gambar 2.12 : Ilustrasi matrik 2 x 2 (Seram, 1983)

Langkah-langkah proyeksi data pada gambar 2.12 diatas adalah :

a. Berkas sinar secara horizontal pada bagian bawah diperoleh 1 + 3 adalah 4

b. Berkas sinar secara horizontal pada bagian atas diperoleh 0 + 2 adalah 2

c. Berkas sinar diagonal ke arah kanan diperoleh 1, 3 dan 2

d. Berkas sinar secara vertikal pada bagian kiri diperoleh 0 + 1 adalah 1

e. Berkas sinar secara vertikal pada bagian kanan diperoleh 2 + 3 adalah 5

f. Berkas sinar diagonal ke arah kiri diperoleh 0, 3 dan 3

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2	2
4	4

a)

5	4
5	7

b)

Gambar 2.13 : Proyeksi sinar-X arah horizontal dan diagonal kanan

a) Kemungkinan ke-1 dalam arah horizontal

b) Kemungkinan ke-2 dalam arah diagonal kanan

Kemungkinan pertama, pada penjumlahan berkas sinar secara horizotal 2 x 2 matrik akan diperoleh 2 dan 4 untuk tiap-tiap bidang (gambar 2.13a)

Kemungkinan kedua, berkas sinar dalam arah diagonal kanan maka penjumlahan dari struktur pada matrik 2 x 2 akan diperoleh nilai (lihat gambar 2.13b), sebagai berikut :

$1 + 4 = 5$

$3 + 2 = 5$

$3 + 4 = 7$

$2 + 2 = 4$

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

6	9
6	12

a)

6	12
9	15

b)

Gambar 2.14 : Berkas sinar-X arah vertikal dan diagonal kiri

a) Kemungkinan ke-3 dalam arah diagonal vertikal

b) Kemungkinan ke-4 dalam arah diagonal kiri

Kemungkinan ketiga, penjumlahan diagonal arah kiri pada matrik 2 x 2 akan memperoleh nilai (gambar 2.14a) :

$1 + 5 = 6$

$1 + 5 = 6$

$5 + 4 = 9$

$5 + 7 = 12$

Kemungkinan ke empat, penjumlahan diagonal arah kiri pada matrik 2 x 2 akan diperoleh nilai (gambar 2.14b):

$0 + 6 = 6$

$3 + 9 = 12$

$3 + 6 = 9$

$3 + 12 = 15$

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Untuk berikutnya agar diperoleh matrik sesuai dengan aslinya maka dikerjakan langkah-langkah berikut (lihat gambar 2.15):

a. Secara aritmatik kemungkinan nilai-nilai tersebut dikurangkan 6, untuk tiap-tiap bidang.

b. Untuk diperoleh hasil yang sesuai dengan data yang asli , maka data (a) dibagi dengan rationya yaitu 3.

0	6
3	9

a)

0	2
1	3

b)

Gambar 2.15 : Metode penghitungan ke citra asli

a) Kemungkinan ke-5 pengurangan secara aritmatika

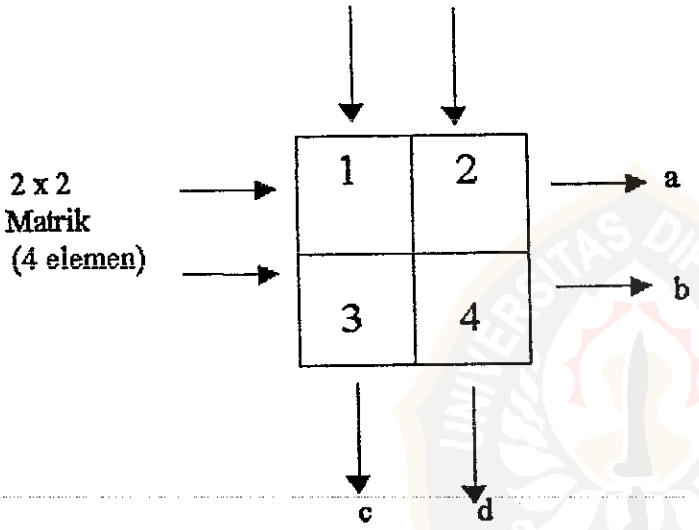
b) Kemungkinan ke-6 hasil akhir matrik 2 x 2

Pada metode ini mempunyai banyak kelemahan karena adanya *striking artifact* pada citra akibat perbedaan nilai densitas yang terlalu jauh misalnya antara tulang dan otak.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.5.2. Metode Iterasi

