

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **A. Prinsip Dasar Pencitraan MRI**

MRI adalah suatu teknik pencitraan yang menghasilkan citra potongan melintang obyek yang menggunakan medan magnet kuat, fluktuasi gradien yang berulang dan cepat secara tegak lurus, serta radiasi elektromagnetik dalam bentuk gelombang radio (energi radiofrekuensi). MRI mampu memberikan perbedaan citra yang baik dari jaringan normal dan sensitifitas yang tinggi terhadap suatu penyakit<sup>(19)</sup>.

##### **1. Perangkat MRI**

Perangkat MRI terdiri dari beberapa bagian antara lain sebagai berikut<sup>(18)</sup> :

###### **a. Magnet**

Magnet merupakan komponen inti pada perangkat MRI yang digunakan untuk menghasilkan medan magnet yang sangat kuat dan homogen secara konstan. Ada beberapa jenis magnet yang umum digunakan yaitu superkonduktor, permanen dan magnet resistif. Magnet superkonduktor umum digunakan untuk menghasilkan medan magnet tinggi sekitar 1,5 Tesla.

###### **b. *Coil* radiofrekuensi**

Merupakan suatu perangkat yang digunakan untuk mengirim dan menerima radiofrekuensi. Ada beberapa jenis berdasarkan fungsi dan

jenis pemeriksaan yang dilakukan yaitu *coil* tubuh, *coil* kepala, *coil* vertebra, *coil* leher, *coil knee*, *coil wrist*, *coil shoulder*, *coil breast*, *coil endo-cavitary* (misal *coil* prostate atau endovaginal), *coil* peripheral vaskular, *coils flexible* dan *coil Temporo- Mandibular Joint (TMJ)*.

c. *Gradient magnet*

Digunakan untuk menghasilkan variasi nilai medan magnet sehingga sinyal yang dihasilkan oleh tubuh pasien dapat diketahui lokasinya.

d. Sistem komputer

Berfungsi untuk menjalankan proses digitalisasi pencitraan MRI dan sebagai sistem kontrol perangkat MRI selama proses pemeriksaan.

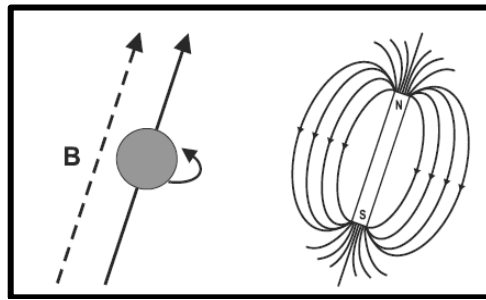
e. Pasien *handling system*

Merupakan suatu perangkat yang biasa disebut dengan meja pemeriksaan sebagai tempat pasien yang terhubung sistem magnet.

Digunakan untuk penempatan pasien secara akurat selama pemeriksaan.

2. Pembentukan Citra MRI

Berdasarkan sifat magnetiknya inti atom terdiri dari proton dan neutron. Proton memiliki pergerakan presisi pada sumbu (*spinning*) muatannya seperti bumi, sehingga mempunyai kutub utara dan kutub selatan yang akan menghasilkan medan magnet eksternal. *Spinning* inilah yang menghasilkan *moment dipole magnetic* disebut juga dengan *spin* (Brown dan Samelka, 2003), seperti ditunjukkan pada gambar 2.1.



Gambar 2.1 Rotasi Nukleus Menghasilkan *Moment Dipole Magnetic*<sup>(11)</sup>

Pada MRI atom hidrogen dipilih untuk digunakan menghasilkan sinyal resonansi. Atom hidrogen selain berlimpah dalam jaringan biologi juga mempunyai *moment dipole magnetic* yang kuat, sehingga akan menghasilkan konsentrasi yang besar dan kekuatan yang kuat per inti. Hal tersebut menyebabkan sinyal hidrogen yang dihasilkan 1000 kali lebih besar dari lainnya. Dalam keadaan normal, *spinning* proton atom hidrogen adalah acak sehingga orientasi dalam jaringan tubuh manusia tidak menimbulkan nilai magnetisasi atau sama dengan nol<sup>(11)</sup>.

Jika *spinning* proton diletakkan dalam medan magnet eksternal yang sangat kuat, akan dihasilkan suatu orientasi proton yang searah (proton dengan kuat energi yang lebih rendah) dan proton yang berlawanan arah orientasinya (proton dengan kuat energi lebih tinggi), sehingga terbentuk suatu nilai magnetisasi longitudinal (searah sumbu z) dan gerakan presisi proton terhadap sumbunya seperti tampak pada gambar 2.2. Proton individual setiap inti tidak berorientasi pada sumbu z, tapi pada dirinya sendiri sementara kecepatan frekuensi presisi proton atom H tergantung

pada kuat medan magnet eksternal semakin kuat medan magnet eksternal, semakin cepat presisi proton<sup>(11)</sup>.

