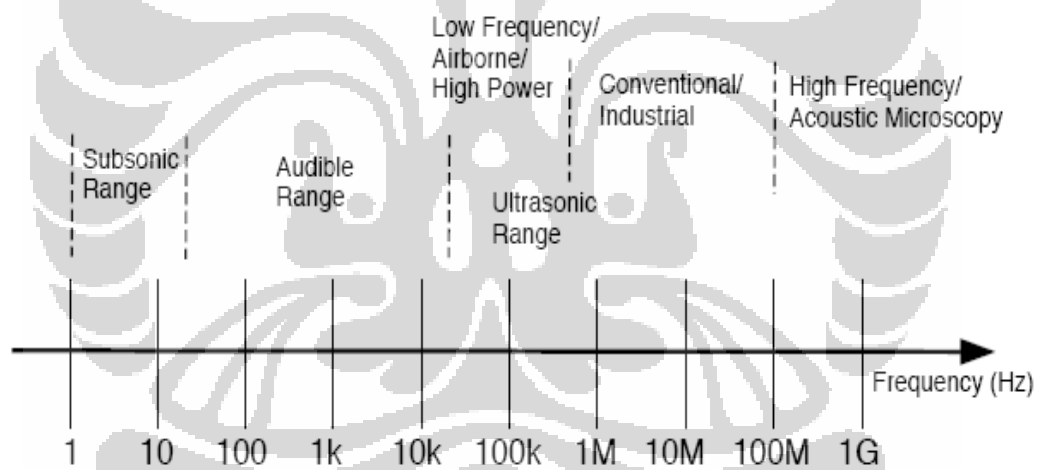


## BAB. III

### LANDASAN TEORI

#### 3.1 Gelombang Ultrasonik

Suara/ akustik merupakan energi mekanik yang menyebar melalui suatu medium yang kontinu dan elastis dengan memampatkan dan menipiskan partikel sehingga mengubah susunannya. Ada dua tipe dasar dari gelombang akustik yaitu: gelombang longitudinal dan gelombang transversal. Pada gelombang longitudinal, gerak partikel pada suatu media akustik searah dengan perambatannya. Pada gelombang transversal, pergerakan partikelnya tegak lurus dengan arah rambatnya.



Gambar 3.1 Spektrum akustik

Gelombang ultrasonik merupakan gelombang mekanik longitudinal yang frekuensinya melampaui batas dengar telinga manusia ( di atas 20 kHz), dan gelombangnya menyebar dalam medium baik padat, cair dan gas, yang disebabkan oleh osilasi bolak balik partikel pada titik kesetimbangan. Pada spektrum akustik seperti yang diperlihatkan oleh gambar 3.1, gelombang ultrasonik berada pada sisi kanan spektrum akustik.

Gelombang ultrasonik sering digunakan untuk memeriksa kualitas produksi industri. Di bidang kedokteran, frekuensi yang tinggi dari gelombang ultrasonik mempunyai daya tembus jaringan yang sangat kuat,

sehingga sering digunakan untuk mendiagnosis, penghancuran atau destruktif, dan pengobatan (Cameron and Skofronick, 1978).

### 3.1.1 Karakteristik Gelombang Ultrasonik

#### 1. Perambatan gelombang ultrasonik

Gelombang ultrasonik memiliki arah perambatan gelombang sejajar dengan energi rambatnya sehingga gelombang ultrasonik merupakan gelombang longitudinal. Gelombang suara dapat dihasilkan melalui pantulan energi (misalnya suatu pulsa berukuran kecil menjalar melalui suatu medium). Echo, merupakan pantulan dari pulsa datang, yang timbul karena perbedaan sifat elastisitas dari medium. Citra akustik dibentuk dari sejumlah pantulan pulsa ultrasonik yang bertumbukan dengan batas jaringan (*boundary condition*) dan dikembalikan ke penerima (*receiver*).

Informasi mengenai jarak tempuh perambatan gelombang ultrasonik yang dibangkitkan oleh transducer sampai ke penerima dijelaskan oleh persamaan gelombang. Persamaan gelombang :

$$\frac{\partial^2 s}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 s}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 s}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 s}{\partial t^2} \quad (3.1)$$

Dimana  $s(x, y, z, t) = s(\vec{x}, t)$  menggambarkan tekanan suara dalam ruang dan waktu, dan  $c$  adalah kecepatan perambatan.

Catatan bahwa persamaan 3.1 hanya sesuai pada medium yang homogen dan linear. sedangkan, jaringan manusia bukan medium yang ideal dan ada reaksi yang sangat kompleks saat berinteraksi dengan suara. Saat interaksi terjadi fenomena fisika seperti refraksi, dispersi, atenuasi dan difraksi. Persamaan gelombang harus dimodifikasi untuk memodelkan perambatan gelombang pada media yang tidak homogen.