Metode ini digunakan apabila dilakukan proyeksi secara acak, pada metode ini digunakan faktor koreksi untuk tiap-tiap proyeksi agar diperoleh citra serta pengukuran yang lebih sempurna. Salah satu teknik iterasi adalah *ART (Algebraic Reconstruction Technique)* yang digunakan oleh Hounsfield pada *EMI Scanner*



Gambar 2.16 : Ilustrasi matrik 2 x 2

Langkah-langkah proyeksi pada data pada gambar 2.19 adalah :

a. Berkas sinar secara horizontal pada bagian atas diperoleh 1 + 2 adalah 3

b. Berkas sinar secara horizontal pada bagian bawah diperoleh 3 + 4 adalah 7

c. Berkas sinar secara vertikal pada bagian kiri diperoleh 1 + 3 adalah 4

d. Berkas sinar secara vertikal pada bagian kanan diperoleh 2 + 4 adalah 6

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Iterasi pertama, rata-rata dari ke empat elemen didistribusikan ke tiap-tiap piksel (lihat gambar 2.17a)

$1 + 2 + 3 + 4 = 10$

Rata-rata $= 10 : 4 = 2,5$

Sehingga sekarang diperoleh proyeksi horizontal pada bagian atas dan bawah 5

Koreksi pertama, hasil selisih proyeksi dasar dan proyeksi baru arah horizontal dibagi oleh dua sehingga masing-masingnya diperoleh :

$= (3 - 5) : 2$ yaitu $-1,0$

$= (7 - 5) : 2$ yaitu $1,0$

Data pada iterasi pertama dijumlahkan masing-masing dengan faktor koreksinya (gambar 2.17),

2,5	2,5
2,5	2,5

a)

2,5–1,0	2,5-1,0
2,5+1,0	2,5+1,0

b)

Gambar 2.17 : Hasil proyeksi horizontal a) Iterasi pertama b) Penjumlahan faktor koreksi

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Iterasi kedua, proyeksi baru secara vertikal akan diperoleh kolom bagian kiri dan kanan masing-masing 5

Koreksi kedua, hasil selisih proyeksi dasar dan proyeksi baru pada arah vertikal dibagi oleh dua sehingga masing-masingnya diperoleh :

$= (4 - 5) : 2$ yaitu $-0{,}5$

$= (6 - 5) : 2$ yaitu $0{,}5$

Elemen pada masing-masing bidang dijumlahkan dengan faktor koreksinya, sehingga diperoleh hasil proyeksi sesuai dengan bentuk dasarnya (gambar 2.18)

1,5	1,5
3,5	3,5

1,5 - 0,5 **1**	1,5 + 0,5 **2**
3,5 – 0,5 **3**	3,5 + 0,5 **4**

Gambar 2.18 : Hasil proyeksi vertikal a) Iterasi pertama

b) Penjumlahan faktor koreksi (proyeksi akhir)

2.5.3. Metode Transformasi Fourier (Gonzalez,1992)

Pada prinsipnya transformasi Fourier adalah mentransformasi suatu fungsi spasial f(x) menjadi fungsi frekuensi f(u). Tujuan dari transformasi fungsi spasial ke fungsi frekuensi tersebut adalah agar nilai fungsi tersebut dapat dilewatkan melalui

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

filter frekuensi. Filter frekuensi ini dapat digunakan untuk perbaikan, pengkodean dan diskripsi pada citra.

F(x) merupakan fungsi kontinu variabel x, transformasi Fourier f(x) didefinisikan dalam persamaan :

$$\Im\{f(x)\} = F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \exp[-i2\pi ux]\, dx \qquad (2\text{-}11)$$

Diberikan F(u), f(x) dapat ditentukan dengan menggunakan invers dari transformasi Fourier

$$\Im^{-1}\{F(u)\} = f(x) \qquad (2\text{–}12a)$$

$$\Im^{-1}\{f(u)\} = \int_{-\infty}^{\infty} F(u) \exp[-i2\pi ux]\, du \qquad (2\text{-}12b)$$

Persamaan (2-11) dan (2-12b) disebut sebagai pasangan transformasi fourier.