Kecepatan atau frekuensi presisi proton atom hidrogen tergantung pada kuat medan magnet yang diberikan pada jaringan dan nilai *gyromagnetic* inti atom. Semakin besar kuat medan magnet dan nilai rasio *gyromagnetic* maka semakin cepat presisi proton. Frekuensi presisi atom dapat diketahui melalui sebuah persamaan yang disebut persamaan Larmor, seperti pada persamaan 2.1.

$$\omega = \gamma B_0 \quad (2.1)$$

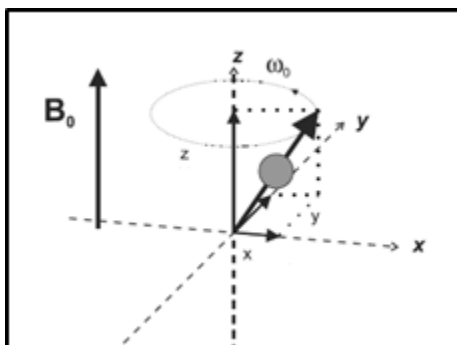
Keterangan :

$\omega$  : Frekuensi Larmor proton

$\gamma$  : Koefisien *gyromagnetic*

$B_0$  : Medan magnet eksternal

Frekuensi Presesi disebut juga dengan frekuensi Larmor yang merupakan dasar terjadinya resonansi pada MRI<sup>(11)</sup>.



Keterangan :

$B_0$  : Arah medan magnet eksternal

x : Magnetisasi arah sumbu x

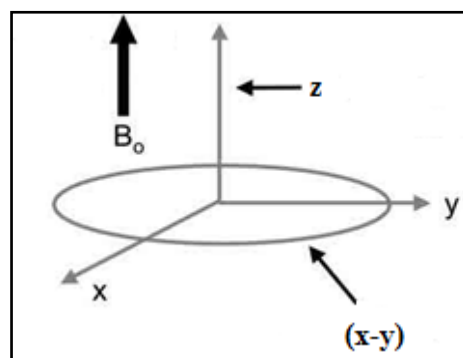
y : Magnetisasi arah sumbu y

z : Magnetisasi arah sumbu z

$\omega_0$  : Frekuensi lamour proton

Gambar 2.2 Gerakan Presesi Proton pada Sumbu z yang Paralel Medan Magnet<sup>(11)</sup>.

Resonansi terjadi apabila pada obyek diberikan gangguan berupa gelombang radio yang mempunyai frekuensi yang sama dengan frekuensi presisi Larmor obyek. Pembentukan gambaran diagnostik didasarkan pada pemanfaatan atom hidrogen dalam tubuh dengan kata lain agar fenomena resonansi terjadi gelombang radio (RF) yang diberikan harus mempunyai frekuensi Larmor yang sama dengan frekuensi Larmor hidrogen, yaitu 42,6 MHz. Pengaplikasian gelombang radio (RF) yang menyebabkan resonansi sebagai hasil dari fenomena resonansi *Nett Magnetitation Vector* (NMV) menjadi terotasi dari bidang longitudinal (z) ke bidang transversal xy. Magnetisasi pada bidang ini dikenal dengan magnetisasi transversal (Mxy) seperti tampak pada gambar 2.3. Sedangkan besarnya sudut rotasi dikenal dengan *flip angle*<sup>(11)</sup>.



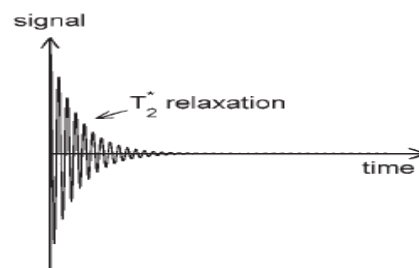
Keterangan :

$B_0$  : Arah magnetisasi eksternal  
 z : Arah magnetisasi longitudinal  
 (x-y) : Bidang magnetisasi transversal

Gambar 2.3 Arah Magnetisasi Longitudinal dan Transversal<sup>(11)</sup>

Hasil resonansi adalah adanya perubahan arah NMV pada magnetisasi longitudinal ke arah magnetisasi transversal dan momen magnetik pada

magnetisasi transversal dalam keadaan *in phase*. Jika *coil receiver* ditempatkan pada area medan magnet yang bergerak (NMV pada bidang transversal) maka *voltage* akan terinduksi dalam *coil receiver*. *Voltage* ini merupakan sinyal MR, bila masih banyak NMV akan menimbulkan signal yang kuat dan tampak terang pada citra. Bila NMV lemah akan sedikit menimbulkan signal MR dan akan tampak gelap pada citra. Pada saat pulsa RF dihentikan magnetik momen pada bidang transversal yang dalam keadaan *in phase* akan berubah menjadi *dephase* yang menyebabkan magnitude magnetisasi pada bidang transversal akan menurun sehingga induksi pada *coil* penerima juga akan semakin melemah yang dikenal dengan sinyal *Free Induction Decay* (FID) seperti tampak pada gambar 2.4.



Gambar 2.4 Sinyal *Free Induction Decay*<sup>(20)</sup>

### 3. Kualitas Citra MRI

Hasil dari citra harus dapat memperlihatkan anatomi yang tepat sesuai dengan pembobotan yang dilakukan. Empat karakteristik yang bisa digunakan untuk mendefinisikan kualitas citra MRI adalah sebagai berikut<sup>(21)</sup>:

a. *Signal to Noise Ratio (SNR)*

SNR didefinisikan sebagai perbandingan dari amplitudo sinyal MR dengan amplitudo sinyal *noise* dari *background*. Sinyal merupakan induksi *voltage* yang dihasilkan oleh NMV pada bidang transversal diterima oleh *coil receiver*. *Noise* adalah sinyal yang tidak diinginkan yang dihasilkan dari sistem MR, lingkungan dan pasien. Peningkatan SNR biasanya membutuhkan peningkatan sinyal relatif terhadap *noise*.

