

BAB II

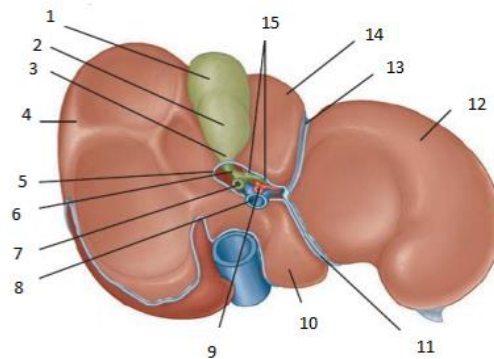
TINJAUAN PUSTAKA

A. Anatomi dan Fisiologi Sistem Billiaris dan Pankreas

1. *Liver*

Liver (hati) merupakan organ visceral terbesar dalam tubuh yang terletak pada region hipokondrium kanan dan *epigastric*, meluas ke hipokondrium kiri (di kuadran kanan atas, meluas ke kuadran kiri atas). *Liver* terdiri dari lobus kanan dan lobus kiri, dengan lobus kanan lebih besar dari lobus kiri. Dua lobus lain yaitu lobus kuadratus dan lobus kaudatus yang terletak di dekat bagian lobus kanan namun sebenarnya berbeda secara fisiologi (Drake, 2018).

Lobus kuadratus terletak di bagian anterior *liver* yang dibatasi oleh fissura dari *ligamentum teres* dan tepat di dekat *gallbladder*. Lobus kaudatus terletak di bagian posterior *liver* yang dibatasi oleh fissura dari *ligamentum venosum* dan pada sisi kanan dibatasi oleh vena kava inferior (Drake, 2018). Anatomi *liver* secara lengkap dapat dilihat pada Gambar 2.1.

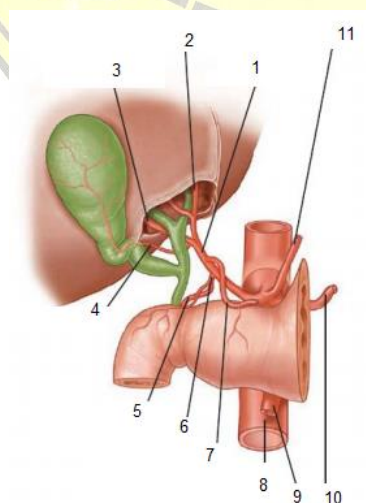


Gambar 2. 1 Anatomi *Liver* (Drake, 2018)

Keterangan :

- | | |
|---------------------------------|--|
| 1. <i>Fundus of gallbladder</i> | 9. <i>Hepatic artery proper</i> |
| 2. <i>Body of gallbladder</i> | 10. <i>Caudate lobe</i> |
| 3. <i>Neck of gallbladder</i> | 11. <i>Fissure of ligamentum venosum</i> |
| 4. <i>Right lobe of liver</i> | 12. <i>Left lobe of liver</i> |
| 5. <i>Porta hepatic</i> | 13. <i>Fissure for ligamentum tere</i> |
| 6. <i>Cystic duct</i> | 14. <i>Quadrante lobe</i> |
| 7. <i>Bile duct</i> | 15. <i>Hepatic ducts</i> |
| 8. <i>Portal vein</i> | |

Liver diperdarahi oleh *right hepatic artery* (cabang dari *common hepatic artery* dari *celiac trunk*) dan *left hepatic artery* (cabang dari *common hepatic artery* dari *celiac trunk*) (Drake, 2018). Sistem perdarahan pada *liver* dan *gallbladder* dapat dilihat pada Gambar 2.2



Keterangan :

- | |
|--------------------------------------|
| 1. <i>Hepatic artery proper</i> |
| 2. <i>Left hepatic artery</i> |
| 3. <i>Right hepatic artery</i> |
| 4. <i>Cystic artery</i> |
| 5. <i>Supraduodenal artery</i> |
| 6. <i>Gastroduodenal artery</i> |
| 7. <i>Right gastric artery</i> |
| 8. <i>Abdominal aorta</i> |
| 9. <i>Superior mesenteric artery</i> |
| 10. <i>Splenic artery</i> |
| 11. <i>Left gastric artery</i> |

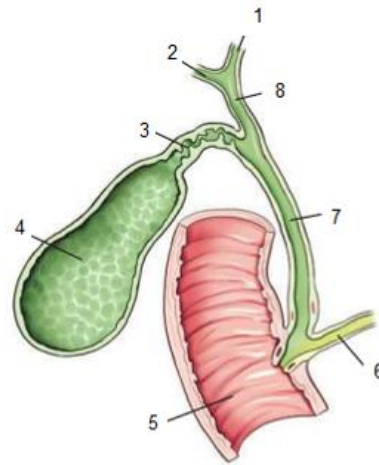
Gambar 2. 2 Sistem perdarahan *liver* dan *gallbladder* (Drake, 2018)

Liver memiliki berbagai fungsi yaitu: penyimpanan sumber energi (glikogen, lemak, protein, dan vitamin), produksi bahan bakar (glukosa, asam lemak, dan ketoasid), produksi protein plasma dan produksi getah bening, metabolisme racun dan obat-obatan, modifikasi banyak hormone, produksi asam empedu (Netter, 2019).

2. *Gallbladder*

Gallbladder/kandung empedu adalah *viscus* berongga berbentuk buah pir yang terletak di fossa permukaan bawah hati, di antara lobus kanan dan lobus kuadrat. *Gallbladder* normal berukuran panjang 10 cm, dengan diameter mulai dari 3 sampai 5 cm, dan memiliki tebal lebih dari 3 mm (Manfredi, 2013). *Gallbladder* dibagi menjadi tiga bagian yaitu *fundus*, *body*, dan *neck*. *Fundus* adalah ujung distal dan bagian terluas dari kandung empedu. *Body*, merupakan bagian utama dari *gallbladder*. *Neck* adalah ujung proksimal yang sempit dan berlanjut sebagai saluran *cystic* (Lampignano & Kendrick, 2018).

Saluran *cystic* memiliki panjang 3-4 cm dan terdiri dari katup spiral yang berfungsi untuk mencegah distensi dari saluran *cystic* (Lampignano & Kendrick, 2018). Saluran *cystic* menghubungkan kandung empedu ke saluran empedu ekstrahepatik dan ujung *cystic duct* masuk ke dalam saluran empedu ekstrahepatik menandai pembagian antara *common hepatic duct* dan *common bile duct*. Anatomi dari *gallbladder* dan *extrahepatic biliary ducts* dapat dilihat pada Gambar 2.3

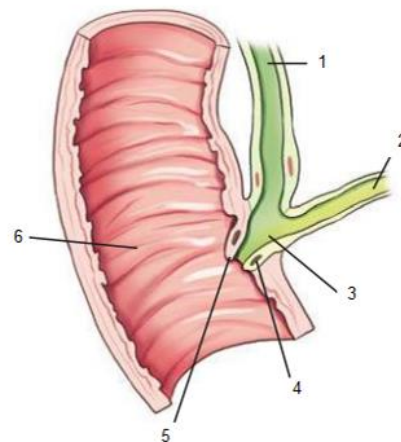


Keterangan :

1. *Left hepatic duct*
2. *Right hepatic duct*
3. *Cystic duct*
4. *Gallbladder*
5. *Portion of descending duodenum*
6. *Pancreatic duct (duct of Wirsung)*
7. *Common bile duct*
8. *Common hepatic duct*

Gambar 2. 3 *Gallbladder dan extrahepatic biliary ducts* (Lampignano & Kendrick, 2018)

Common bile duct panjangnya rata-rata sekitar 7,5 cm dan memiliki diameter bagian dalam seukuran sedotan. *Common bile duct descends* berada di belakang dari *superior portion of duodenum* dan *caput pancreas*. Saluran akhir dari *common bile duct* adalah *pancreatic duct (duct of wirsung)*. Dinding *ductus* terdiri dari *circular muscle musclefber, sphincter of oddi* (Lampignano & Kendrick, 2018). Anatomi dari *Common Bile Duct* dapat dilihat pada Gambar 2.4



Keterangan :

1. *Common Bile Duct*
2. *Panccreatic duct (duct of Wirsung)*
3. *Hepatopancreatic ampulla (ampulla of Vater)*
4. *Hepatopancreatic sphincter (sphincter of Oddi)*
5. *Region of Duodenal papilla (papilla of Vater)*
6. *Descending duodenum*