Persamaan 3.1 mempunyai banyak solusi. Ketika pemecahan dalam koordinat kartesius, solusi harmonic mempunyai bentuk eksponensial kompleks

$$s(\vec{x}, t) = A e^{j(\omega t - \vec{k} \cdot \vec{z})} \quad (3.2)$$

Dimana:

$A$  adalah konstanta kompleks;

$\vec{k} = (k_x, k_y, k_z)$  adalah jumlah gelombang;

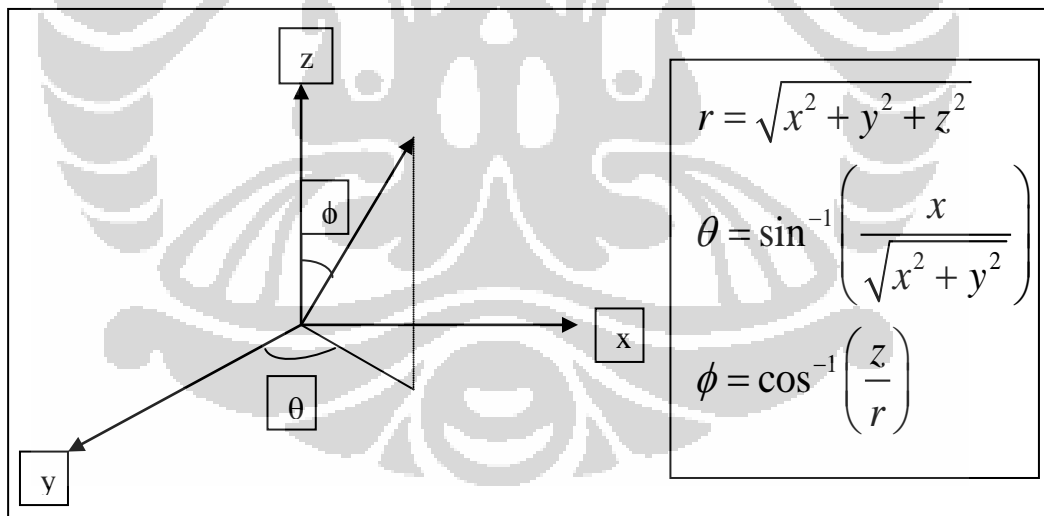
$\omega$  adalah frekuensi radian.

Substitusi persamaan 3.2 ke persamaan gelombang, kita peroleh

$$|\vec{k}| = \frac{\omega^2}{c^2} \quad (3.3)$$

Selama ini konstrain ini memuaskan, sinyal dengan bentuk persamaan 3.2 memenuhi persamaan gelombang. Solusi yang diberikan oleh persamaan 3.2 dapat diinterpretasikan sebagai gelombang permukaan monokromatik. Monokromatik berarti satu warna. Ini mengacu kepada gelombang dengan frekuensi temporal  $\omega$ . Jika kita meletakkan suatu sensor beberapa posisi tetap  $\vec{x}^o = (x^o, y^o, z^o)$ , untuk mengamati sinyal, sinyal yang diterima mempunyai bentuk

$$s(\vec{x}^o, t) = Ae^{j(\omega t - \vec{k} \cdot \vec{x}^o)} \quad (3.4)$$



Gambar 3.2 Hubungan antara koordinat kartesian dan koordinat bola

Kelinearan dari persamaan gelombang berarti bahwa perambatan gelombang permukaan pada arah berbeda timbul secara simultan. Banyak sinyal ditampilkan sebagai pengaruh superposisi dalam eksponensial kompleks.

Dalam koordinat bola, solusinya yaitu

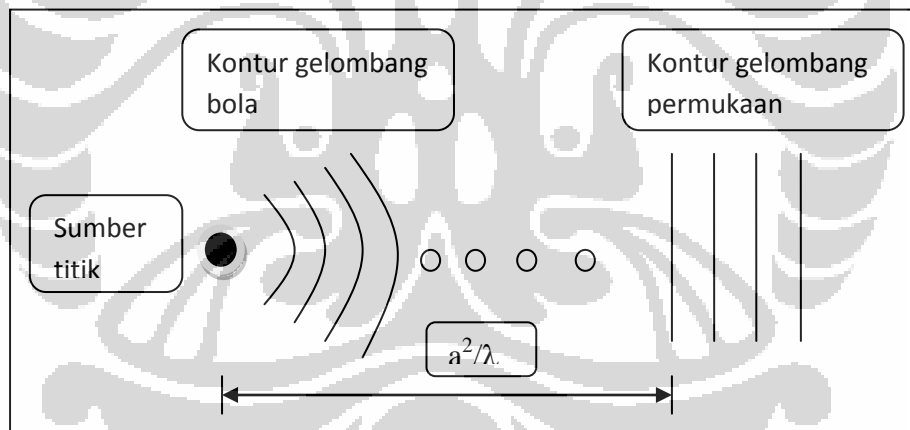
$$S(r, t) = \frac{A}{r} e^{j\omega(t - \frac{r}{c})} \quad (3.5)$$

Hubungan antara koordinat bola  $(r, \phi, \theta)$  dan koordinat kartesian  $(x, y, z)$  diperlihatkan oleh gambar 3.2. Solusi ini dapat diinterpretasikan sebagai perambatan gelombang bola dengan frekuensi temporal  $\omega$ .

Prinsip Huygen menyatakan bahwa setiap titik pada permukaan transducer berfungsi sebagai sumber gelombang bola. Pola rambatan pada muka transducer disebut beam. Beam dari suatu transducer ultrasonik dapat dihitung secara langsung. Dalam optik, beam disusun oleh dua daerah utama, daerah medan dekat (zona Fresnel) dan daerah medan jauh (zona Fraunhofer). Kondisi medan dekat adalah

$$z < \frac{a^2}{\lambda} \quad (3.6)$$

Dimana:  $z$  adalah jarak dari permukaan transducer;  
 $a$  dan  $\lambda$  adalah jari – jari transducer dan panjang gelombang.