Pengukuran SNR dilakukan dengan melakukan *Region of Interest (ROI)* untuk mendapatkan nilai sinyal pada daerah yang dinilai. Selanjutnya dilakukan pengukuran nilai *noise* pada empat sisi citra yang tidak terdapat obyek, hitung nilai rata-rata *noise* dari keempat pengukuran tersebut<sup>(18)</sup>. SNR dihitung dengan persamaan 2.2.

$$\text{SNR} = \text{Sinyal Obyek/Noise} \quad (2.2)$$

Parameter yang mempengaruhi SNR adalah kekuatan medan magnet, densitas proton, jenis dan posisi *coil*, TR, TE, *flip angle*, jumlah rata-rata sinyal dan penerima *bandwidth*

1) Kekuatan Medan Magnet

SNR dipengaruhi oleh kekuatan magnet. Pada kekuatan medan yang lebih tinggi ada lebih banyak jumlah proton yang paralel dibandingkan anti paralel. Akibatnya NMV meningkat sehingga meningkatkan sinyal yang dihasilkan.

## 2) Densitas Proton

Daerah dengan densitas proton rendah menghasilkan signal rendah sehingga SNR yang dihasilkan juga rendah. Sebaliknya daerah dengan densitas proton tinggi akan menghasilkan sinyal tinggi sehingga SNR yang dihasilkan juga tinggi.

## 3) Volume *Voxel*

Volume *voxel* berbanding lurus dengan SNR, semakin besar volume *voxel* maka semakin besar SNR yang dihasilkan.

## 4) TR, TE, Flip *Angle*

Pada pulse *spin echo*, SNR yang dihasilkan akan lebih baik karena menggunakan *flip angle*  $90^0$  sehingga magnetisasi longitudinal menjadi magnetisasi transversal dibandingkan dengan *gradient echo* yang *flip angle* kurang dari 90 derajat. *Flip angle* berpengaruh terhadap jumlah magnetisasi transversal.

*Time Repetition* (TR) merupakan parameter yang mengontrol jumlah magnetisasi longitudinal yang *recovery* sebelum pulsa RF berikutnya. TR yang panjang memungkinkan *full recovery* sehingga lebih banyak yang akan mengalami magnetisasi transversal pada pulsa RF berikutnya. TR yang panjang akan meningkatkan SNR dan TR yang pendek menurunkan SNR. Sedangkan TE merupakan parameter yang mengontrol jumlah magnetisasi transvesal yang akan *decay* sebelum *echo* itu dicatat. Pada TE singkat, menghasilkan



sedikit magnetisasi transversal yang telah *dephase*, amplitudo sinyal dan SNR yang tinggi.

#### 5) NEX

NEX (*Number of Excitation*) merupakan angka yang menunjukkan berapa kali data disampling. Peningkatan NEX dapat meningkatkan sinyal yang diperoleh, namun dengan meningkatkan NEX dua kali hanya akan meningkatkan SNR sebesar akar dua SNR sebelumnya.

#### 6) *Receive bandwidth*

*Receive bandwidth* adalah rentang frekuensi yang terjadi pada sampling data pada obyek yang dicitrakan. Semakin kecil *bandwidth* maka *noise* akan semakin kecil tetapi akan berpengaruh pada TE minimal yang dipilih.

#### 7) *Coil*

*Coil* yang memiliki ukuran kecil seperti *coil* leher memberikan SNR yang baik, tetapi memiliki cakupan yang kecil. *Coil* yang besar seperti *coil* tubuh, memberikan cakupan yang lebih besar tapi hasilnya SNR yang lebih rendah. Pada prinsipnya semakin dekat *coil* dengan organ maka SNR yang dihasilkan semakin tinggi.

#### b. *Contrast To Noise Ratio (CNR)*

CNR merupakan perbedaan SNR antara organ yang saling berdekatan. CNR yang baik dapat menunjukkan perbedaan antara dua organ yang berdekatan. CNR dapat diperoleh dengan melakukan

*Region of Interest* (ROI) pada dua obyek yang akan dinilai selanjutnya dihitung dengan persamaan 2.3 :

$$\text{CNR} = S_A - S_B \quad (2.3)$$

Keterangan :

$S_A$  : Sinyal yang terukur pada daerah A

$S_B$  : Sinyal yang terukur pada daerah B

Dalam hal ini, CNR dapat ditingkatkan dengan cara:

- 1) Menggunakan media kontras
- 2) Menggunakan pembobotan gambar T2
- 3) Menghilangkan gambaran jaringan normal dengan *spectral presaturation*

c. *Spatial Resolution*

*Spatial resolution* adalah kemampuan untuk membedakan antara dua titik secara terpisah dan jelas. *Spatial resolution* dikontrol oleh *voxel*. Semakin kecil ukuran *voxel* maka resolusi akan semakin baik. *Spatial resolution* dapat ditingkatkan dengan:

- 1) Irisan yang tipis
- 2) Matrik yang halus atau kecil
- 3) FOV kecil
- 4) Menggunakan rektangular FOV bila memungkinkan

d. Waktu *scanning*.