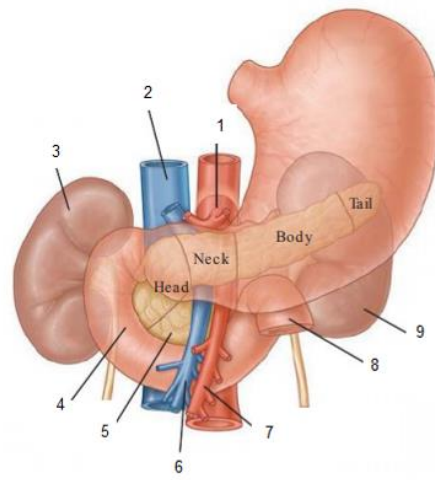
Gambar 2. 4 *Common Bile Duct* (Lampignano & Kendrick, 2018)

Berdasarkan Lampignano & Kendrick (2018) ada tiga fungsi utama dari *gallbladder* :

- a. Untuk menyimpan cairan biliary/empedu. *Gallbladder* sebagai tempat penyimpanan cairan biliary jika tidak diperlukan dalam proses pencernaan.
- b. Untuk memusatkan cairan biliary. Empedu terkonsentrasi di dalam kandung empedu sebagai akibat dari hidrolisis.
- c. Untuk berkontraksi saat diberi rangsangan. *Gallbladder* secara normal akan berkontraksi apabila zat makanan dalam bentuk lemak atau asam lemak berada dalam duodenum. Zat makanan tersebut akan menstimulasi dinding duodenum untuk mensekresi hormon *cholecystokinin* (CCK). Jika konsentrasi hormon CCK dalam darah meningkat akan menyebabkan *Gallbladder* berkontraksi dan *common bile duct* akan berelaksasi.

3. Pankreas

Pankreas terletak di bagian posterior lambung yang meluas melewati dinding abdomen posterior dari duodenum pada sisi kanan ke arah limpa di sisi kiri. Anatomi pankreas dan organ-organ di sekitarnya dapat dilihat pada Gambar 2.5.



Keterangan :

1. *Aorta*
2. *Inferior vena cava*
3. *Right kidney*
4. *Duodenum*
5. *Uncinate process*
6. *Superior mesenteric vein*
7. *Superior mesenteric artery*
8. *Jejunum*
9. *Left kidney*

Gambar 2. 5 Pankreas (Drake, 2018)

Pankreas terdiri dari beberapa bagian :

a. *Head*

Head berbentuk seperti cakram, terletak pada bagian cekung duodenum, meluas ke kiri di belakang arteri dan vena mesentrika superior. Bagian anterior *head* pankreas berbatas dengan kolon transversum dan jejunum. Bagian posterior *head* pankreas berbatas dengan vena cava inferior, ductus koledokus dan vena renalis.

b. *Neck*

Neck merupakan bagian yang mengecil dan menghubungkan *head* dan *body* pankreas. Bagian ini terletak di depan pangkal vena porta dan pangkal arteri mesenterika superior dan aorta.

c. *Body*

Body pankreas berada di atas dan ke kiri menyilang garis tengah, pada potongan melintang, sedikit berbentuk segitiga.

d. *Tail*

Tail berada pada ligamentum lienorenalis dan menyambung dengan hilus limpa. Bagian anterior kauda berbatasan dengan fleksura koli sinistra, di kiri dan posterior berbatas dengan ginjal dan glandula *suprarenalis sinistra*.

B. Patologi Sistem Biliaris

Patologi sistem biliaris adalah masalah-masalah yang terjadi pada salah satu maupun lebih organ di sistem biliaris secara bersamaan atau yang menyerang duktus-duktus pada sistem biliary (Pratama, 2016).

1. *Cholelithiasis*

Cholelithiasis atau biasa disebut batu empedu. *Cholelithiasis* merupakan endapan lemak yang mengkristal di saluran empedu atau empedu (Putri & Indrasari, 2017). *Cholelithiasis* adalah salah satu kelainan yang paling sering ditemui dan salah satu penyebab utama morbiditas abdomen di seluruh dunia. Kasus *cholelithiasis* meningkat secara global karena perubahan besar dalam gaya hidup yang terkait dengan diet yang tinggi. Nyeri di abdomen adalah ciri *cholelithiasis* yang paling sering terjadi. Temuan histopatologis yang paling umum adalah *cholelithiasis* kronis (77,78%), diikuti oleh *cholelithiasis* akut dan karsinoma kandung empedu (Pimpale, 2019).

2. *Cholecystitis*

Cholecystitis akut atau kronis merupakan inflamasi pada *gallbladder*. *Cholelithiasis* akut sering terjadi penyumbatan pada *cystic duct* yang membatasi aliran cairan *biliary* dari *gallbladder* ke *common bile duct*. *Cholelithiasis* kronis biasanya dikaitkan dengan *gallstone* yang

disebabkan karena pankreatitis atau karsinoma *gallbladder* (Lampignano & Kendrick, 2018).

3. Pankreatitis

Pankreatitis merupakan inflamasi pankreas yang dapat terjadi secara akut maupun kronis. Terjadi apabila faktor pemeliharaan hemostasis seluler tidak seimbang. Dipengaruhi oleh faktor ekstraseluler (misalnya: respons saraf dan vaskuler) dan intraseluler (misalnya: aktivasi enzim pencernaan intrasel, peningkatan sinyal kalsium). Kejadian yang dapat memicu pankreatitis adalah penggunaan alkohol berlebih, batu empedu, dan beberapa jenis obat. Penderita biasanya akan mengalami nyeri pada bagian epigastrium atau di kuadran kiri atas. (Pratama, 2016).

4. *Biliary Stenosis*

Biliary stenosis merupakan terjadinya penyempitan pada *biliary duct* yang menyebabkan keterbatasan aliran cairan *biliary* menuju duodenum. *Biliary stenosis* dapat menyebabkan *Cholelithiasis* dan *jaundice* (Lampignano & Kendrick, 2018).

C. *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

1. Pengertian MRI

Magnetic Resonance Imaging (MRI) merupakan metode diagnostik untuk melakukan pemindaian organ dan struktur dalam tubuh manusia berdasarkan prinsip resonansi magnetik inti atom hidrogen. Teknik penggambaran MRI relatif kompleks karena gambaran yang dihasilkan tergantung pada parameter yang digunakan. MRI dapat menghasilkan citra potongan koronal, sagital, aksial, dan oblik tanpa memanipulasi tubuh pasien (Notosiswoyo & Suswati, 2004).

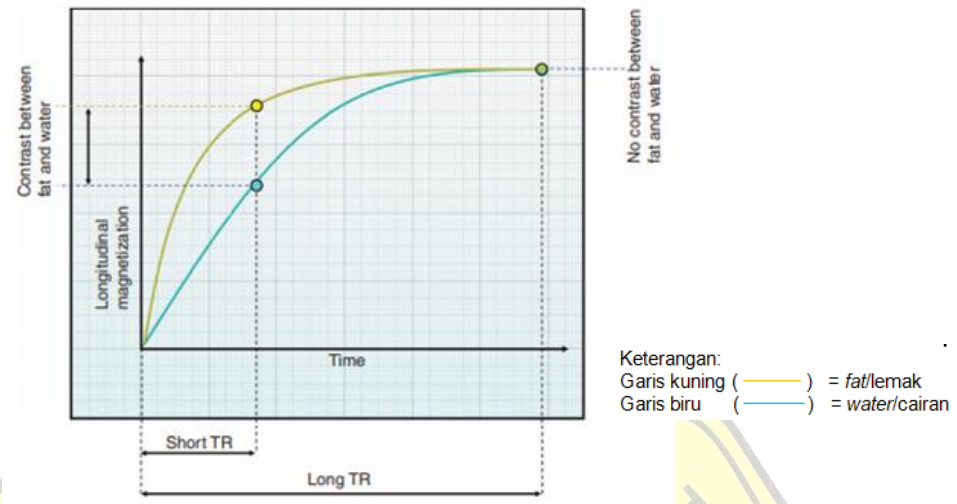
Contoh pemanfaatan sifat magnetik adalah dengan memanfaatkan inti atom hidrogen yang ada dalam molekul air di semua jaringan tubuh manusia. Nuklei hidrogen bergerak seperti jarum kompas yang sebagian disejajarkan oleh medan magnet yang kuat dalam pemindai. Nuklei dapat diputar menggunakan gelombang radiofrekuensi, sehingga akan memancarkan sinyal radio. Sinyal ini dideteksi untuk membuat rincian citra dari jaringan tubuh. Tidak seperti beberapa teknik pencitraan medis lainnya, MRI tidak melibatkan radioaktivitas atau radiasi pengion. Frekuensi yang digunakan (biasanya 40 – 130 MHz) yang masih berada dalam kisaran radiofrekuensi normal, dan tidak ada efek kesehatan yang merugikan. Gambar yang sangat terperinci dapat dibuat dari jaringan lunak seperti otot dan otak. Sinyal MRI sensitif terhadap berbagai pengaruh, seperti mobilitas nuklir, struktur molekul, aliran dan difusi. Oleh karena itu, MRI merupakan teknik yang sangat fleksibel untuk memberikan ukuran struktur dan fungsi jaringan organ (Hanson, 2009).