Gambar 3.3 Variasi perambatan gelombang pada daerah medan dekat dan daerah medan jauh

Gelombang merambat sebagai gelombang bola dan gelombang permukaan bergantung kepada jarak perambatan dari sumber titik. Pada medan dekat, muka gelombang diasumsikan sebagai kurva gelombang bola, sedangkan pada medan jauh diasumsikan sebagai gelombang permukaan. (gambar 3.3).

Pada lintasan medium, gelombang suara dapat dikarakteristikan dengan parameter spasial dan temporal. Untuk perambatan gelombang dalam medium dengan frekuensi temporal  $f$ , hubungan frekuensi angular temporal adalah  $\omega = 2\pi f$ , yang disebut vector jumlah gelombang, dianggap sebagai variabel frekuensi spasial.

Hal ini parallel untuk arah perambatan gelombang dengan besar  $|\mathbf{k}| = 2\pi/\lambda$ . Untuk lebih mudahnya,  $\vec{\alpha} = \vec{k}/\omega$  disebut vektor perlambatan yang digunakan. Besarnya yaitu  $|\alpha| = 1/c$ . Panjang gelombang adalah jarak perambatan selama satu periode temporal, yang diberikan oleh persamaan(3.8).

$$\lambda = c \cdot t = \frac{c}{f} \quad (3.7)$$

Dimana  $c$  dan  $t$  adalah kecepatan perambatan dan periode temporal.  $\lambda$  dapat dianggap sebagai variabel periode spasial sebagai  $t$  adalah variabel periode temporal.

### **Pulsa gelombang ultrasonik**

Gelombang ultrasonik dapat merambat sebagai gelombang kontinu (CW) atau gelombang pulsa (PW). Gelombang pulsa secara umum digunakan dalam metode sensing aktif dan juga dalam pencitraan sedangkan PW dan CW digunakan untuk pengukuran ultrasonik Doppler. Ketika kasus CW, probe ultrasonik terdiri dari pemancar dan penerima yang terpisah sehingga transducer mentransmisikan dan menerima secara bersamaan. Pada kasus PW, probe transducer berfungsi langsung sebagai pengtransmisi dan penerima sinyal. Panjang pulsa yang dibangkitkan oleh transducer adalah berbanding terbalik terhadap frekuensi bandwidth dari transducer. Hubungan dapat secara mudah ditemukan dengan transformasi Fourier untuk bentuk gelombang pulsa.

## **2. Frekuensi**

frekuensi pulsa ultrasonik digunakan untuk menentukan keseimbangan antara ketelitian citra dan kedalaman yang dapat dijangkau. Kedalaman yang dapat dijangkau oleh beberapa frekuensi yang berbeda ditunjukkan oleh tabel 3.1 di bawah ini.

Pada umumnya, pulsa dengan frekuensi yang tinggi menghasilkan suatu citra berkualitas tinggi tapi tidak dapat menembus tubuh lebih dalam. Sumber suara berasal dari getaran objek dan element transducer piezoelektrik.

Frekuensi (MHz)	Kedalaman (cm)
1	40
2	20
3	13
5	8
10	4
20	2

Tabel 3.1 Hubungan frekuensi dan kedalaman

### 3. Kecepatan

Kecepatan gelombang ultrasonik digunakan untuk menentukan kedalaman lokasi dari struktur organ yang ada di dalam tubuh. Kecepatan perjalanan gelombang suara melalui suatu medium ditentukan berdasarkan karakteristik material bukan karakteristik suara.

Material	Kecepatan (m/sec)
Udara (suhu 20° C)	330
Lemak (suhu 37°C)	1460
Air raksa	1450
Kastroli	1500
Air (suhu 50°C)	1540
Jaringan tipis manusia	1540
Otak	1541
Hati (suhu 37°C)	1555
Ginjal	1565
Darah	1570
otot	1600
Lensa mata	1620
Tengkorak	4080
Kuningan	4490
aluminium	6400

Tabel 3.2. Kecepatan dalam jaringan biologi

Kecepatan gelombang suara longitudinal dalam medium cairan seperti jaringan dirumuskan oleh persamaan (3.6) :

$$\text{kecepatan} = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (3.8)$$

Dimana:

$\rho$  adalah densitas dari material

E adalah faktor yang berhubungan dengan sifat elastisitas dari material.

Kecepatan gelombang ultrasonik bervariasi pada jaringan biologi yang berbeda, beberapa nilai diperlihatkan pada tabel 3.2. Kebanyakan dari sistem ultrasonik digunakan untuk menentukan jarak dengan mengasumsikan kecepatan adalah 1540 m/sec.

#### 4. Panjang gelombang

Panjang lintasan yang dilalui oleh gelombang suara selama satu periode getaran dikenal sebagai panjang gelombang. Walaupun panjang gelombang bukan merupakan suatu sifat unik dari pulsa ultrasonik, namun panjang gelombang penting untuk menetapkan ukuran atau panjang dari pulsa ultrasonik.

#### 5. Tekanan dan Intensitas

Energi suara menyebabkan perubahan kedudukan partikel dan variasi tekanan lokal pada penyebaran gelombang di dalam medium. Variasi tekanan digunakan untuk menjelaskan amplitudo tekanan (P). Amplitudo tekanan didefinisikan sebagai nilai puncak maksimum dan minimum dari rata – rata tekanan gelombang suara ke medium. Pada kasus bentuk gelombang yang simetrik, amplitudo tekanan positif dan negatif sama. Pada umumnya pada penerapan ultrasonik diagnostik, amplitudo regangan lebih besar daripada amplitudo rapatan. Satuan internasional dari tekanan adalah Pascal (Pa) didefinisikan sebagai satu newton per meter kuadrat ( $\text{N/m}^2$ ). Tekanan atmosfer rata – rata bumi dari permukaan laut adalah 14,7 pounds per inch<sup>2</sup>, yang diperkirakan sama dengan 100000 Pa. Hamburan gelombang ultrasonik diagnostik menghasilkan gelombang yang tekanannya melebihi sepuluh kali tekanan atmosfer bumi atau 1Mpa.