Waktu *scanning* adalah waktu yang diperlukan untuk menyelesaikan akuisisi data. Waktu *scanning* berpengaruh terhadap kualitas gambar,

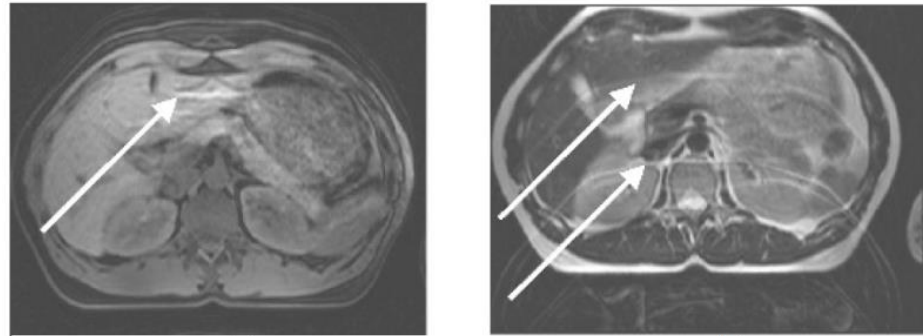
karena dengan waktu yang lama akan menyebabkan pasien bergerak dan kualitas gambaran akan turun. Beberapa hal yang berpengaruh terhadap waktu *scanning* adalah TR, jumlah *phase encoding* dan jumlah akuisisi (NEX).

#### 4. Artefak

Artefak pada MRI diartikan sebagai bagian dari citra yang tidak mewakili anatomi yang sesungguhnya pada organ yang diperiksa. Pemilihan parameter pemeriksaan MRI dapat berkaitan dengan munculnya artefak yang mempengaruhi kualitas citra dan informasi diagnostik (Ruan, 2001). Terdapat beberapa hal yang menjadi sumber munculnya artefak pada citra MRI antara lain<sup>(11)</sup> :

##### a) Pergerakan pasien

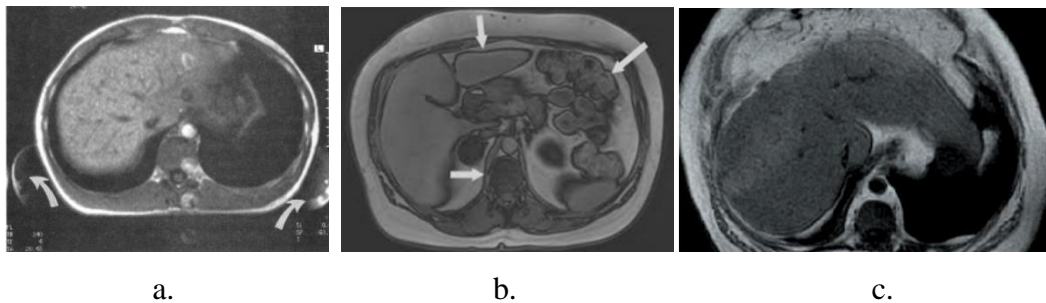
Artefak ini disebabkan oleh adanya pergerakan jaringan atau organ selama proses pengambilan data berlangsung. Hal tersebut diakibatkan adanya kesalahan pemetaan sinyal yang diperoleh. Kesalahan pemetaan sinyal tersebut diakibatkan adanya jaringan yang berubah posisi. Pergerakan jaringan yang menyebabkan artefak antara lain gerak nafas, aliran darah, peristaltik organ pencernaan dan gerak jantung. Contoh artefak karena nafas pasien seperti pada gambar 2.5.



Gambar 2.5. Artefak Gerak pada Pemeriksaan MRI Abdomen<sup>(11)</sup>

b) Artefak berhubungan dengan *sequence*/protokol pemeriksaan

Kelompok artefak yang kedua berhubungan dengan *sequence*/protokol saat pemeriksaan MRI. Artefak jenis ini terkait dengan aspek teknis dari parameter *sequence* dan metode dalam pengumpulan data. Terdapat beberapa jenis artefak yang terkait dengan *sequence*/protokol pemeriksaan artefak *aliasing*, artefak *chemical shift*, artefak *phase cancellation*. Citra MRI pada artefak-artefak tersebut tampak pada gambar 2.6



a.

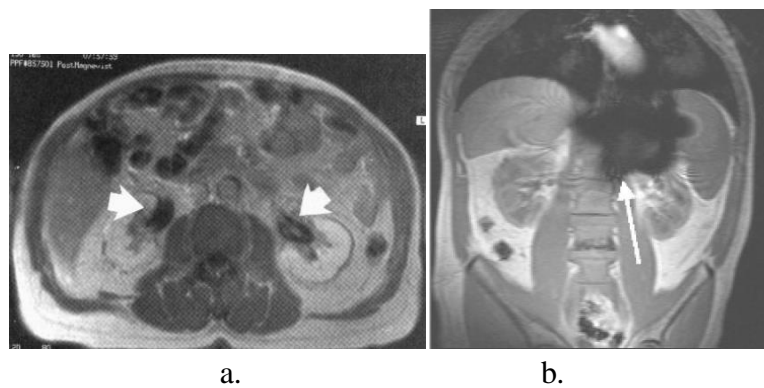
b.

c.