2. Pembobotan MRI

a. T1 Weighted

T1 *recovery* atau sering disebut juga dengan *Spin-Lattice relaxation* terjadi karena *nuclei* yang memberikan energi ke lingkungan sekitarnya. Energi yang dibebaskan ke lingkungan tersebut membuat magnetisasi bidang longitudinal yang semakin lama akan semakin menguat (*recovery*) dengan waktu *recovery* yang konstan dan berupa proses eksponensial yang disebut dengan waktu relaksasi T1, yaitu waktu yang diperlukan suatu jaringan untuk mencapai pemulihan magnetisasi *longitudinal* hingga 63%.

Perbedaan T1 *recovery* antara lemak dan cairan dapat dilihat pada Gambar 2.6



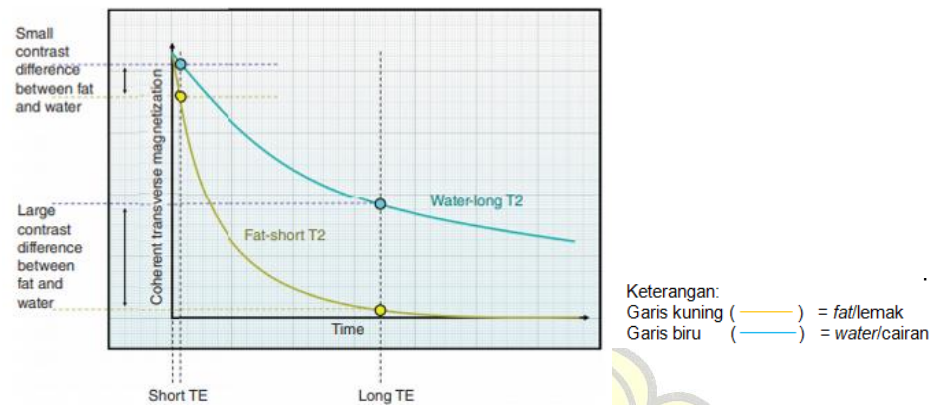
Gambar 2. 6 T1 *recovery* lemak dan cairan (Westbrook & Talbot, 2019)

T1 adalah scan parameter dengan nilai TR dan TE pendek. Waktu T1 *recovery* terjadi ketika waktu antara satu pulsa eksitasi radiofrekuensi (RF) ke RF berikutnya. TR menentukan seberapa banyak T1 *recovery* terjadi dalam suatu jaringan. Gambaran T1 dikatakan sebagai citra anatomi karena dapat menampilkan anatomi dengan sangat baik (Westbrook, 2019).

b. T2 *Weighted*

Adanya pertukaran energi antar *nuclei* menyebabkan terjadinya T2 *decay*. Pertukaran energi ini disebabkan oleh medan magnet tiap *nuclei* yang berinteraksi dengan sekitarnya. Pertukaran energi antar *nuclei* atau *spin relaxation* akan menghasilkan *decay* pada magnetisasi transversal. Waktu relaksasi T2 merupakan waktu yang dibutuhkan suatu jaringan untuk kehilangan energinya hingga

37%. Perbedaan T2 decay antara lemak dan air dapat dilihat pada Gambar 2.7



Gambar 2. 7 T2 decay lemak dan air (Westbrook & Talbot, 2019)

T2 adalah scan parameter dengan nilai TR dan TE panjang. Waktu T2 terjadi saat waktu antara pulsa eksitasi radiofrekuensi (RF) dan ketika sinyal dikumpulkan dalam koil penerima (*receiver coil*). Parameter TE menentukan seberapa banyak T2 decay terjadi dalam jaringan ketika sinyal dikumpulkan. Gambaran T2 digunakan untuk citra patologi, karena air tampak *hypointense* dan sebagian patologi memiliki kadar air yang tinggi sehingga lebih mudah untuk diidentifikasi (Westbrook, 2019).

c. Proton Density

Citra dengan pembobotan *proton density* memiliki kontras yang sebagian besar disebabkan oleh perbedaan kepadatan proton pada jaringan. Citra pada *proton density* mampu menunjukkan gambaran anatomi dan patologi. Pada *proton density*, TR harus panjang untuk menghilangkan efek T1 dan TE harus pendek untuk menghilangkan efek T2 (Westbrook, 2019).

3. Parameter MRI

Untuk memperoleh citra yang dapat digunakan untuk menegakkan diagnosa, diperlukan citra dengan kualitas yang baik. Kualitas citra dipengaruhi oleh pemilihan parameter pemindaian. Berdasarkan Westbrook & Talbot (2019), terdapat beberapa parameter pemindaian dalam MRI yaitu:

a. *Time Repetition*

Time Repetition (TR) adalah waktu diantara penerapan eksitasi RF ke eksitasi RF berikutnya dalam setiap irisan. TR dinyatakan dalam milisekon. TR menentukan relaksasi magnetisasi longitudinal yang terjadi. Pengaruh TR terhadap SNR yaitu semakin tinggi nilai TR, maka nilai SNR juga akan semakin tinggi. Pengaruh TR terhadap *scan time* yaitu semakin rendah nilai TR, maka *scan time* akan berkurang.

b. *Time Echo*

Time Echo (TE) merupakan waktu diantara penerapan eksitasi RF ke puncak sinyal. TE dinyatakan dalam milisekon. TE menentukan banyaknya *decay* magnetisasi transversal. Dengan demikian, TE menentukan relaksasi T2. Pengaruh TE terhadap SNR yaitu semakin tinggi nilai TE maka SNR akan semakin rendah.

c. *Echo Train Length* (ETL)

Echo Train Length (ETL) adalah jumlah *rephasing* pulsa atau *multiple* pulsa 180° dalam setiap TR. Nilai ETL yang dapat digunakan berkisar 4 sampai 32. ETL bertujuan untuk mempercepat waktu scan dengan pengaplikasian beberapa kali pulsa 180° dalam satu TR yang

akan menghasilkan rangkaian *echo* dan setiap *echo* mempunyai *phase encode* yang berbeda-beda tiap TR. ETL hanya terdapat pada *Fast Spin Echo (FSE)* atau *Turbo Spin Echo (TSE)*.

d. *Number of Excitation (NEX)*

Number of Excitation (NEX) atau *Number of Signals Average (NSA)* menunjukkan banyaknya pengulangan data dalam pengisian *k-space*. Semakin tinggi penggunaan NEX, maka akan meningkatkan SNR, sinyal *averaging*, dan *scan time*.

e. *Slice Thickness*

Slice Thickness merupakan ketebalan irisan. Untuk memperoleh irisan tipis, digunakan *slice-select slope* curam dan atau *bandwidth* sempit. Sedangkan pada irisan tebal, digunakan *slice-select slope* dangkal dan atau *bandwidth* lebar. *Slice-thickness* tebal dapat menaikkan SNR.

f. *Field of View (FOV)*

Field of View (FOV) menunjukkan area yang tercakup dalam citra. FOV besar akan menaikkan SNR, menaikkan area cakupan, mengurangi artefak *aliasing* serta dapat menurunkan resolusi citra.

g. Matriks

Matriks menunjukan perkalian piksel antara frekuensi dan *phase* dari sebuah citra. *Phase* matriks menunjukkan banyaknya kolom *k-space*. Frekuensi matriks menunjukkan banyaknya baris *k-space*. Penggunaan *phase* matriks tinggi akan meningkatkan resolusi citra dan meningkatkan *scan time*, serta dapat menurunkan SNR (piksel kecil).

h. *Receive Bandwidth*

Receive Bandwidth adalah rentang frekuensi pada saat dilakukan sampling. Mengurangi *bandwidth* dapat meningkatkan SNR sekitar 40% tetapi meningkatkan *sampling window*. Akibatnya, dapat meningkatkan TE minimum serta meningkatkan artefak *chemical shift*.