Transformasi fourier dalam bentuk real :

$$F(u) = R(u) + i\,I(u) \qquad (2\text{-}13)$$

Dimana R(u) dan I(u) bentuk komponen real dan imajiner dari F(u). Rumus (2-13) dinyatakan dalam bentuk eksponensial :

$$F(u) = |F(u)| \exp I\,\Phi(u) \qquad (2\text{-}14)$$

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Sehingga spektrum Fourier :

$$|F(u)| = [R^2(u) + I^2(u)]^{1/2} \qquad (2\text{-}15)$$

Dan sudut phase $\Phi(u)$:

$$\Phi(u) = \tan^{-1} \frac{I(u)}{R(u)} \qquad (2\text{-}16)$$

Daya spektrum *(power spectrum)* :

$$P(u) = |F(u)|^2 \qquad (2\text{-}17)$$

$$P(u) = [R^2(u) + I^2(u)] \qquad (2\text{-}18)$$

Variabel u pada transformasi Fourier menyatakan variabel frekuensi.

Dalam bentuk eksponensial exp [-i2πux] dengan menggunakan formula Euler's diperoleh :

$$\exp[-i\,2\pi ux] = \text{Cos}\ 2\pi ux - i\ \sin 2\pi ux \qquad (2\text{-}19)$$

Pada gamber (2.19) didefinisikan sebagai transformasi Fourier :

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)\ \exp[-i2\pi ux]\ dx \qquad (2\text{-}20)$$

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

$$F(u) = \int_0^X A \exp[\, i2\pi ux \,]\, dx \qquad (2\text{-}21)$$

$$F(u) = -\frac{A}{i2\pi u} \left[\exp \; -i2\pi ux \right]_0^X \qquad (2\text{-}22)$$

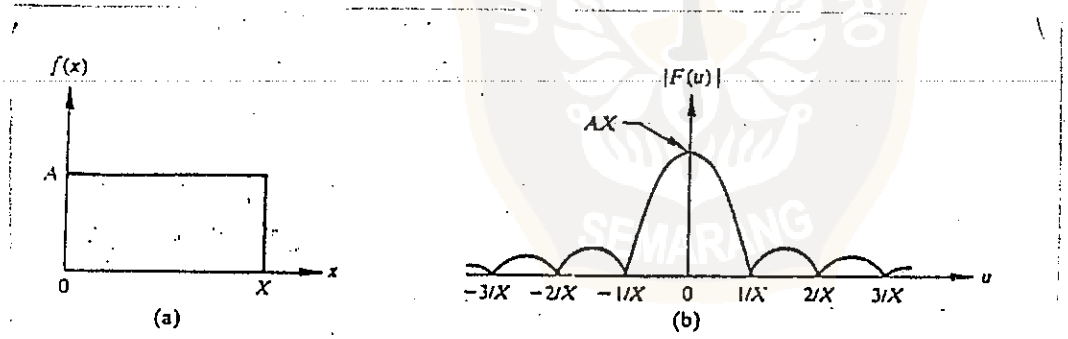
$$F(u) = \frac{A}{i2\pi u} \left[\exp \; i\pi ux - \exp(-i\pi ux) \right] \exp(-i\pi ux) \qquad (2\text{-}23)$$

$$F(u) = \frac{A}{\pi u} \sin(\pi ux) \exp(-i\pi ux) \qquad (2\text{-}24)$$

Spektrum Fourier di peroleh :

$$|F(u)| = \frac{A}{\pi u} \left| \sin(\pi ux) \right| \left| \exp(-i\pi ux) \right| \qquad (2\text{-}25)$$

$$|F(u)| = AX \frac{\sin(\pi uX)}{(\pi uX)} \qquad (2\text{-}26)$$



Gambar 2.19 : Transformasi Fourier a) fungsi fourier dalam 1 dimensi

b) spektrum fourier 1D dari a)

(Gonzalez dan Wintz, 1992)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Transformasi Fourier dalam dua dimensi (2D) :

$$\Im\{f(x,y)\} = F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty}\int f(x,y)\ \exp[-i2\pi(ux+vy)]\ dx\ dy \qquad (2\text{-}27)$$

$$\Im^{-1}\{F(u,v)\} = f(x,y) \qquad (2\text{-}28)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty}\int F(u,v)\ \exp[-i2\pi(ux+vy)]\ du\ dv \qquad (2\text{-}29)$$

Dimana u dan v merupakan variabel frekuensi.