Gambar 2.6 Artefak yang Berhubungan dengan Pemilihan *Sequence* a. *Aliasing*, b. *Chemical Shift* dan c. *Phase Cancellation*<sup>(11)</sup>

c) Artefak faktor eksternal

Artefak kelompok yang ketiga diakibatkan oleh faktor luar dari pasien dan pemilihan parameter pemeriksaan. Contoh jenis artefak ini adalah artefak *susceptibility* and artefak metal, contoh artefak tersebut tampak pada gambar 2.7.



Gambar 2.7 Artefak Akibat Faktor Eksternal a. Artefak *Susceptibility*,  
b. Artefak Metal<sup>(11)</sup>

## B. Prosedur Pemeriksaan MRI Abdomen

### 1. Persiapan Pasien

Persiapan yang perlu dilakukan sebelum pemeriksaan antara lain sebagai berikut<sup>(9)</sup> :

- a) Sebelum pemeriksaan pasien diminta untuk buang air kecil terlebih dahulu
- b) Pasien diberi penjelasan mengenai jalanya pemeriksaan
- c) Pasien diminta mengganti baju dengan baju pasien
- d) Pasien diminta melepaskan semua benda logam yang ada di tubuh (misal alat bantu dengar, perhiasan dan lain sebagainya)

## 2. Teknik Pemeriksaan

Teknik pemeriksaan MRI abdomen menggunakan prosedur pemeriksaan sebagai berikut<sup>(9)</sup> :

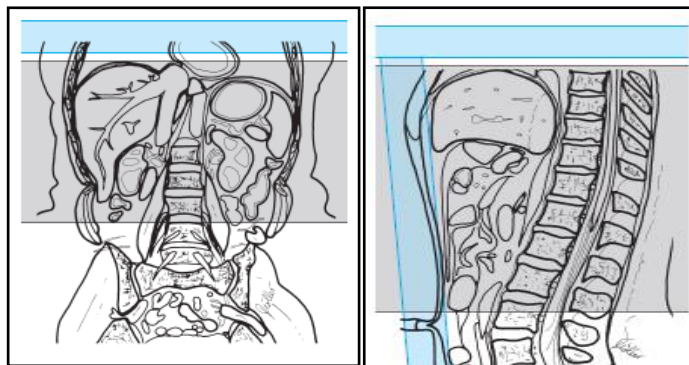
### a) Posisi pasien :

- 1) Menggunakan *coil* abdomen
- 2) Pasien supine pada meja MRI, dengan posisi *feet first*
- 3) Pasien dipasang *ear plug / earphone*
- 4) Kedua tangan ke atas untuk menghindari artefak

### b) Pengambilan Citra

#### 1) *Localizier*

Irisan yang diambil koronal dan sagital (*three plane localizier* jika mampu), digunakan untuk perencanaan irisan aksial. Perencanaan irisan seperti tampak pada gambar 2.8.



Gambar 2.8 Perencanaan Irisan Aksial T2 Abdomen<sup>(9)</sup>

## 2) Aksial T2 WI

Diambil dari bagaian superior hepar sampai bifurcatio aorta abadominalis. Menggunakan parameter sebagai berikut :

TR : 1666 -2500 ms

TE : 100 ms

Tebal irisan : 8 mm

*Slice gap* : 10–20%

FOV : 360–400 mm

Dapat digunakan teknik *breath-hold* atau *respiratory gating* untuk mereduksi artefak gerak nafas.

## 3) Aksial T1 WI

Menggunakan daerah irisan yang sama dengan aksial T2, menggunakan parameter sebagai berikut:

TR : 500–600 ms

TE : 10–20 ms

*Flip angle* : 90°

Sedangkan parameter yang lain sama dengan aksial T2. Dapat digunakan teknik *breath-hold* atau *respiratory gating* untuk mereduksi artefak gerak nafas.

## 4) Koronal T2 WI

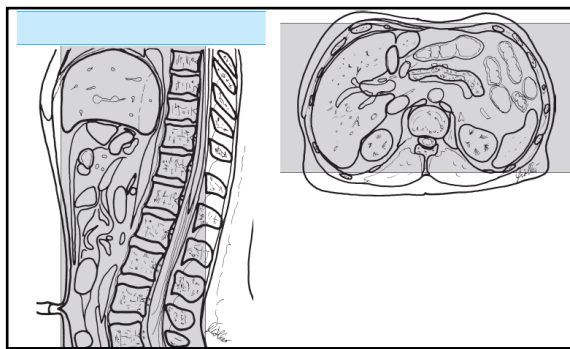
Perencanaan irisan koronal dilakukan seperti tampak pada gambar

2.10. Parameter yang digunakan sebagai berikut :

TR / TE : 1900–2300 ms / 100 ms

<i>Flip angle</i>	: 90°
Tebal irisan	: 8 mm
<i>Slice gap</i>	: 0 (3-D) – 20% (TSE)
FOV	: 380–400 mm

Dapat digunakan teknik *breath-hold* atau *respiratory gating* untuk mereduksi artefak gerak nafas.