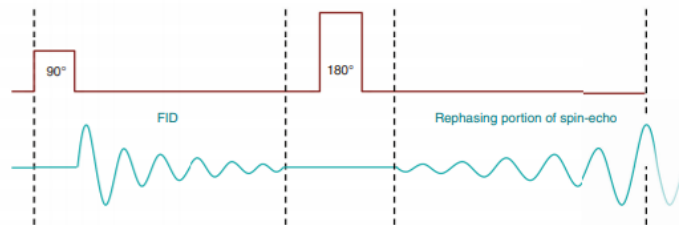
4. Pulsa Sekuen MRI

Pulsa sekuen merupakan metode *rephase* momen magnetik atom hidrogen dengan menerapkan pulsa RF dan gradien untuk menentukan pembobotan citra. *Rephasing* menghasilkan sinyal yang disebut *echo*. Data dikumpulkan dari *echo* membentuk sekuen. Kontras citra bergantung pada perbedaan T1 *recovery time*, T2 *decay time* atau *proton density* antar jaringan. Ada dua cara *rephasing*, yaitu menggunakan pulsa RF 180° dan menggunakan gradien. Sekuen dengan pulsa RF 180° disebut *Spin Echo*, sedangkan sekuen dengan gradien disebut *Gradient Echo* (Westbrook & Talbot, 2019).

a. *Spin Echo* (SE)

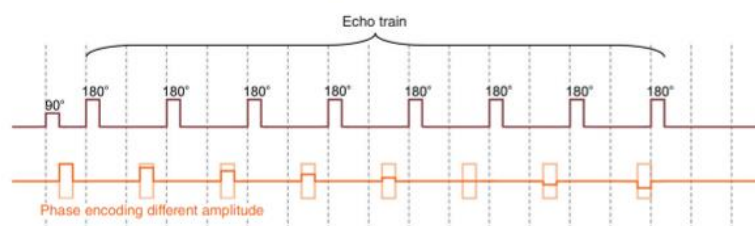
Spin Echo menggunakan eksitasi pulsa RF 90° kemudian diikuti *rephasing* pulsa RF 180° untuk menghasilkan *echo*. *Free Induction Decay* (FID) terjadi etika atom hidrogen kehilangan energi, sehingga kembali ke magnetisasi longitudinal. *Spin Echo* menghasilkan pembobotan citra T1, T2, dan PD dengan kualitas baik di sebagian besar organ tubuh. Waktu akuisisi *Spin Echo* relatif lama, sehingga pembobotan citra PD dan T2 sering diperoleh menggunakan

FSE/TSE (Westbrook & Talbot, 2019). Pulsa sekuen *spin echo* dapat dilihat pada Gambar 2.8



Gambar 2. 8 Pulsa sekuen *Spin Echo* (Westbrook & Talbot, 2019)

Fast Spin Echo (FSE) atau *Turbo Spin Echo* (TSE) berbeda dengan konvensional *Spin Echo* dalam hal pengisian *k-space*. Pada konvensional *Spin Echo*, setiap satu baris *k-space* hanya diisi setiap TR yang diaplikasikan. Sedangkan pada FSE/TSE lebih dari satu baris *k-space* diisi setiap TR yang diaplikasikan. Hal ini diterapkan dengan penggunaan beberapa *rephasing* pulsa RF 180° untuk membentuk sebuah *Echo Train Length* (ETL). Semakin tinggi ETL, maka akan semakin pendek waktu akuisisi. Meskipun cepat, penggunaan ETL akan berpengaruh pada *echo* akhir yang memiliki amplitudo sinyal rendah sehingga resolusi *k-space* dapat berkurang dan terjadi keburaman (Westbrook & Talbot, 2019). Rangkaian *echo train* dapat dilihat pada Gambar 2.9 berikut



Gambar 2. 9 *Echo Train* pada TSE (Westbrook & Talbot, 2019)

Sekuen *Spin Echo* yang menggunakan RF invers untuk menekan sinyal dari jaringan tertentu disebut dengan *Inversion Recovery* (IR). IR biasanya digunakan untuk menekan sinyal jaringan tertentu pada pembobotan T2, sehingga air dan patologi menghasilkan sinyal yang tinggi. IR dalam kategori ini adalah STIR dan FLAIR (Westbrook & Talbot, 2019).

b. *Gradient Echo* (GRE)

Gradient Echo berbeda dengan *Spin Echo* dalam hal eksitasi RF *flip angle* kurang dari 90° serta menggunakan gradien untuk membentuk *echo* pada saat *rephase* inti atom hidrogen. Penggunaan *flip angle* kurang dari 90° mampu mengaktifkan TRs yang lebih pendek, sehingga *scan time* dapat lebih cepat (Westbrook & Talbot, 2019).

5. Kualitas Citra MRI

a. *Signal to Noise Ratio* (SNR)

Menurut Westbrook & Talbot (2019), *signal to noise ratio* adalah rasio amplitudo sinyal yang diterima dengan amplitudo rata-rata *background noise*. Sinyal adalah tegangan yang diinduksi dalam koil penerima oleh presesi magnetisasi yang koheren di bidang transversal, atau pada waktu TE. *Noise* merupakan frekuensi yang ada secara acak dalam ruang dan waktu. Faktor-faktor yang mempengaruhi SNR antara lain *Time Repetition* (TR), *Time Echo* (TE), *Flip Angle* (FA), *Coil*, *Number of Averages* (NSA) atau *Number of Excitation* (NEX), kekuatan medan magnet, *proton density*, *Field of*

View (FOV), receive bandwidth, matrix, slice thickness, dan volume voxel.

b. *Contrast to Noise Ratio (CNR)*

CNR adalah selisih atau perbedaan SNR pada dua area yang berdekatan. Sehingga semua faktor yang mempengaruhi SNR juga mempengaruhi CNR. CNR secara langsung menentukan kemampuan mata untuk membedakan area sinyal tinggi dan area sinyal rendah. CNR dapat ditingkatkan dengan empat cara yaitu penggunaan media kontras, penggunaan pembobotan T2, supresi jaringan normal dengan STIR maupun FLAIR, penggunaan sekuen yang dapat meningkatkan sinyal objek yang mengalir (misal: *time of flight/TOF*) (Westbrook, 2014).

c. *Spasial Resolusi*

Menurut Westbrook & Talbot (2019), spasial resolusi adalah kemampuan untuk membedakan antara dua bagian yang berbeda. Ukuran *voxel* adalah parameter yang mengontrol spasial resolusi. *Voxel* kecil menghasilkan spasial resolusi yang tinggi. *Voxel* besar menghasilkan spasial resolusi yang rendah. Ukuran *voxel* dikontrol oleh *slice thickness*, FOV, dan *matrix*.

d. *Scan Time / Waktu Akuisisi*

Menurut Westbrook (2016), *scan time* adalah waktu untuk menyelesaikan akuisisi data atau waktu untuk mengisi *k-space*. Terdapat tiga parameter yang berhubungan dengan *scan time*:

1) *Time Repetition (TR)*

Setiap TR (yang diasumsikan dengan 1 NSA) arah gradien *phase-encoding* diubah untuk mengisi mengisi baris *k-space* yang berbeda untuk setiap irisan. Pada periode TR berikutnya, arah dari *phase-encoding* yang berbeda diterapkan ke irisan untuk mengisi baris *k-space* yang berbeda. TR adalah waktu interval antara mengisi baris yang berbeda untuk setiap irisan. TR panjang akan menghasilkan waktu akuisisi yang lebih lama daripada TR pendek, dikarenakan pada TR panjang membutuhkan waktu yang lebih lama untuk mengisi *k-space*.

2) *Phase matrix*

Arah gradien *phase-encoding* diubah setiap TR (dengan asumsi 1 NSA) dan diterapkan ke setiap irisan yang dipilih untuk dikodekan. Setelah setiap fase dikodekan, baris yang berbeda dari *k-space* terisi. Jumlah dari langkah *phase-encoding* atau baris *k-space* akan mempengaruhi lamanya waktu akuisisi. *Phase matrix* yang tinggi akan menghasilkan waktu yang lebih lama dibandingkan dengan *phase matrix* rendah karena lebih banyak baris *k-space* yang diisi.

3) *Number of Signal Averages (NSA)*

Echo dapat diperoleh lebih dari sekali setelah arah *phase-encoding* yang sama, sehingga pengisian setiap baris *k-space* pun dilakukan lebih dari sekali. Jumlah waktu setiap *echo* yang diperoleh setelah arah *phase-encoding* yang sama disebut *Number of Signal Averages (NSA)* atau *Number of Excitations*

(NEX). Semakin tinggi NSA, semakin banyak data yang disimpan pada setiap baris k -space. Akan tetapi, peningkatan NSA akan meningkatkan ukuran atau jumlah data di setiap titik data, bukan jumlah data. Data tersebut berisi sinyal dan *noise*, sehingga peningkatan NSA tidak menghasilkan peningkatan SNR yang proporsional.