Sebagaimana kasus 1-D, maka spektrum kontinu, sudut phase dan daya, dapat diformulasikan sebagai berikut :

$$|F(u,v)| = [R^2(u,v) + I^2(u,v)]^{1/2} \qquad (2\text{-}30)$$

Dan sudut phase $\phi(u)$:

$$\phi(u,v) = \tan^{-1}\frac{I(u,v)}{R(u,v)} \qquad (2\text{-}31)$$

Daya :

$$P(u,v) = |F(u,v)|^2 \qquad (2\text{-}32)$$

$$P(u,v) = [R^2(u,v) + I^2(u,v)] \qquad (2\text{-}33)$$

Bentuk yang ditunjukan pada gambar (2.20) dinyatakan dalam bentuk :

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty}\int f(x,y)\ \exp[-i2\pi(ux+vy)]\ dx\ dy \qquad (2\text{-}34)$$

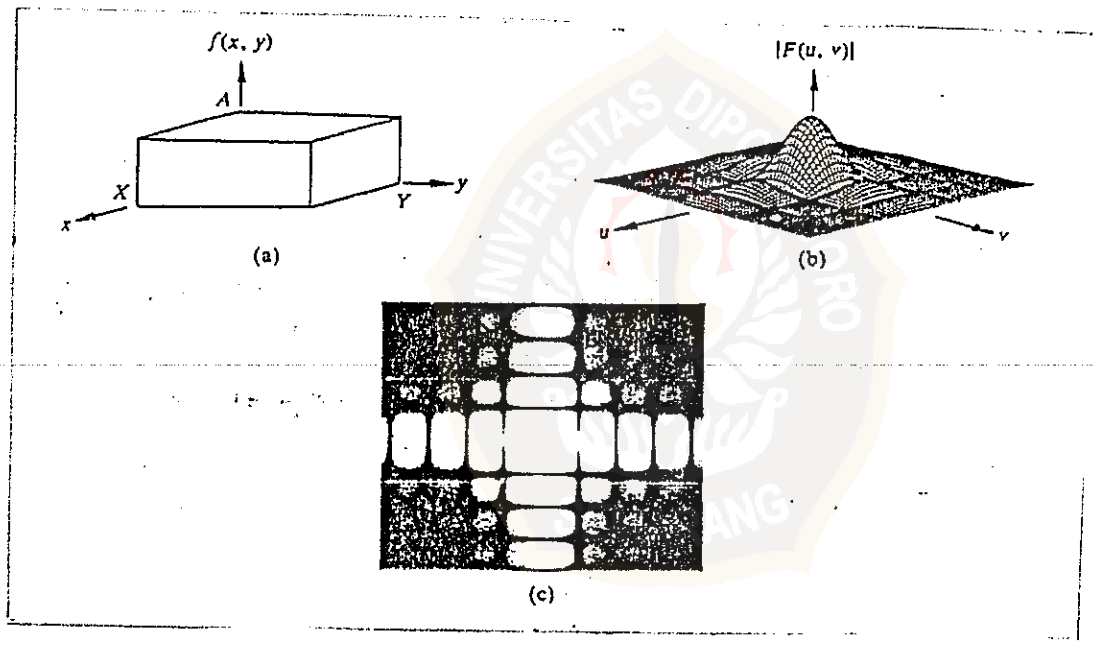
This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

$$F(u,v) = A \int_0^X A \exp[-i2\pi ux]\, dx \int_0^Y \exp[-i2\pi vy]\, dy \qquad (2\text{-}35)$$

$$= AXY \frac{\sin \pi uX \ \exp(-i\pi uX)}{\pi uX} \frac{\sin \pi vY \ \exp(-i\pi vY)}{\pi vY} \qquad (2\text{-}36)$$

Spektrum Fourier diperoleh :

$$|F(u,v)| = AXY \frac{\sin(\pi uX)}{\pi uX} \frac{\sin(\pi vY)}{\pi vY} \qquad (2\text{-}37)$$



Gambar 2.20 : transformasi Fourier a) fungsi Fourier dua dimensi

b). spektrum Fourier 2D c). citra hasil transformasi Fourier

(Gonzalez dan Wintz, 1992)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.6. Detektor *Computed Tomography*

Peranan yang teramat penting dalam *CT* adalah detektor, karena sinar-X setelah menembus obyek ditangkap oleh detektor selanjutnya dirubah dalam bentuk arus listrik sebagai data analog kemudian oleh konverter *(ADC)* dirubah dalam bentuk data digital untuk ditransfer ke komputer sebagai data masukan. Semakin banyak detektor, maka akan menghasilkan data yang lebih akurat dengan resolusi citra yang semakin baik.