Gambar 2.9 Perencanaan Irisan Koronal Abdomen<sup>(9)</sup>

### C. Anatomi *Crosssectional* MRI Abdomen

Pada irisan aksial abdomen akan tampak diisi sebagian besar oleh hepar, tampak pula spleen, pembuluh darah besar abdomen, gallbladder dan pankreas. Masing-masing organ akan dievaluasi bentuk, ukuran, struktur bagian dalamnya dan tepi organ<sup>(22)</sup>, contoh citra MRI abdomen irisan aksial seperti tampak pada gambar 2.10.





Gambar 2.10 Anatomi Cross Sectional MRI Abdomen<sup>(22)</sup>

Keterangan Gambar 2.2 :

- |                                    |                                     |
|------------------------------------|-------------------------------------|
| 2. Lobus kanan hepar               | 9. Kelenjar adrenalin               |
| 3. Lobus kiri hepar                | 10. Ekor pankreas                   |
| 4. Paravertebral lobus kanan hepar | 11. Diameter horizontal gallbladder |
| 5. Margin lateral spleen           | 12. Gallbladder                     |
| 6. Margin posterior spleen         | 13. Duktus hepatikus                |
| 7. Lobus caudate hepar             | 14. Caput pankreas                  |
| 8. Vena cava inferior              | 15. Corpus Pankreas                 |
| 9. Angulus margin hepar lobus kiri | 16. Aorta abdominalis               |

#### D. Teknik Reduksi Gerak Nafas

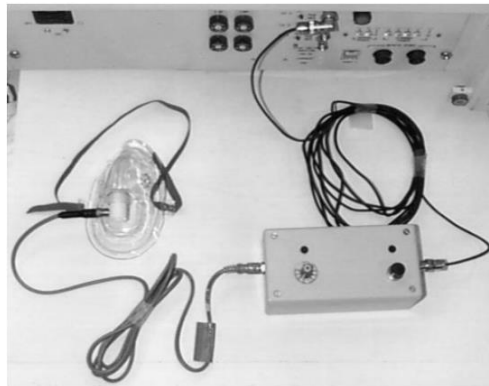
Pergerakan organ-organ abdomen akibat pernafasan mengakibatkan munculnya artefak gerak pada citra MRI yang dihasilkan, terdapat beberapa teknik yang dapat digunakan untuk mereduksi artefak tersebut antara lain :

##### 1. *Respiratory Gating*

*Respiratory gating* merupakan prosedur pengambilan citra suatu organ pada saat tertentu dalam siklus nafas pasien<sup>(15)</sup>. Teknik ini mampu memvisualisasikan pergerakan jaringan, sehingga pengambilan data selama proses *scanning* dapat disinkronkan dengan pergerakan jaringan tersebut<sup>(15)</sup>. Terdapat tiga jenis perangkat yang digunakan untuk mendapatkan sinyal pergerakan organ karena nafas pasien antara lain<sup>(23)</sup>.

##### a. Masker *Respiratory Gating*

Perangkat ini berupa plastik berbentuk masker yang menutupi hidung dan mulut seperti tampak pada gambar 2.11. Sebuah sensor panas diletakan di dalam masker tersebut untuk mengukur suhu udara pernafasan. Sinyal pergerakan nafas diperoleh dari perbedaan suhu antara udara ekspirasi yang lebih hangat dibandingkan udara inspirasi. Suhu udara tersebut diubah oleh sensor menjadi sinyal listrik. Sinyal tersebut selanjutnya ditransmisikan keluar melalui fiber optik dan diterima oleh perangkat elektronik dan dirubah menjadi tampilan visual pada layar monitor <sup>(15)</sup>.



Gambar 2.11 Masker *Respiratory Gating*<sup>(24)</sup>

b. Nasal-*Canula Respiratory Gating*

Jenis perangkat respiratory gating yang kedua berupa sensor panas yang berukuran kecil. Penggunaannya alat tersebut dengan cara diletakan di lubang hidung seperti halnya selang oksigen yang terpasang di hidung. Prinsip kerjanya sama dengan jenis perangkat pertama, sensor akan

menerima perbedaan suhu udara dari udara nafas pasien dan dirubah menjadi sinyal listrik untuk ditampilkan dimonitor<sup>(24)</sup>.

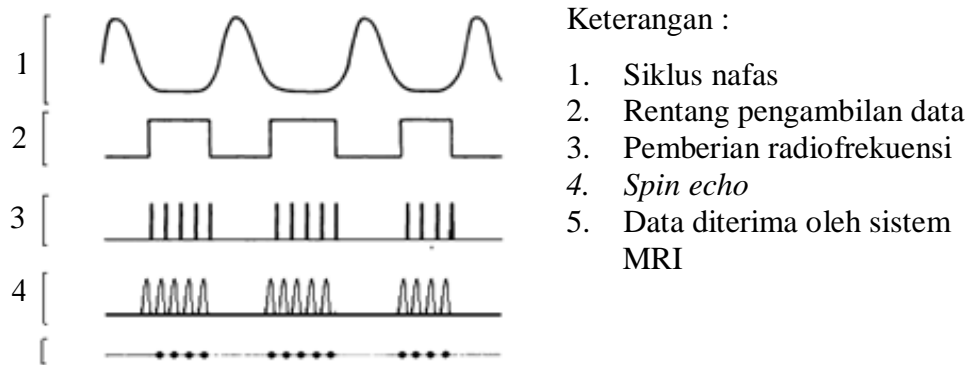
c. *Belt Respiratory Gating*

Jenis perangkat *respiratory gating* yang ketiga berupa sabuk elastis yang dipasang melingkar pada abdomen bagian atas seperti tampak pada gambar 2.12. Akibat gerak nafas pasien perangkat tersebut akan tertarik gerak abdomen sehingga merubah panjangnya. Perubahan panjang perangkat tersebut dirubah menjadi sinyal listrik dan dikirim keperangkat penerima dan selanjutnya ditampilkan dalam bentuk visual<sup>(23)</sup>.