Intensitas (I) adalah sejumlah tenaga (energi per waktu) per luas dan sebanding dengan kuadrat amplitudo tekanan.

$$I \propto P^2$$

Dalam kedokteran diagnostik, tingkat intensitas dijelaskan dalam unit milliwatt/cm<sup>2</sup> yang merupakan jumlah energi per unit waktu per unit area. Tingkat intensitas absolut bergantung kepada metode untuk menghasilkan sinar-X. intensitas relatif dan level tekanan relatif dijelaskan dengan suatu unit decibel (dB) yang dapat dirumuskan pada persamaan (3.2) dan (3.3) :

$$\text{intensitas relatif (dB)} = 10 \log \left( \frac{I_2}{I_1} \right) \quad (3.9)$$

$$\text{tekanan relatif (dB)} = 20 \log \left( \frac{P_2}{P_1} \right) \quad (3.10)$$

Dimana:  $I_1$  dan  $I_2$  adalah nilai intensitas dan  $P_1$  dan  $P_2$  adalah nilai amplitudo tekanan suara sebagai pengukuran relatif dan log menunjukkan logaritma dasar 10.

### **Energi dan intensitas gelombang ultrasonik**

Jika gelombang ultrasonik merambat dalam suatu medium, maka partikel medium mengalami perpindahan energi (Giancoli, 1998). Energi akustik yang diserap diubah menjadi panas dalam jaringan. Besarnya energi gelombang ultrasonik yang dimiliki partikel medium adalah :

$$E = E_p + E_k$$

Dimana :  $E_p$  = energi potensial (Joule);

$E_k$  = energi kinetik (Joule).

Untuk menghitung intensitas gelombang ultrasonik perlu mengetahui energi yang dibawa oleh gelombang ultrasonik. Intensitas gelombang ultrasonik ( $I$ ) adalah energi yang melewati luas permukaan medium 1 m<sup>2</sup>/s atau watt/m<sup>2</sup> (Cameron and Skofronick, 1978). Untuk sebuah permukaan, intensitas gelombang ultrasonik ( $I$ ) diberikan dalam bentuk persamaan :

$$I = 1/2 \rho v A^2 (2\pi f)^2 = 1/2 Z (A\omega)^2 \quad (3.11)$$

Dimana:  $\rho$  = massa jenis medium/jaringan (Kg/m<sup>3</sup>);  $f$  = frekuensi (Hz);

$v$  = kecepatan gelombang ultrasonik (m/s<sup>2</sup>);  $V$  = volume (m<sup>3</sup>);

$A$  = amplitudo maksimum (m);

$Z = \rho v$  = impedansi Akustik (kg/m<sup>2</sup>.s);



$$\omega = 2\pi f = \text{frekuensi sudut (rad/s)} .$$

### **Intensitas gelombang ultrasonik dihubungkan dengan amplitude dan frekuensi**

Gelombang Ultrasonik merambat membawa energi dari satu medium ke medium lainnya, energi yang dipindahkan sebagai energi getaran dari partikel ke partikel pada medium tersebut. Besarnya energi yang dibawa partikel tersebut adalah

$$E = 1/2 k A^2 \quad (3.12)$$

Dimana :  $k = \text{konstanta} = 4 \pi^2 m / T^2 = 4 \pi^2 m f^2$  ;

$T = \text{periode (s)}$ ;

$A = \text{amplitudo geraknya (m)}$ ;

$m = \text{massa partikel pada medium (kg)}$ .

Kemudian :

$$E = 2\pi^2 m f^2 A^2 \quad (3.13)$$

Jika :  $m = \rho V = \rho S l = \rho S v t = \text{massa (kg)}$ ;

$V = \text{volume} = \text{luas} \cdot \text{tebal} = S l \text{ (m}^3\text{)}$ ;

$S = \text{luas permukaan penampang lintang yang dilalui gelombang (m}^2\text{)}$ ;

$l = v t = \text{jarak yang ditempuh gelombang dalam waktu t (m)}$ ;

$v = \text{laju gelombang (m/s)}$ ;

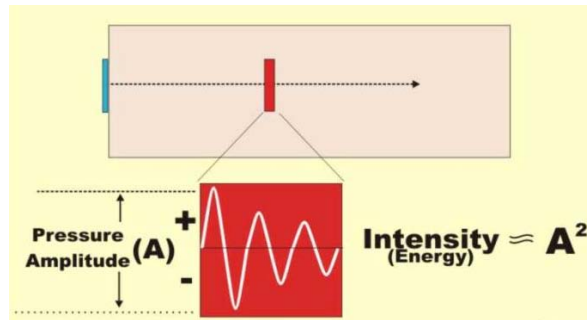
$t = \text{waktu (s)}$ .