Karakteristik detektor (Curry dkk, 1990) adalah :

(a) Efisiensi (*Efficiency)*, berkas sinar dari obyek 100 % diterima oleh detektor , serta dihasilkan arus listrik sesuai dengan berkas sinar yang diterima, adanya kesebandingan terhadap berkas sinar-X yang diterima dengan signal listrik yang dikeluarkan.

(b) Respon detektor dalam menangkap berkas sinar-X *(Response time),* lamanya waktu detektor menerima berkas sinar dan mengolahnya dalam bentuk arus listrik.

(c) Stabilitas *(Stability),* respon detektor terhadap berkas sinar bersifat tetap dari satu *scanning* ke *scanning* berikutnya.

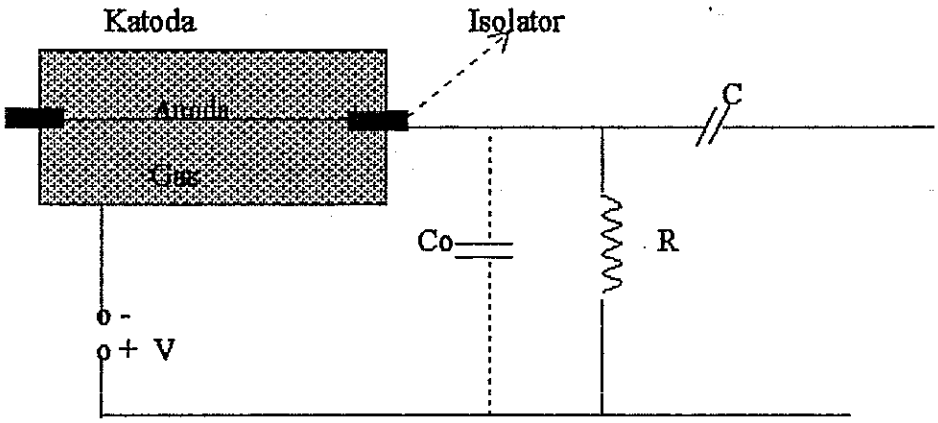
Detektor yang umum digunakan pada *CT*, adalah detektor isian gas dan detektor kristal sintilasi.

2.6.1. Detektor isian gas

Detektor jenis ini, biasanya terdiri dari sebuah tabung berdinding logam yang diisi dengan gas (umumnya gas xenon) dan mempunyai kawat di tengahnya. Dinding tabung merangkap sebagai katoda sedang kawat sebagai anoda. Apabila dikenakan

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

suatu tegangan antara katoda dan anoda, maka akan timbul medan listrik dalam tabung yang berisi gas tersebut.



Gambar 2.21 : Skema detektor isian gas

(Wisnu Susetyo, 1988)

Apabila sinar-X melalui gas dalam tabung detektor, maka sinar-X akan berinteraksi dengan atom-atom gas melalui proses fotolistrik ataupun hamburan Compton. Interaksi tersebut menghasilkan elektron bebas dan ion positif. Apabila tidak ada medan listrik , elektron akan bergabung kembali dengan ion positif, tetapi jika ada medan listrik, elektron akan bergerak menuju kawat anoda dan ion positif menuju katoda. Biasanya elektron bergerak dengan laju yang lebih tinggi dibandingkan ion positif. Sebagai akibatnya, di anoda (elektroda positif) akan terkumpul muatan negatif netto sebesar Q yang akan menimbulkan perubahan potensial sebesar Q/Co. Perubahan potensial tersebut merupakan data masukan untuk diproses ke sistem komputer.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