4) *Number of slice selection*

Number of slice selection (jumlah lokasi irisan) dalam pencitraan 3D setara dengan jumlah matriks pada irisan sehingga untuk menghitung waktu pemindaian perlu dikalikan dengan nilai dari *number of slice location*. Pada akhir akuisisi, volume atau slab akan dibagi menjadi lokasi diskrit oleh *gradient slice selection*. Proses tersebut dinamakan pengkodean irisan, hampir sama dengan pengkodean fase. *Scan time* akan bertambah jika jumlah lokasi irisan meningkat.

Semakin lama pasien berada di meja pemeriksaan, semakin memberi kesempatan pasien untuk bergerak yang dapat mempengaruhi citra yang dihasilkan. Untuk mengurangi *scan time*, TR, *phase matrix*, NSA, dan *number of slice location* harus dikurangi. Mengurangi nilai TR akan menurunkan SNR, mengurangi jumlah slice pada *single acquisition*, dan menaikkan pembobotan T1. Mengurangi *phase matrix* akan menurunkan nilai resolusi jika FOV tidak diubah, dan meningkatkan *truncation artifact*. Mengurangi nilai NSA akan menurunkan SNR dan meningkatkan *motion artifact*.

Scan time selalu berhubungan dengan TR, *phase matrix*, dan NSA karena parameter tersebut menentukan berapa lama waktu yang dibutuhkan untuk mengisi *k-space*. Pada sekuen FSE atau TSE, waktu akuisisi ditentukan oleh panjang *echo train length* (ETL) atau *turbo faktor* karena baris *k-space* diisi setiap TR. Dalam pencitraan 3D, waktu akuisisi dikalikan dengan jumlah lokasi irisan, karena irisan berada sesuai dengan posisi fasenya.

D. Magnetic Resonance Cholangiopancreatography (MRCP)

1. Pengertian MRCP

Magnetic Resonance Cholangiopancreatography (MRCP) adalah metode diagnostik non invasif yang digunakan dalam pencitraan sistem *pancreatobiliary*. Dapat dilakukan pada pasien kooperatif yaitu dengan teknik *breath hold* dan pasien non kooperatif dengan teknik *respiratory/navigatory trigger* (Manfredi, 2013).

2. Teknik Pemeriksaan MRCP

a. Persiapan Alat

Berdasarkan Moeller (2003), persiapan alat yang dibutuhkan yaitu:

- 1) *Body coil*.
- 2) *Respiratory gating* atau *respiratory trigger*.
- 3) *Ear plugs*

b. Persiapan Pasien

- 1) Pasien diinstruksikan melakukan puasa kurang lebih selama 4 jam, dengan tujuan untuk mengurangi sekresi cairan di dalam lambung dan duodenum sehingga *gallbladder* dan pankreas dapat

terlihat. Dengan berpuasa, *gallbladder* akan mengembang dan gerakan peristaltik usus akan berkurang (Griffin et al., 2012).

- 2) Petugas melakukan penjelasan singkat mengenai prosedur pemeriksaan yang akan dilakukan kepada pasien dan setelah jelas pasien memberikan persetujuan dengan mengisi dan menandatangani *informed consent* yang telah disediakan (Elmaoglu & Celik, 2012)
- 3) Memastikan kandung kemih pasien dalam keadaan kosong dengan mempersilahkan pasien untuk buang air sebelum dilakukan pemeriksaan sehingga tidak akan mengganggu jalannya pemeriksaan (Moeller, 2003)
- 4) Melakukan *screening* pada pasien untuk memastikan tidak adanya benda-benda logam yang dapat menimbulkan artefak (Moeller, 2003)

c. Posisi Pasien

Menurut Moeller, (2003), posisi pasien meliputi:

- 1) Posisi pasien *supine* dan *head first* pada meja pemeriksaan.
- 2) Pasien menggunakan *body coil*.
- 3) Pasien menggunakan *earplug* agar tidak merasakan bising selama pemeriksaan berlangsung.

d. Protokol pemeriksaan MRCP

Berdasarkan Mandarano & Sim, (2008), protokol pemeriksaan MRCP meliputi:

- 1) *Three Plane Localizer*
- 2) *Axial 2D FIESTA (Fat Suppressed)*

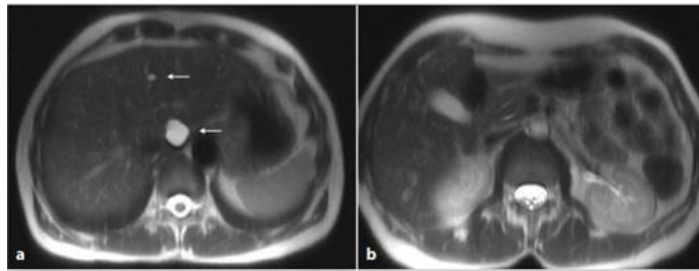
- 3) *Coronal 2D FIESTA (Fat Suppressed)*
- 4) *Axial T2-Weighted FRFSE Respiratory Triggered*
- 5) *Para coronal 3D MRCP Respiratory Triggered*

3. Sekuen MRCP

Menurut Manfredi (2013), ada tiga sekuen utama yang digunakan dalam pemeriksaan MRCP, yaitu sekuen *Multislice Half-Fourier Acquisition Single-Shot Turbo Spin Echo* (HASTE), *single-slice thick-slab SS-FSE*, dan *3D T2 TSE* dengan teknik *respiratory triggering*.

a. *Multislice Half-Fourier Acquisition Single-Shot Turbo Spin Echo* (HASTE)

Sekuen HASTE memiliki peran penting dalam pemeriksaan MRCP. HASTE merupakan sekuen cepat yang menggunakan pulsa RF 90° yang diikuti dengan ETL (*echo train length*). Dikarenakan mempunyai ETL yang tinggi, HASTE sangat cocok untuk dilakukan dalam pencitraan cairan. Seluruh data 2D diperoleh dalam satu *echo train* dengan menggunakan akuisisi *half-Fourier*. Hal ini mengakibatkan akuisisi data yang tidak lengkap dan hanya mengisi separuh *k-space*, dimana data *k-space* yang tersisa direkonstruksi dengan memanfaatkan simetri *k-space*, sehingga memungkinkan waktu akuisisi yang cepat. Setiap irisan diperoleh setelah pulsa eksitasi tunggal dengan waktu 1 detik setiap irisan. Keuntungan ini membuat HASTE memungkinkan untuk menggunakan teknik *breath hold* tanpa menghasilkan *motion artifact*. Hasil pencitraan *biliary tree* dan duktus pancreaticus dapat dilihat pada Gambar 2.10 berikut:



Gambar 2.10 Citra Axial T2W SS TSE (HASTE) (Manfredi & Mucelli, 2013)

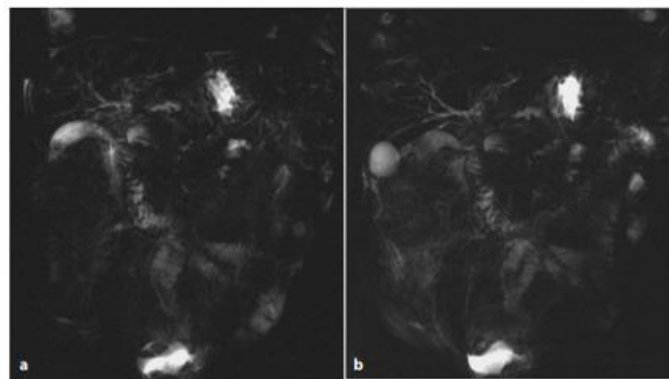
Gambar 2.10 menunjukkan *biliary tree* intrahepatik yang tidak mengalami pelebaran, *Common Bile Duct* (CBD) dan pertemuan saluran pankreas utama, serta beberapa kista hati juga terlihat yang ditunjukkan anak panah.

HASTE lebih unggul dari sekuen MRCP lainnya dikarenakan dapat membedakan struktur yang berdekatan dengan lebih jelas dan memungkinkan evaluasi yang lebih rinci untuk dalam membedakan *benign* dan *malignant stenosis*. Akan tetapi HASTE juga memiliki kelemahan utama yaitu adanya *flow artifact* dikarenakan adanya *signal loss* yang sering disalahartikan sebagai patologi dimana artefak tersebut menyerupai *filling defect* pada endoluminal. Artefak tersebut sering terjadi pada citra axial disebabkan oleh denyut arteri arteri hepatic yang berdekatan.

b. *Thick-Slab Single-Shot Fast-Spin-Echo / Turbo-Spin-Echo Sequence* (SS FSE/TSE)

Sekuen SS TSE menggunakan teknik 2D *breath hold single slice* dengan ketebalan irisan 30 – 80 mm. Sekuen ini memiliki ciri pada penggunaan satu pulsa RF 90° yang diikuti ETL yang panjang. Semua data diperoleh setelah eksitasi satu pulsa RF dalam satu ETL.