Gambar 2.12 *Belt Respiratory Gating*<sup>(23)</sup>

Terdapat dua kekurangan dalam penggunaan teknik *respiratory gating*. Pertama, waktu *scanning* lebih lama dikarenakan terdapat jeda antara satu pengambilan data kepengambilan data selanjutnya. Jeda waktu yang dibutuhkan biasanya berkisar 150-200 ms menyesuaikan variasi frekuensi nafas pasien<sup>(11)</sup>. Proses pengambilan data pada tiap siklus pergerakan organ ditunjukkan pada gambar 2.13.



Gambar 2.13 Pengambilan Data dalam Siklus Gerak Nafas<sup>(11)</sup>

## 2. PROPELLER

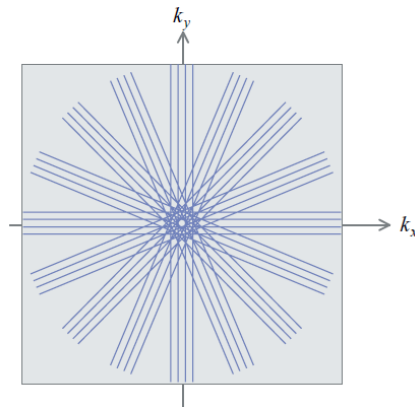
PROPELLER (*Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction*) adalah suatu teknik akuisisi citra pada MRI dengan pola pengisian *k-space* perpaduan paralel dan radial. Metode ini dikembangkan oleh Pipe pada akhir tahun 1990. Teknik akuisisi ini menggunakan sejumlah baris paralel (*blade coverage*) pada matrik yang berotasi pada pusat secara serial dengan sudut tertentu untuk mengisi penuh *k-space* seperti tampak pada gambar 2.14. Umumnya masing-masing *blade coverage* terdiri dari 8-32 baris paralel. Rotasi dari *blade coverage* menggunakan sudut yang kecil berkisar  $10^0$ - $20^0$ <sup>(18)</sup>.

Semua data yang diperlukan dalam rekonstruksi citra MRI dimuat dalam matriks data. Pada masing-masing data memuat beberapa aspek (frekuensi, fase dan amplitudo) pada citra yang dihasilkan. Matriks data ini biasa disebut juga dengan istilah *k-space*. Dengan kata lain, *k-space* merupakan area tempat penyimpanan data hingga proses *scanning* selesai<sup>(11)</sup>. Data dari

proses *scanning* tersebut diisikan ke dalam *k-space* dengan pola tertentu antara lain paralel, sircular dan radial<sup>(18)</sup>.

Penggunaan PROPELLER mengakibatkan *k-space* memiliki kelebihan data yang dapat digunakan mereduksi data lainnya. Pada PROPELLER pergerakan rotasi atau translasi organ yang diperiksa selama proses akuisisi citra diidentifikasi sebagai ketidakkonsistenan data pada masing-masing *blade coverage*. Data yang sama pada masing-masing *blade coverage* digunakan untuk mengkoreksi data yang diakibatkan oleh pergerakan, yang memungkinkan data dari satu *blade coverage* tidak digunakan. Waktu *scanning* yang dibutuhkan dengan menggunakan PROPELLER sebesar  $\pi/2$  dari *sequence* biasa, dan dipengaruhi *blade coverage* dan *Echo Train Length*<sup>(18)</sup>.

Rekontruksi citra pada PROPELLER melalui beberapa tahapan antara lain, pertama fase koreksi data, masing-masing *blade coverage* berotasi tepat pada pertengahan *k-space*. Fase yang kedua, koreksi secara menyeluruh data dalam bidang rotasi dan translasi dan yang terakhir proses penghapusan data yang diakibatkan karena pergerakan. Proses rekontruksi membutuhkan waktu beberapa detik setelah data diperoleh. Proses rekontruksi membutuhkan waktu beberapa detik setelah data diperoleh. Sebagian besar sistem perangkat membutuhkan lebih dari 2.14 detik jeda waktu setelah PROPELLER ke *sequence* selanjutnya<sup>(17)</sup>