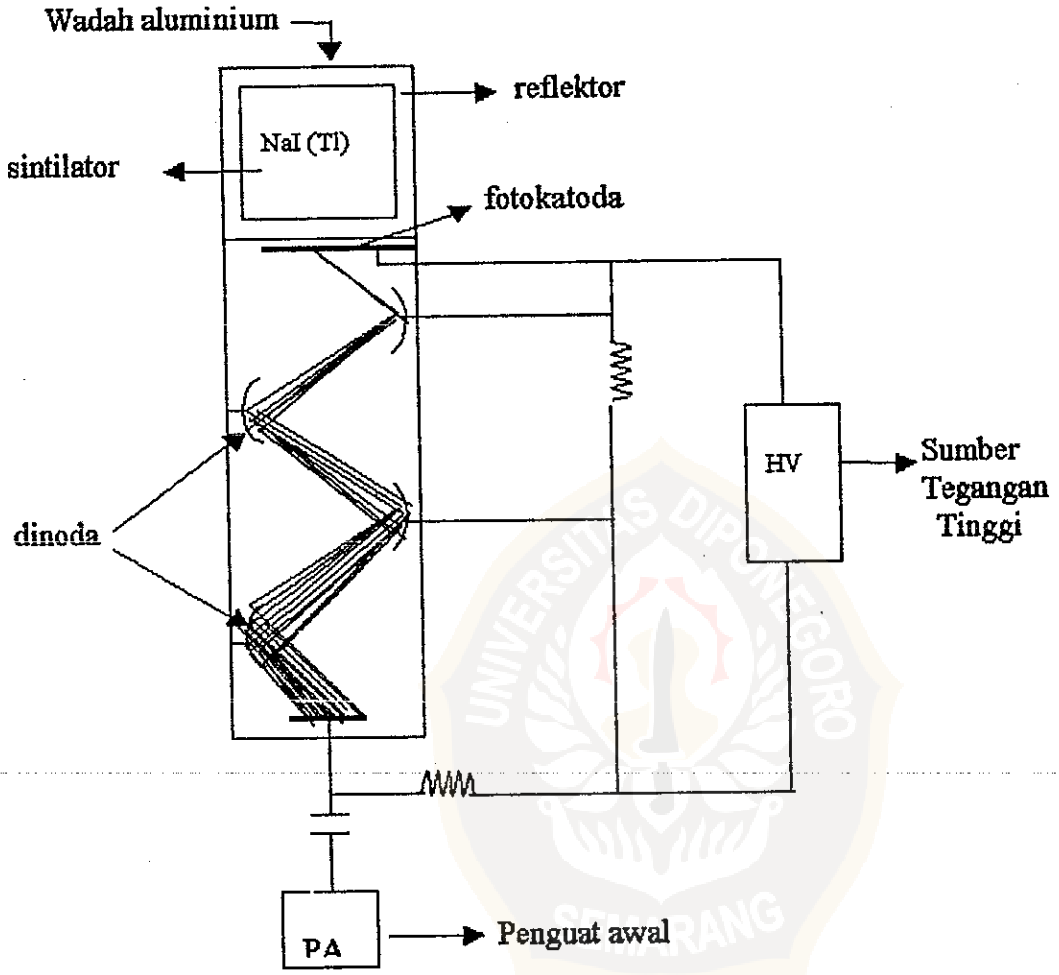
2.6.2. Detektor kristal sintilasi ***(Scintillation chrystal detector)***

Peristiwa pembentukan kerlipan cahaya dapat dipandang sebagai berikut, sinar-X yang masuk ke dalam detektor sintilator akan berinteraksi dengan atom-atom didalamnya menurut efek fotolistrik ataupun hamburan compton. Sebagai akibatnya akan dihasilkan elektron bebas. Melalui interaksi berturut-turut sinar-X akan menyerahkan sebagian atau seluruh tenaganya menjadi tenaga gerak elektron yang dihasilkan. Selanjutnya elektron ini akan menyerahkan tenaganya melalui proses ionisasi dan pengujaan atom-atom sintilator. Sebagian tenaga yang diserap akan dilepaskan dalam bentuk foton cahaya kelipan yang kemudian diarahkan ke tabung pengganda elektron *(photomultiplier tube)*.

Diujung tabung pengganda elektron terdapat elektroda peka cahaya yang disebut fotokatoda. Fotokatoda dibuat dari bahan yang mempunyai potensial ionisasi rendah, sedemikian hingga apabila permukaannya terkena tumbukan foton sinar-X maka akan melepaskan elektron. Cacah elektron yang dilepaskan ini tergantung pada intensitas dan tenaga sinar-X yang mengenai sintilator. Makin tinggi tenaga sinar-X yang mengenai sintilator, maka semakin tinggi tenaga foton kelipan yang dihasilkan dan makin tinggi pula tenaga gerak elektron yang dilepaskan dari fotokatoda. Hal ini dicerminkan dalam tinggi pulsa yang dihasilkan. Antara fotokatoda dan anoda terdapat dinoda-dinoda yang mempunyai tegangan tinggi dan diatur sedemikian hingga tegangan anoda yng dibelakang selalu lebih tinggi dari pada tegangan anoda yang di depannya. Elektron yang dilepaskan oleh fotokatoda akan dipercepat oleh medan listrik dalam tabung pelipat ganda foton menuju dinode pertama. Dalam

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

proses tumbukan akan dilepaskan elektron-elektron lain yang kemudian dipercepat menuju dinode yang ke dua demikian seterusnya. Anoda adalah dinode terakhir.