maka ;

$$E = 2\pi^2 \rho S v t f^2 A^2 \quad (3.14)$$

Dari persamaan diatas diperoleh hasil bahwa energi yang dibawa oleh gelombang ultrasonik sebanding dengan kuadrat amplitudo. Daya akustik diukur dalam Watts (W) atau milliwatts (mW), yang menjelaskan jumlah energi akustik yang dihasilkan tiap waktu. Besarnya daya yang dibawa gelombang ultrasonik ( P ) adalah :

$$P = \frac{E}{t} = 2\pi^2 \rho S v f^2 A^2 \quad (3.15)$$



Gambar 3.4 hubungan Intensitas dan Amplitudo

Intensitas gelombang ultrasonik adalah daya yang dibawa melalui luas permukaan yang tegak lurus terhadap aliran energi (Giancoli, 1998), maka :

$$I = \frac{P}{S} = 2\pi^2 \rho v f^2 A^2 \quad (3.16)$$

Persamaan Intensitas menyatakan hubungan secara eksplisit bahwa intensitas gelombang ultrasonik sebanding dengan kuadrat amplitudo ( $A$ ) (diilustrasikan pada gambar 3.4) dan dengan kuadrat frekuensi ( $f$ ).

### Intensitas gelombang ultrasonik dihubungkan dengan jarak

Energi gelombang ultrasonik yang keluar dari sumber transduser merambat keluar ke semua arah permukaan yang semakin luas dalam arah tiga dimensi. Maka

luas permukaan merupakan luasan permukaan bola dengan radius  $r$  adalah  $4\pi r^2$ .

Berarti intensitas gelombang ultrasonik adalah :

$$I = \frac{\text{Daya}}{\text{luas}} = \frac{P}{4\pi r^2} \quad (3.17)$$

Jika keluaran daya  $P$  dari sumber konstan, maka intensitas berkurang sebagai kebalikan dari kuadrat jarak dari sumber :

$$I = \frac{1}{r^2} \quad (3.18)$$

Jika kita ambil dua titik dengan jarak  $1\ r$  dan  $2\ r$  dari sumber, maka

$$I_1 = \frac{P}{4\pi r_1^2} \quad ; \quad I_2 = \frac{P}{4\pi r_2^2} \quad \text{sehingga :}$$

$$\frac{I_2}{I_1} = \frac{r_1^2}{r_2^2} \quad (3.19)$$

Dengan demikian, jika jarak digandakan misalnya ( $r_1/r_2 = 2$ ), maka intensitas menjadi  $\frac{1}{4}$  dari nilai mula-mula ( $2 I / 1 I$ ) =  $(1/2)^2 = \frac{1}{4}$ . Jika amplitudo gelombang ultrasonik berkurang terhadap jarak, maka amplitudo gelombang ultrasonik menjadi mengecil sebesar  $1/r$  (Giancoli, 1998) karena intensitas sebanding dengan amplitudo maka akan sebanding dengan kebalikan dari kuadrat jarak, sehingga :

$$A = \frac{1}{r} \quad (3.20)$$

Jika kita ambil dua jarak yang berbeda dari sumber transduser,  $r_1$  dan  $r_2$  maka :

$$\frac{A_2}{A_1} = \frac{r_1}{r_2} \quad (3.21)$$

Ketika gelombang ultrasonik dua kali lipat lebih jauh dari sumber transduser, maka amplitudo akan menjadi setengahnya (Giancoli, 1998).

### 3.1.2 Interaksi Gelombang Ultrasonik dengan Materi

Interaksi gelombang ultrasonik dengan materi ditentukan oleh sifat akustik dari materi. Salah satu sifat akustik materi yaitu Impedansi akustik organ (dijelaskan pada subbab 3.1.2.1). Karena energi gelombang ultrasonik menyebar melalui medium, interaksi yang terjadi yaitu :

1. Refleksi (pemantulan)
2. Refraksi (pembiasan)
3. Hamburan (*scattering*)
4. Absorpsi (penyerapan)
5. Atenuasi

#### 3.1.2.1 Impedansi akustik

Pemindai ultrasonik diagnostik bertumpu kepada pantulan suara atau echo dari bidang batas pemantul. Jika jaringan tubuh yang berbeda namun homogen, maka tidak ada pantulan yang dihasilkan bidang batas dan tubuh akan terlihat anecho( tanpa echo). Jika dua jaringan yang berbeda dijajarkan, misalnya hati dan diafragma , akan menghasilkan bidang batas akustik. Perbedaan bidang batas akan menghasilkan variasi jumlah pantulan dari gelombang suara yang datang.

Jumlah pantulan( hamburan) ditentukan berdasarkan perbedaan impedansi akustik dari jaringan pada bidang batasnya. Impedansi akustik, (Z) didefinisikan sebagai perkalian densitas ( $\rho$ ) dari medium yang tegak lurus gelombang suara dan kecepatan perambatan suara (c) dalam medium. Beberapa nilai impedansi material diperlihatkan pada tabel 3.3

$$Z = \rho c \quad (3.22)$$

Dimana :  $\rho$  adalah densitas dalam  $\text{kg/m}^3$  ;

c adalah kecepatan suara dalam m/sec.

Satuan dari akustik impedansi adalah  $\text{kg}/(\text{m}^2\text{sec})$  dan sering dinyatakan dalam rayl, dimana  $1\text{rayl} = 1 \text{ kg}/(\text{m}^2\text{sec})$ .