Kelebihan utama dari sekuen SS TSE ini adalah akuisisi yang sangat cepat yakni 1 detik tiap irisan dan tidak diperlukan *postprocessing* lebih lanjut. Pencitraan dapat diulangi selama periode *breath hold* secara berurutan menggunakan posisi irisan dan orientasi yang berbeda untuk mendapatkan visualisasi dari seluruh *biliary tree* dan duktus pankreas.



Gambar 2.11 Citra SS-FSE MRCP (Manfredi & Mucelli, 2013)

Proyeksi dari struktur dengan intensitas sinyal dengan pembobotan T2 yang tinggi seperti asites (Gambar 2.11) atau kumpulan cairan patologis lain yang terjadi pada pankreas eksudatif, ruptur pankreas, eksudat pasca operasi dapat mempengaruhi analisis diagnostik terperinci dari sistem biliaris.

Kekurangan dari sekuen SS TSE adalah ketebalan irisan dari sekuen ini lebih besar dari struktur di atasnya sehingga dapat menurunkan kualitas gambar. Nilai diagnostik dari sekuen SS TSE sangat terbatas dalam kasus seperti ini.

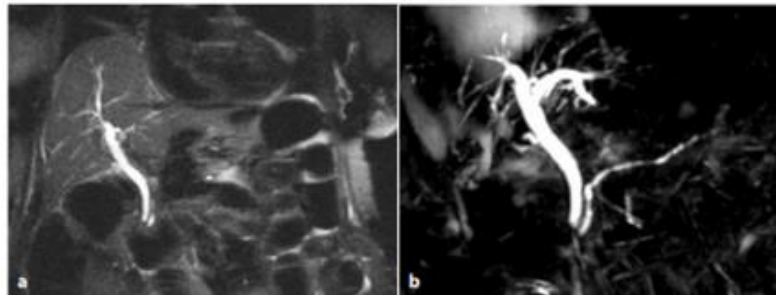
Pada SS-TSE seluruh baris dalam *k-space* diperoleh dengan satu waktu. SS-TSE merupakan kombinasi antara teknik *partial Fourier* dengan *turbo spin echo* (TSE). Setengah baris dari *k-space*

diperoleh dengan satu TR, dan setengah lainnya akan di *transpose*. Teknik ini menghasilkan pengurangan waktu akuisisi, karena semua data gambar diperoleh sekaligus (Westbrook, 2019).

c. *Three-Dimensional Turbo-Spin-Echo (3D-TSE) Sequence*

Pada pencitraan 3D, satu volume harus diperoleh dari bagian yang berdekatan dan tidak ada *intersection gaps*/celah antar bagian. Penambahan *phase encoding* di sepanjang sumbu z diperlukan dalam pencitraan 3D selain *phase encoding* pada sumbu x-y. Resolusi spasial dari sekuen 3D TSE lebih tinggi dari 2D.

Penggunaan *respiratory triggering* dibutuhkan pada 3D TSE MRCP dan waktu pengulangan yang lama bergantung pada panjang siklus pernapasan pasien (biasanya 4-5 detik). Pemantauan napas dilakukan dengan menggunakan *navigator echoes*. Kolom navigator terbentuk oleh *spin echo* pada persimpangan dua irisan oblik. Masing-masing memiliki ketebalan 10 mm, dengan *flip angle* 90° dan 180°. Teknik 3D-TSE memiliki kelebihan dibandingkan 2D karena memungkinkan pencitraan oleh operator secara independen, cakupan volume yang lebih besar, dan SNR dan CNR yang lebih tinggi serta spasial resolusi yang lebih tinggi. 3D-TSE dapat dilakukan *postprocessing* menggunakan *Maximum Intensity Projection (MIP)*, *Multipolar Reconstruction (MPR)*, dan *Volume Rendering Techniques (VRT)*. Hasil pencitraan MRCP menggunakan sekuen 3D TSE potongan coronal sebelum rekonstruksi (a) dan setelah rekonstruksi (b), dapat dilihat pada Gambar 2.12 berikut:

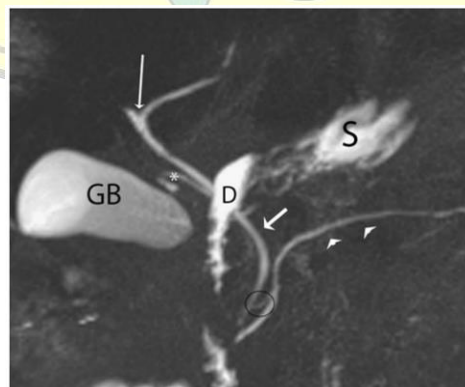


Gambar 2.12 Citra Coronal 3D-TSE MRCP (Manfredi, 2013)

Salah satu kelemahan utama sekuen 3D-TSE yaitu waktu akuisisi yang lama sehingga rentan terhadap *motion artifact*. Oleh karena itu, kurang optimal digunakan pada pasien non kooperatif dengan pernapasan yang tidak stabil. Penggunaan T2 *weighted* sangat baik dalam memvisualisasikan struktur berisi cairan, akan tetapi hubungan anatomi, struktur parenkim, karakterisasi jaringan yang berdekatan dengan sistem biliary akan lebih baik jika divisualisasikan menggunakan sekuen HASTE daripada SS-TSE maupun 3D-TSE (Manfredi, 2013).

4. Gambaran Anatomi Normal MRCP

Gambaran anatomi normal pada pemeriksaan MRCP dengan T2 *weighted* dapat dilihat pada Gambar 2.13 berikut:



Gambar 2. 13 Anatomi normal MRCP (Griffin et al., 2012)

Pertemuan antara *hepatic duct* kanan dan kiri membentuk *common hepatic duct* (**anak panah panjang**). *Cystic duct* biasanya bergabung dengan sisi kanan dari *common hepatic duct* yang kemudian membentuk *common bile duct/CBD* (**anak panah pendek**). *Pancreatic duct* (**mata panah**) mengalir bersama dengan CBD ke dalam *papilla duodenum mayor*. *Pancreatic duct* aksesori tampak (**lingkaran hitam**), mengalir ke *papilla duodenum minor*. Organ yang mengandung cairan seperti *gallbladder* (**GB**), *duodenum* (**D**), dan lambung/*stomach* (**S**) terlihat dengan baik pada pembobotan T2 dengan *duodenum* menutupi sebagian *biliary tree*.

E. Navigatory Triggering

Navigatory triggering merupakan teknik memanfaatkan sinyal yang dikumpulkan oleh transduser atau *navigator echo*. Dalam konteks ini istilah *triggering* mengacu pada tindakan yang dipicu oleh suatu peristiwa. Contohnya yaitu pulsa RF yang dipicu oleh gerakan inspirasi dari *chest*. Data diperoleh saat diafragma dalam kondisi relatif tidak bergerak yaitu saat ekspirasi penuh. Dalam *navigator triggering* pulsa RF dipicu pada setiap siklus pernapasan, sehingga setiap gema diperoleh pada fase pernapasan yang sama. Akan tetapi metode ini memiliki dua kelemahan utama. Pertama, TR bergantung pada periodisitas siklus pernapasan pasien. Sekitar 15 siklus napas/menit akan membatasi TR menjadi sekitar 4000 ms (atau kelipatannya), hal ini dapat mempengaruhi kontras citra. Kedua, laju pernapasan pasien dapat berubah selama akuisisi yang dapat menyebabkan kontras citra tidak merata. Dikarenakan data hanya diambil saat diafragma *motionless* atau dalam posisi netral maka sekitar 60% data yang diperoleh

saat siklus pernapasan yang ekstrem ditolak dan ini berarti waktu akuisisi untuk mengisi setiap baris data pada k -space meningkat (Westbrook & Talbot, 2019).

F. Teknik *Compressed Sensing* (CS)

Compressed sensing adalah teknik dalam pengolahan citra MRI yang dapat mengurangi waktu akuisisi dengan memperoleh lebih sedikit data k -space dan menggunakan metode iterative rekonstruksi untuk merekonstruksi gambar tanpa mengurangi kualitasnya. *Compressed sensing* dikembangkan oleh David Donoho. Bukti pertama bahwa data citra dapat dikompresi berasal dari digital fotografi. Untuk mengatasi masalah penyimpanan besar file gambar digital, beberapa teknik kompresi gambar seperti jpeg dikembangkan. Citra tersebut akan dikompresi tanpa mengurangi detail yang ada (Geerts-Ossevoort et al., 2018).