Gambar 2.22 : detektor sintilasi (NaI(Tl))

(Wisnu, 1988)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Tabel 2.1. Karakteristik detektor pada *CT* (Cho, 1993),

Tipe	Keuntungan	Kelemahan
NaI (Tl) + *Photomultiplier Tube (PMT)*	Efisiensi tinggi	*After glow* Densitas rendah *Hygroscopic*
Ca_2F_2 + PMT	Tanpa *after glow*	Efisiensi rendah
BGO + PMT	Tanpa *after glow* *Non hygroscopic* Efisiensi tinggi	*Light output* yang rendah
CsI (Tl) + *Photodiode*	Spektrum baik + PMT Efisiensi tinggi	
Xenon gas	Sederhana dan lebih rapat Tanpa *after glow* Resolusi tinggi	Efisiensi rendah Tidak stabil *Respon time* rendah

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.7. Penomoran skala keabuan pada *Computed Tomography*

Untuk mempermudah interpretasi maka dibuat penomoran pada citra dengan satuan H *(Hounsfield Unit)*, penomoran ini dinamakan *CT Number (CTN)*. Nomor-nomor ini dikalkulasikan dengan membandingkan koefisien penyerapan linier dari volume elemen *(voxel)* suatu jaringan ke koefisien penyerapan linier air (H_2O). Hasil dari penghitungan tersebut akan didistribusikan ke dalam suatu elemen citra (piksel), masing-masing piksel tersebut akan dikonversikan oleh perangkat lunak ke dalam bentuk skala keabuan *(gray scale image)*. Perumusan CT Number (Seeram, 1982),

$$\text{CT Number} = \frac{(\mu_j - \mu_a)}{\mu_a} k, \ldots\ldots\ldots\text{hounsfield} \qquad (2\text{-}38)$$

μ_j = koefisien atenuasi suatu jaringan

μ_a = koefisien atenuasi air

k = konstanta

Pada *CT* Generasi III nilai k adalah 1000 artinya mempunyai rentang skala keabuan 2000 yaitu dari –1000 yang mewakili citra untuk udara (*CTN* = –1000) divisualisasikan dalam warna gelap, serta +1000 yang mewaikili citra tulang (*CTN* = +1000) divisualisasikan dalam warna terang. Sedang air (*CTN* = 0) akan ditampilkan dalam citra dengan warna pada titik tengah dari skala keabuan yaitu abu-abu.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

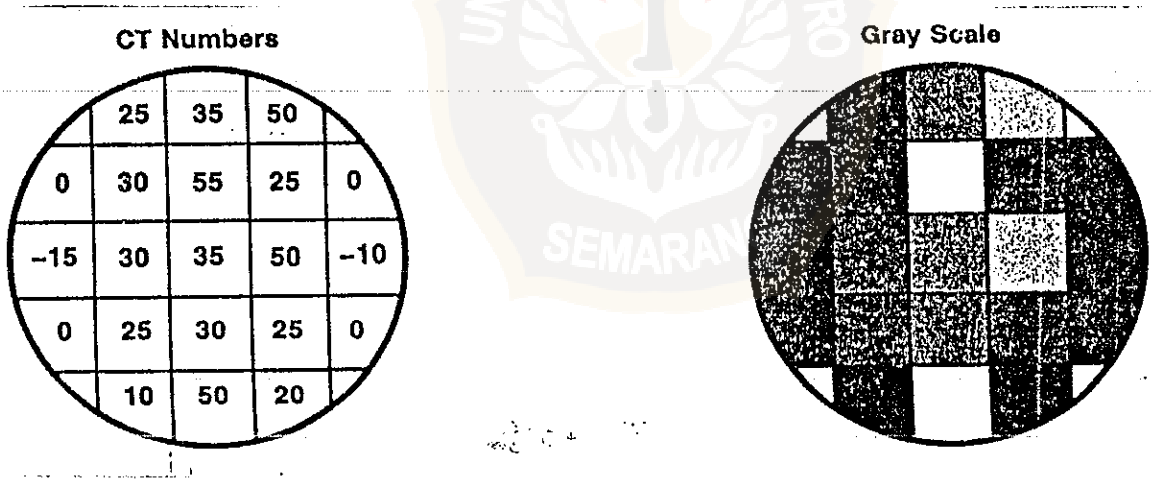
Pada pesawat *CT* jumlah warna yang ditampilkan dinyatakan dalam persamaan :

$$X = 2^{n} \qquad (2\text{-}39)$$

X = jumlah warna yang ditampilkan dalam rentang hitam putih

n = Jumlah bit yang diperlukan untuk sebuah piksel.