Material	Densitas , $\rho[\text{kgm}^{-3}]$	Kecepatan, $c[\text{ms}^{-1}]$	Karakteristik impedansi, Z [ $\text{kgm}^{-2}\text{s}^{-1}(\times 10^6)$ ]
Udara (STP)	1.2	330	0.0004
Aluminium	2700	6400	17
Kuningan	8500	4490	38
Kastrol	950	1500	1.4
Merkuri	13600	1450	20
Poliethilen	920	2000	1.8
Polimethil – methacrylate	1190	2680	3.2
Air	1000	1480	1.5
Darah	1060	1570	1.62
Tulang	1380 – 1810	4080	3.75 - 7.38
Otak	1030		1.55 – 1.66
Lemak	920	1450	1.35
Ginjal	1040	1560	1.62
Hati	1060	1570	1.64 – 1.68
Paru – paru	400		0.26
Otot	1070		1.65 – 1.74
Kelenjar limfa	1060		1.65 – 1.67
Air	1000	1484	1.52

Tabel 3.3 Nilai Impedansi akustik dari beberapa material

Perbedaan impedansi akustik bidang batas yang besar, seperti tulang dan udara, energi suara datang hampir semuanya dipantulkan, tapi jika perbedaan

lebih kecil seperti otot dan lemak, pantulan hanya bagian kecil dari energi suara yang datang, kemudian sisa energinya dilanjutkan ke bagian lain.

Impedansi akustik memiliki peran :

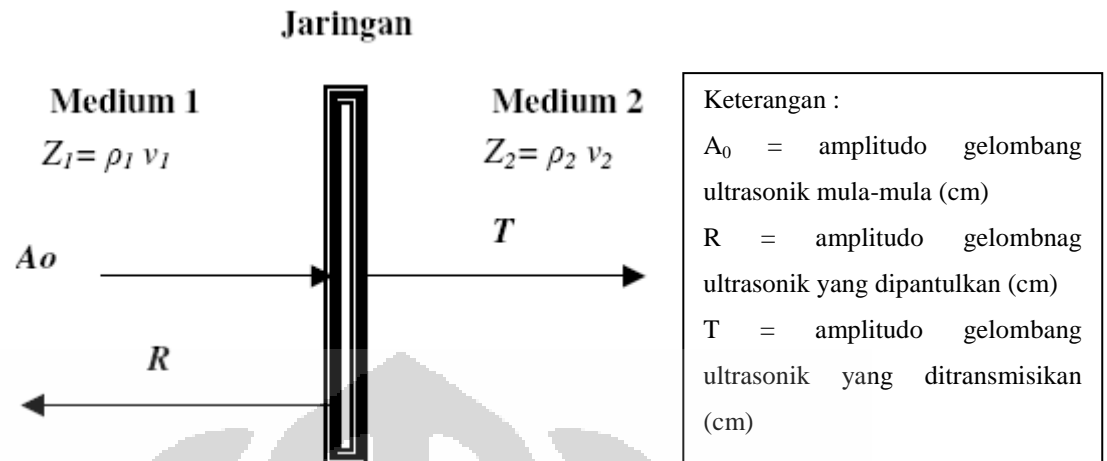
1. Penetapan transmisi dan refleksi gelombang batas antara dua materi yang memiliki impedansi akustik yang berbeda.
2. Mendesain transduser
3. Memperkirakan absorpsi gelombang suara dalam medium

### **3.1.2.2 Pemantulan (Refleksi)**

Pemantulan terjadi pada permukaan jaringan yang memiliki perbedaan impedansi akustik dari material yang bersebelahan. Ketika gelombang datang tegak lurus terhadap permukaan, maka sebagian dari gelombang yang dipantulkan (echo) secara langsung kembali ke sumber dan sebagian lagi ditransmisikan kontinu sesuai dengan arah asalnya.

Pulsa yang mengenai organ akan direfleksikan dan ditransmisikan. Proses ini dapat dilihat pada gambar 3.5. Untuk menghasilkan citra, pulsa yang digunakan yaitu pulsa yang direfleksikan atau echo. Kualitas terang gelapnya hasil citra ultrasonografi dipengaruhi oleh seberapa besar energi yang direfleksikan. Pada bagian tubuh yang lunak, hanya sebagian kecil pulsa yang direfleksikan. Untuk materi yang keras seperti tulang dan batu ginjal, produksi energi yang direfleksikan sangat besar. Amplitudo pulsa dilemahkan oleh adanya absorpsi materi dan energi yang direfleksikan. Hal ini menyebabkan gelombang echo yang dikirimkan kembali ke transduser sangat kecil dibandingkan dengan pulsa awal yang dihasilkan transduser.

Energi yang dipantulkan oleh gelombang ultrasonik pada perbatasan antara dua jaringan terjadi karena perbedaan dari impedansi akustik dari dua jaringan. Koefisien pantul menjelaskan fraksi dari intensitas gelombang datang pada suatu permukaan yang direfleksikan kembali.



Gambar 3.5. Transmisi dan pemantulan

Untuk gelombang datang yang tegak lurus, koefisien amplitude tekanan pantul,  $R_p$  didefinisikan sebagai perbandingan tekanan pantul,  $P_r$ , dan tekanan yang diberikan,  $P_i$  yang dirumuskan:

$$R_p = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (3.23)$$

Koefisien intensitas pantulan,  $R_I$ , didefinisikan sebagai perbandingan dari intensitas pantulan dan intensitas yang datang:

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (3.24)$$

Subskrip 1 dan 2 menunjukan jaringan proximal dan distal perbatasan. Koefisien intensitas transmisi,  $T_I$  didefinisikan sebagai fraksi dari intensitas datang yang ditransmisikan menyeberangi suatu pemisah. Berdasarkan hukum kekekalan energi, koefisien intensitas transmisi adalah  $T_I = 1 - R_I$ .