Gambar 2.14 Pengisian K-Space Menggunakan PROPELLER<sup>(18)</sup>

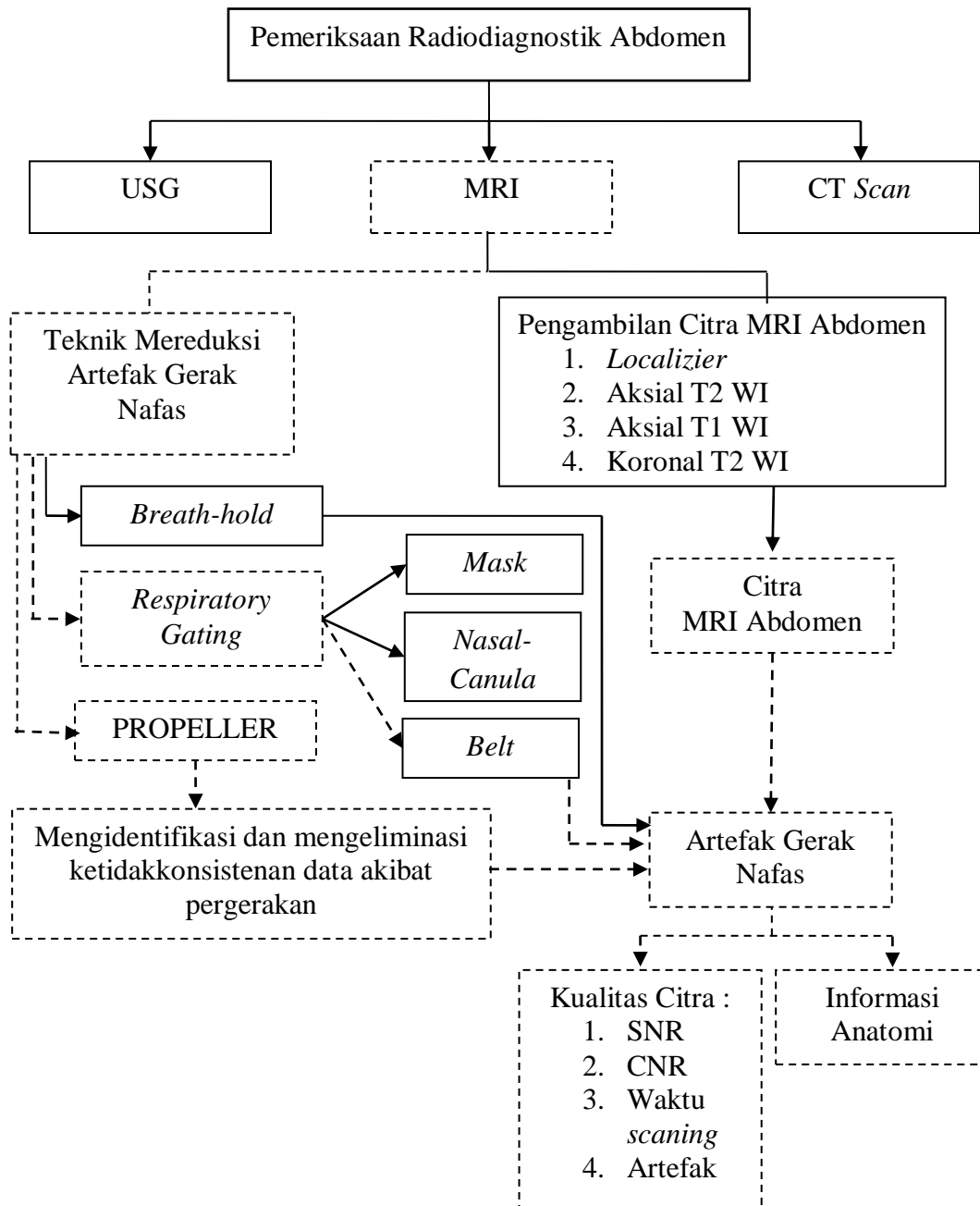
### E. Kerangka Teori

MRI merupakan salah satu modalitas diagnostik yang dapat digunakan untuk menampakan informasi anatomis dan kelainan pada abdomen. MRI menggunakan medan magnet yang kuat dan gelombang radiofrekuensi untuk mencitrakan anatomi dari organ tubuh salah satunya adalah abdomen. Pemeriksaan MRI abdomen menggunakan 4 sekuen yaitu localizer, aksial T2 WI, aksial T1 WI, dan Koronal T2 WI. Pada pemeriksaan MRI abdomen diperlukan suatu teknik untuk mereduksi artefak akibat gerak nafas pada organ abdomen. Artefak akibat pergerakan nafas dapat mempengaruhi kualitas citra dan informasi diagnostik.

Secara umum terdapat dua teknik yang biasa digunakan untuk mereduksi gerak nafas yaitu *breath-hold* dan *respiratory gating*. Teknik *breath-hold* menghasilkan *time scan* yang singkat, namun teknik ini hanya bisa dilakukan pada pasien yang mampu mengikuti pola tahan nafas yang diberikan. *Respiratory gating* menghasilkan kualitas citra yang lebih baik. Teknik ini bisa

digunakan pada pasien yang tidak mampu mengikuti pola tahan nafas tapi menghasilkan waktu *scanning* yang lebih lama.

PROPELLER merupakan teknik akuisisi data secara radial untuk pengisian *k-space*. Teknik ini memungkinkan *k-space* memiliki data yang berlebih, sehingga data yang telah diperoleh dapat dianalisis. Ketidakkonsistenan data dianggap sebagai mampu direduksi yang muncul selama proses pengambilan citra MRI. PROPELLER memiliki nilai parameter *blade coverage* yang dapat diubah yang mempengaruhi *time scan*. Kerangka teori pada penelitian ini seperti pada gambar 2.15.



Keterangan :

- - - - -> : Diteliti

—————> : Tidak diteliti

Gambar 2.15 Kerangka Teori