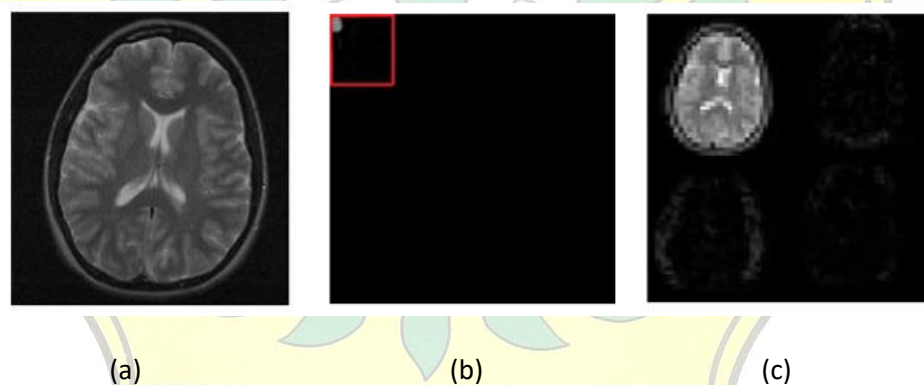
Menurut Geethanath et al., (2013), terdapat tiga syarat utama untuk mengaplikasikan *compressed sensing* pada MRI yaitu *transform sparsity*, *incoherent undersampling* (sampling data secara acak), dan penggunaan algoritma rekonstruksi untuk menyelaraskan *sparsity* dan konsistensi data.

1. *Transform Sparsity*

Sebuah citra dapat dikatakan *sparse* jika hanya terdapat sebagian kecil koefisien bukan nol, dibandingkan dengan jumlah total voxel. Contoh citra *sparse* adalah citra MRA, dimana jaringan di luar vaskuler ditekan dan hanya pembuluh darah yang menampilkan sinyal. Transformasi matematis yang digunakan untuk mendapatkan citra MRI yang *sparse*, yaitu *discrete wavelet transform* (DWT), *discrete cosine transform* (DCT), *fast Fourier Transform* (FFT), dan lain-lain.

Tingkat *sparsity* pada citra sangat dibutuhkan karena hal tersebut menandai bahwa informasi dalam citra dapat diwakili oleh sebagian kecil data dan hal ini terkait langsung dengan faktor akselerasi maksimal yang dapat dicapai. Misalnya *sparsity* yang tinggi terdapat dalam citra *multidimensi* seperti pencitraan dinamis, sehingga citra mudah dimampatkan/*compressible* dan mempercepat waktu pemindaian.

Transform sparsity adalah proses mengubah citra target menjadi citra yang *sparse* yaitu dengan memisahkan sinyal citra bernilai tinggi/koefisien bukan nol yang berisi informasi citra dan sinyal bernilai rendah sehingga didapatkan citra yang telah terkompresi dengan mengandung sebagian sinyal yang mewakili informasi dari citra tersebut. Gambaran singkat mengenai *transform sparsity* ditunjukkan dalam Gambar 2.14 berikut:



Gambar 2. 14 *Transform sparsity* (Geethanath et al., 2013)

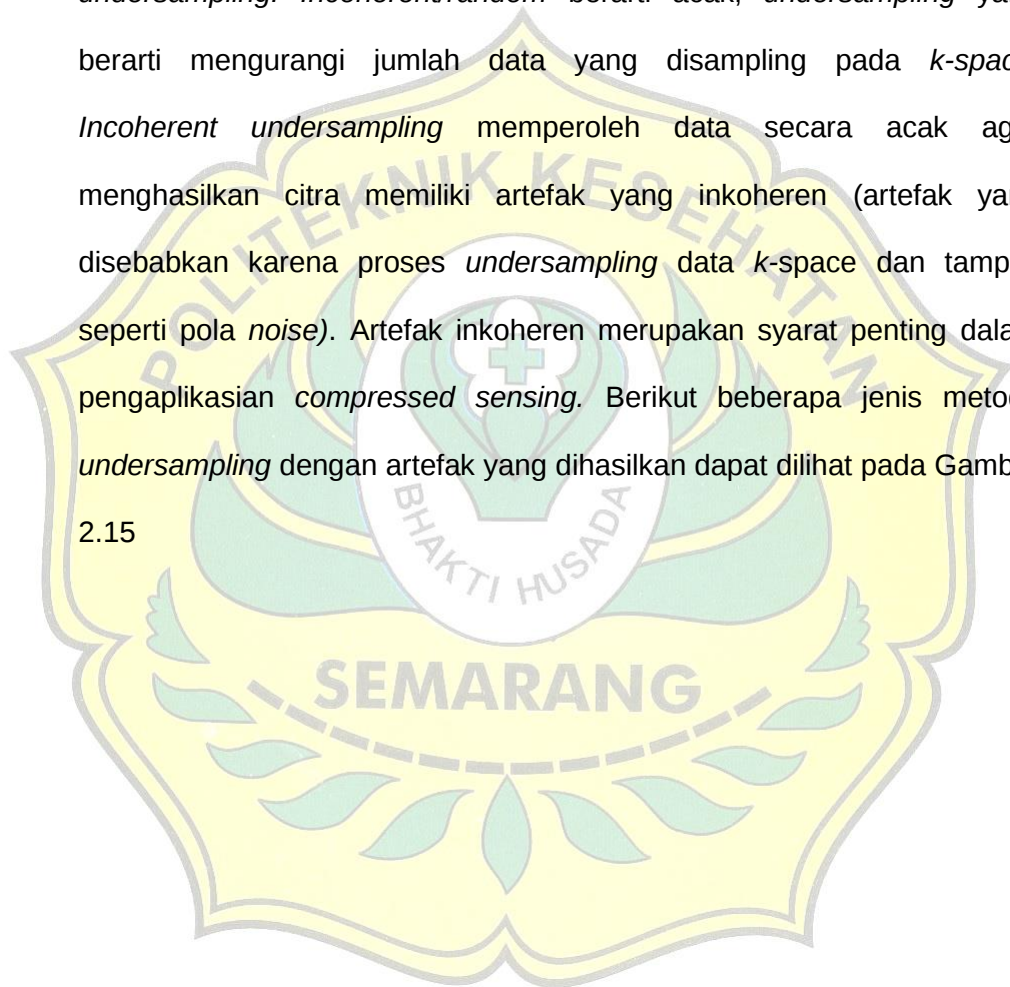
Dalam memilih transformasi yang tepat untuk mengeksplorasi ketersebaran data pada citra MRI biasanya digunakan 2D atau 3D Wavelet karena menghasilkan kompresi citra yang baik. Gambar 2.14(a) merupakan gambar 2D MRI brain, representasi dari objek 2D *wavelet*

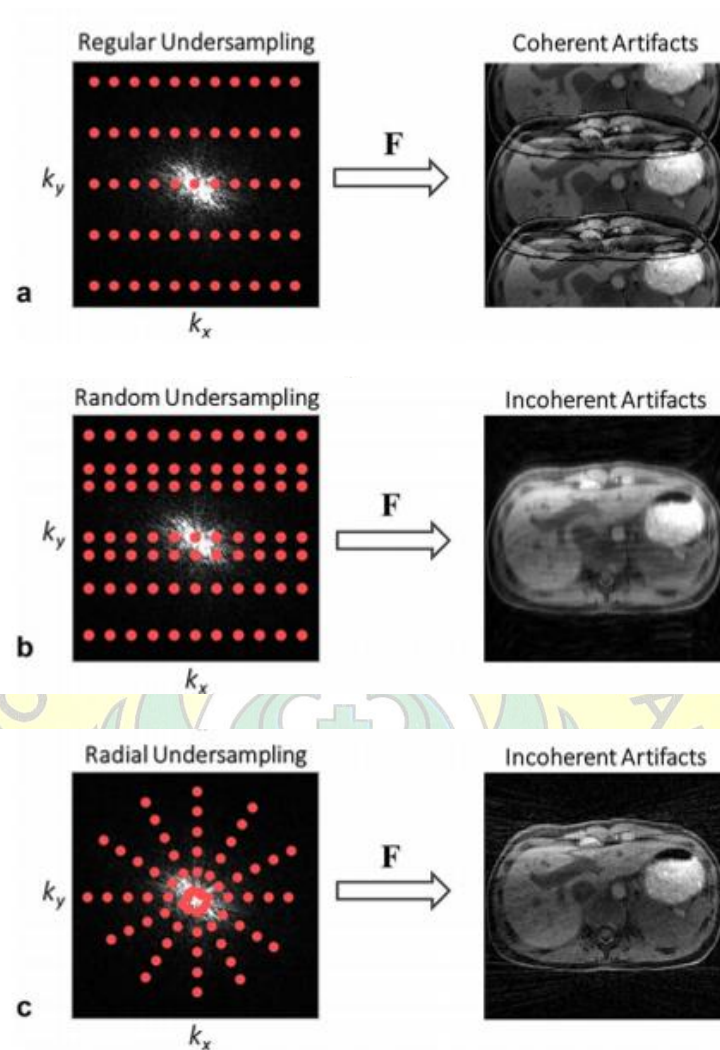
transform domain ditunjukkan pada Gambar 2.14(b); Gambar 2.14(c) menunjukkan magnifikasi gambar dari *wavelet coefficient* yang terdapat pada kotak merah gambar 2.14(b).