### 3.1.2.3 Pembiasan (Refraksi)

Refraksi menjelaskan perubahan arah transmisi energi gelombang ultrasonik pada permukaan jaringan, ketika gelombang tidak tegak lurus terhadap permukaan jaringan. Frekuensi gelombang ultrasonik tidak berubah ketika merambat ke jaringan berikutnya, tetapi perubahan kecepatan suara dapat terjadi.

Ketika pulsa ultrasonik melewati tubuh dengan sudut kecil, maka pulsa mengalami refraksi. Karakteristik ultrasonik yang penting adalah lebar dari berkas

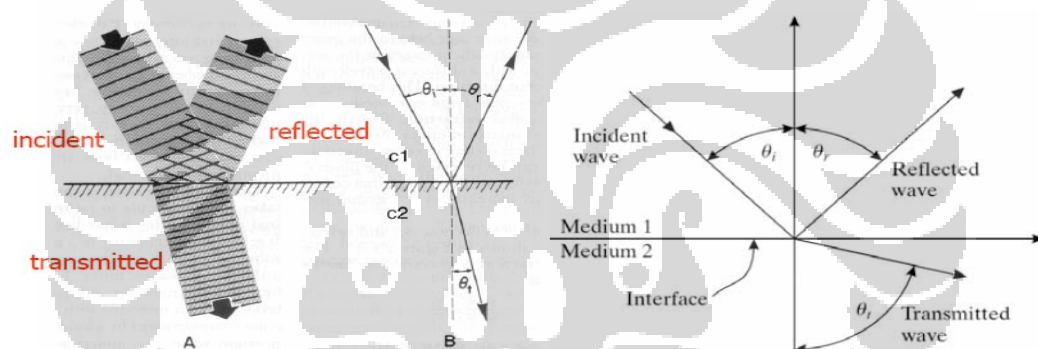
ultrasonik. Ukuran pulsa akan mempengaruhi hasil pencitraan. Diameter pulsa dipengaruhi oleh karakteristik transduser.

Sudut gelombang datang, dipantulkan dan ditransmisikan diukur relatif terhadap gelombang datang normal di perbatasan. Sudut refraksi ( $\theta_t$ ) ditetapkan dengan perubahan kecepatan suara yang terjadi diperbatasan dan dihubungkan ke sudut datang ( $\theta_i$ ) dengan hukum Snell diilustrasikan pada gambar 3.6 :

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad (3.25)$$

$$\frac{\sin \theta_i}{c_1} = \frac{\sin \theta_r}{c_1} = \frac{\sin \theta_t}{c_2} \quad (3.26)$$

Dimana : ( $\theta_i$ ) dan ( $\theta_t$ ) adalah sudut datang dan transmisi.



Gambar 3.6 . Skema hukum Snell

$C_1$  dan  $C_2$  adalah kecepatan suara di medium 1 dan 2 dan medium 2 membawa energi gelombang ultrasonik yang ditransmisikan. Kecepatan gelombang ultrasonik bervariasi pada jaringan biologi yang berbeda. Untuk sudut datang dan yang ditransmisikan, hukum Snell dapat dilakukan pendekatan:

$$\frac{\theta_t}{\theta_i} \cong \frac{c_2}{c_1}$$

Ketika  $C_2 > C_1$ , sudut transmisi lebih besar dari pada sudut datang dan sebaliknya, jika  $C_2 < C_1$ , tidak ada refraksi yang terjadi ketika kecepatan suara sama dalam dua medium atau dengan gelombang datang yang tegak lurus dan lintasan garis lurus terjadi. Penyebaran garis lurus diasumsikan dalam mesin ultrasonik dan ketika refraksi terjadi, itu dapat menyebabkan artifak.

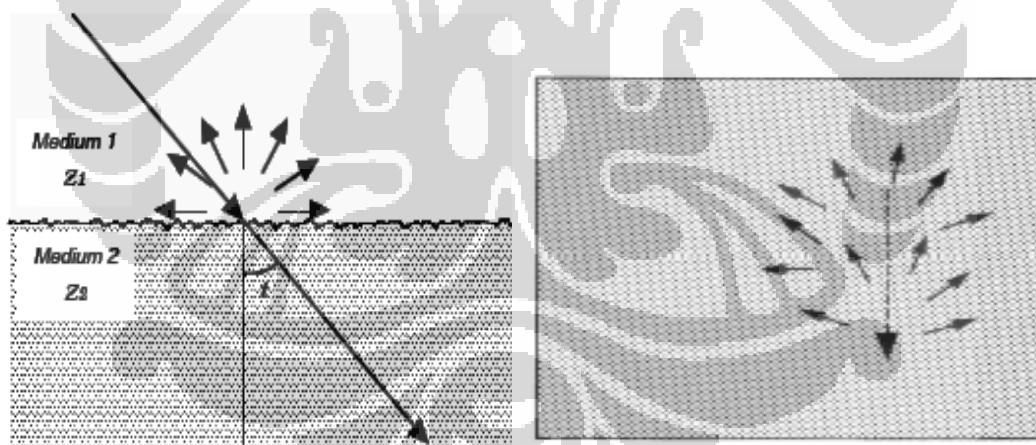
Suatu kondisi yang disebut pemantulan total terjadi ketika  $C_2 > C_1$  dan sudut datang gelombang suara yang terbentuk pada perbatasan antara dua media