CT generasi terbaru mempunyai 12 bit per piksel, sehingga dapat memvisualisasikan sebanyak 2^{12} = 4.096 skala keabuan, dengan rentang yang digunakan –1000 sampai + 3.095 (Lee, 1983).



Gambar 2.23 : Korelasi *CT number* pada skala keabuan

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.8. Resolusi citra *computed tomography*

Pada pencitraan secara konvensional, terdapat beberapa faktor yang mempengaruhi resolusi pencitraan, seperti prosesing film, faktor geometri, pergerakan, kontras subjektif, ukuran fokal spot serta kondisi tegangan tabung (kV) dan arus tabung (mA). Pada *computed Tomography* terkait erat dengan resolusi (*spatial resolution* dan *contrast resolution*). Spasial resolusi yaitu kemampuan untuk menampilkan penggambaran dari dua obyek yang saling berdekatan, sedangkan kontras resolusi memperlihatkan perubahan derajat kehitaman dari suatu jaringan. Secara garis besar resolusi suatu citra digital akan dipengaruhi oleh piksel, voksel dan ukuran matrik (Curry dkk, 1990).

Piksel merupakan elemen terkecil dari citra yang ditampilkan pada layar monitor, sebuah piksel merupakan suatu daerah persegi empat kecil dengan ukuran tertentu. Besarnya dimensi piksel pada *CT* ditentukan oleh ukuran matrik dan luas obyek yang akan ditampilkan pada monitor *(field of View)*, secara matematis ketiga korelasi tersebut dinyatakan (Sprawl, 1987) :

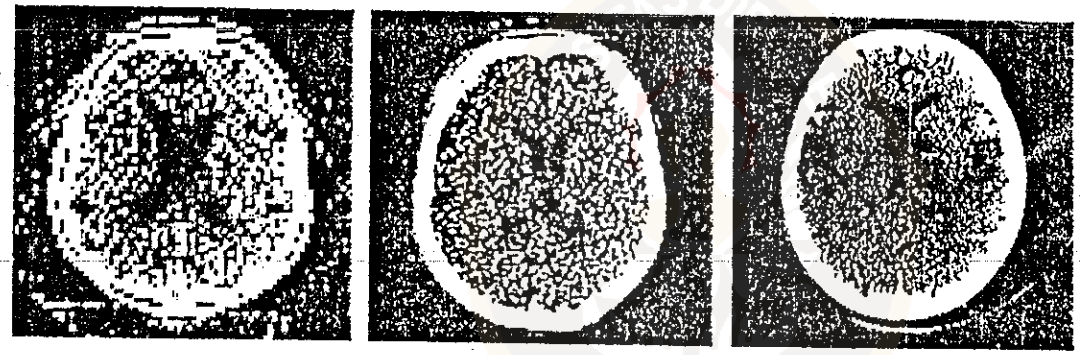
$$\text{Piksel} = \frac{\text{FOV}}{\text{ukuran matrik}} \qquad (2\text{-}40)$$

FOV = Field of View

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Misalnya pada pemeriksaan dengan menggunakan FOV = 25 Cm, direkonstruksikan 512 matrik, sehingga diperoleh ukuran piksel 0,49 x 0,49 mm^2.

Ukuran piksel membedakan resolusi penayangan pencitraan, kejelasan serta ketajaman. Matrik 320 x 320 (102.400 piksel) akan menghasilkan kualitas citra yang lebih baik dibandingkan matrik 80 x 80 (6400 piksel) atau 160x160 (25.600 piksel). *CT* generasi III dengan matrik 512 x 512 (262.144 piksel) atau 1024x1024 (1.048.576 piksel) pada *CT* generasi terbaru, akan lebih sempurna resolusi citranya jika dibandingkan generasi sebelumnya



Gambar 2.24 : citra dari beberapa ukuran matrik

(Seeram, 1982)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)