2. *Incoherent Undersampling*

Syarat lain pengaplikasian *compressed sensing* yaitu *incoherent undersampling*. *Incoherent/random* berarti acak, *undersampling* yang berarti mengurangi jumlah data yang disampling pada *k-space*. *Incoherent undersampling* memperoleh data secara acak agar menghasilkan citra memiliki artefak yang inkoheren (artefak yang disebabkan karena proses *undersampling* data *k-space* dan tampak seperti pola *noise*). Artefak inkoheren merupakan syarat penting dalam pengaplikasian *compressed sensing*. Berikut beberapa jenis metode *undersampling* dengan artefak yang dihasilkan dapat dilihat pada Gambar

2.15





Gambar 2.15 Beberapa jenis metode undersampling dengan artefak yang dihasilkan (Feng et al., 2016)

Kriteria bahwa artefak harus inkoheren mengecualikan skema *undersampling* biasa yang digunakan pada *parallel imaging*, karena artefak yang dihasilkan akan koheren seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.15a. Berbagai metode *undersampling* seperti Cartesian dimana beberapa bagian dari langkah *phase encoding* dilewati secara acak, dan menghasilkan artefak yang inkoheren (Gambar 2.15b). Pengambilan sampel non-kartesian (misalnya, pengambilan sampel

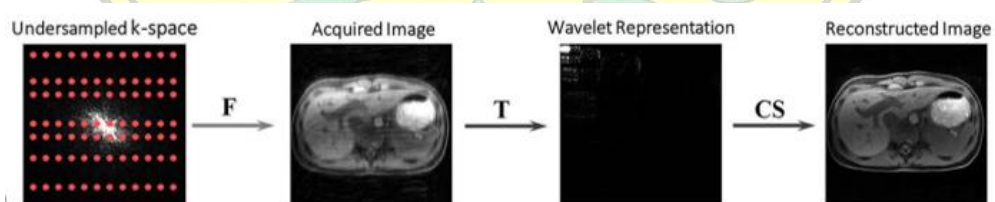
radial) juga merupakan alternatif karena menghasilkan artefak yang inkoheren (Gambar 2.15c).

Faktor utama dalam implementasi *compressed sensing* terkait dengan *undersampling* adalah dimensi/ukuran data. Gambar MRI 3D memiliki tingkat *sparsity* yang lebih baik dan dapat dilakukan kompresi sehingga bisa mempercepat akuisisi walaupun dengan data yang berdimensi tinggi.

3. *Nonlinear Reconstruction*

Nonlinear reconstruction digunakan untuk merepresentasikan data yang diperoleh dari *undersampling k-space* menjadi sebuah citra dengan menghilangkan *noise* yang dihasilkan dari proses sebelumnya yaitu *incoherent undersampling* dan *transform sparsity* tanpa menurunkan kualitas informasi pada citra. *Nonlinear reconstruction* bertujuan untuk menyeimbangkan antara *sparsity* dan konsistensi data.

Skema proses pengaplikasian *compressed sensing* dalam pengolahan citra MRI dengan tujuan mengurangi waktu *scanning* dapat dilihat pada Gambar 2.16 berikut :



Gambar 2. 16. Skema proses kerja *compressed sensing* (Feng et al., 2016)

Pertama, citra awal diperoleh dari proses *undersampling k-space* secara acak yang kemudian ditransformasikan oleh *Fourier transform*. Selanjutnya citra awal dikompresi di tahap kedua dengan teknik transformasi *wavelet*, citra yang dihasilkan dari tahap ini masih terdapat *noise* di dalamnya

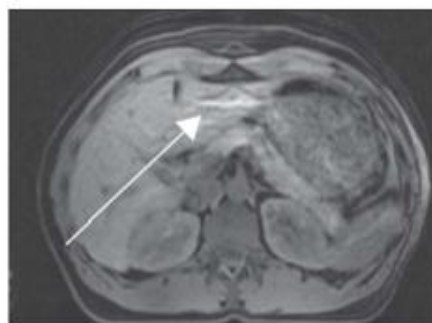
sehingga perlu dihilangkan pada tahap selanjutnya. Langkah terakhir, citra direkonstruksi dengan algoritma nonlinear agar *noise* berkurang dan didapatkan citra yang memuat informasi diagnostik.

G. Artefak

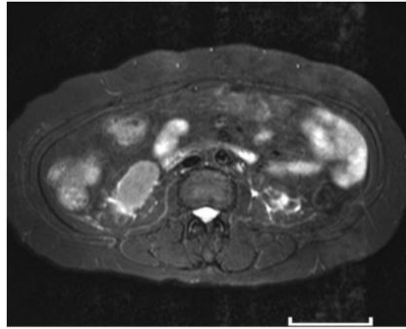
Artefak merupakan segala sesuatu yang tampak atau terlihat pada sebuah gambaran yang sebenarnya tidak terdapat pada objek. Beberapa jenis artefak menurut (Dale et al., 2015) antara lain:

1. *Motion Artifact*

Motion artifact disebabkan karena pergerakan objek selama akuisisi berlangsung. Artefak tersebut dimanifestasikan sebagai misregistrasi sinyal dalam arah pengkodean fase. *Motion artifact* yang sering terjadi pada pemeriksaan MRI adalah pada vaskuler yang disebabkan pergerakan aliran darah (*flow artifact*) dan pada lumbal serta daerah abdomen yang disebabkan pergerakan dinding abdomen dikarenakan pernapasan (*respiratory artifact*) maupun akibat gerakan peristaltik. Gambaran dari *respiratory artifact* dan artefak akibat gerakan peristaltic usus dapat dilihat pada Gambar 2.17 dan Gambar 2.18 berikut:



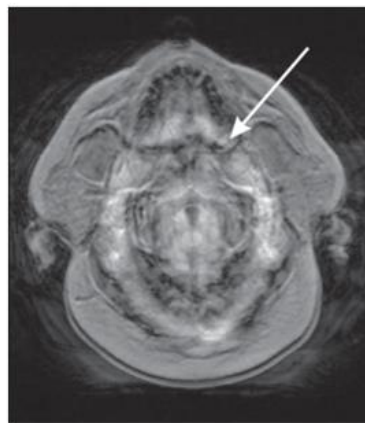
Gambar 2. 17 *Respiratory artifact* (Dale et al., 2015)



Gambar 2. 18 Artefak akibat gerakan peristaltik usus (Yang et al., 2010)

2. Aliasing Artifact

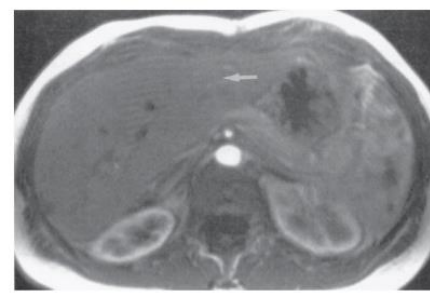
Aliasing artifact merupakan anatomi/objek di luar FOV yang terlipat ke dalam gambaran sesuai dengan arah *phase encoding*. Artefak ini disebabkan oleh FOV yang digunakan lebih kecil dari objek yang diperiksa dan pemilihan arah *phase encoding* yang tidak tepat. Cara mengatasinya adalah memperluas FOV dan mengubah arah *phase encoding*. Aliasing juga dapat terjadi pada arah *slice-selection* dalam akuisisi 3 dimensi seperti yang terlihat dalam Gambar 2.19 berikut:



Gambar 2. 19 Aliasing pada akuisisi 3D (Dale et al., 2015)

3. *Truncation Artifact*

Truncation artifact disebabkan karena pengambilan sampel data yang tidak memadai. Contoh yang paling umum yaitu terjadi ketika pengumpulan data dihentikan, sementara beberapa sinyal masih diinduksi dalam koil penerima misalnya pada pencitraan dengan pembobotan T1 di mana ada sinyal tinggi dari lemak yang masih ada di akhir pengumpulan data. *Fourier transformation* dari data tersebut dapat menghasilkan *ringing artifact* yang berasal dari tepi anatomi (Gambar 2.20)



Gambar 2. 20 *Truncation artifact* (Dale et al., 2015)