melampaui sudut kritis. Pada kasus ini, refraksi gelombang tidak menembus medium kedua seluruhnya, tapi gelombang merambat sepanjang perbatasan. Sudut kritis ( $\theta_c$ ) dihitung dengan mengatur  $\theta_t = 90$  derajat dalam hukum Snell dimana  $\sin(90^\circ) = 1$ , menghasilkan persamaan

$$\sin \theta_c = \frac{c_1}{c_2} \quad (3.27)$$

### 3.1.2.4 Hamburan ( *Scattering* )

Hamburan merupakan suatu pemantulan spekular di suatu perbatasan yang halus antara dua medium, dimana dimensi dari perbatasan lebih besar daripada panjang gelombang dari energi ultrasonik yang datang. Hamburan akustik berasal dari objek jaringan yang ukuran panjang gelombangnya lebih kecil sehingga menyebabkan gelombang menyebar pada banyak arah dan memberi kenaikan pada karakteristik tekstur dan skala kecerahan dalam citra akustik.



Gambar3.7 Proses Hamburan (a) pada batas dua medium ; (b) pada medium heterogen

Kebanyakan organ mempunyai suatu karakteristik struktur yang memberikan kenaikan hamburan yang terdefinisikan dan menyediakan banyak informasi diagnostik dalam pencitraan ultrasonografi. Karena pemantul nonspekular memantulkan suara pada semua arah (pada gambar 3.7), amplitudo dari echo yang dikembalikan lebih lemah daripada echo di permukaan jaringan.

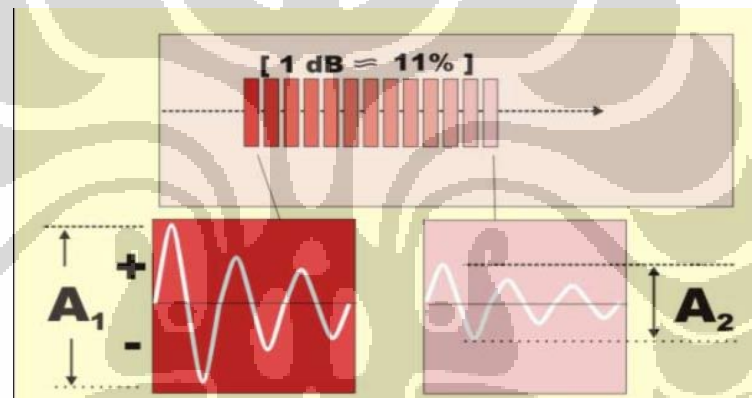
Pada umumnya, amplitudo sinyal echo dari jaringan insonasi bergantung kepada jumlah hamburan per unit volume, impedansi akustik material, ukuran penghambur dan frekuensi gelombang ultrasonik. Hiperecho(amplitude hamburan



yang lebih tinggi) dan hipoecho(amplitude hamburan yang lebih kecil) menjelaskan karakteristik relatif dari rata – rata sinyal dasar. Area hiperecho selalu mempunyai jumlah hamburan yang lebih banyak, impedansi akustik yang lebih besar dan hamburan yang lebih besar.

### 3.1.2.5 Absorpsi (Penyerapan)

Penyerapan adalah proses dimana energi akustik diubah menjadi energi panas. Pada keadaan ini energi suara dihilangkan dan tidak bisa dikembalikan. Pada proses absorpsi terjadi perubahan amplitudo seperti dijelaskan pada gambar 3.8 dibawah.



Gambar 3.8 Perubahan Amplitudo akibat pengaruh absorpsi

### 3.1.2.6 Atenuasi

Atenuasi gelombang ultrasonik merupakan pelemahan energi akustik yang hilang selama perambatan gelombang yang sebagian besar disebabkan oleh pantulan, hamburan dan penyerapan gelombang datang oleh jaringan. Konstanta atenuasi dapat dimodelkan sebagai

$$\mu(f) = \alpha f^{\beta} \quad (3.28)$$

Dimana :  $\alpha$  dan  $\beta$  adalah parameter akustik dalam medium, dan  $f$  adalah frekuensi pusat transducer. Persamaan memperlihatkan bahwa atenuasi sebanding dengan frekuensi pusat untuk  $\beta=1$ . Akibatnya, frekuensi transducer ultrasonik yang lebih tinggi akan meningkatkan atenuasi. Pada jaringan manusia, tipe nilai untuk  $\alpha, \beta$  adalah  $\beta = 1$  dan  $\alpha = 1\text{dB/cm/MHz}$ . Nilai atenuasi pada beberapa jaringan tubuh

manusia dapat dilihat pada tabel 3.4. Atenuasi jaringan tidak hanya dibatasi dan dipengaruhi oleh kedalaman penetrasi tapi juga resolusi spasial.

Material	$a = \alpha/f$ [dBcm <sup>-1</sup> MHz <sup>-1</sup> ]
Lemak	0.63
Otot skeletan	
Serat memanjang	1.3
Serat melintang	3.3
Otot kardiak	1.8
Darah	0.18
Tulang	20.0
Paru – paru	41.0
Hati	0.94
Finjal	1.0
Otak	
Serat memanjang putih	2.5
Serat melintang putih	1.2
Serabut otak	0.5 – 1.0

Tabel 3.4 Nilai atenuasi beberapa material

Atenuasi gelombang ultrasonik ditunjukkan dalam dB yang diperkirakan sebanding dengan frekuensi gelombang suara (gambar 3.9).

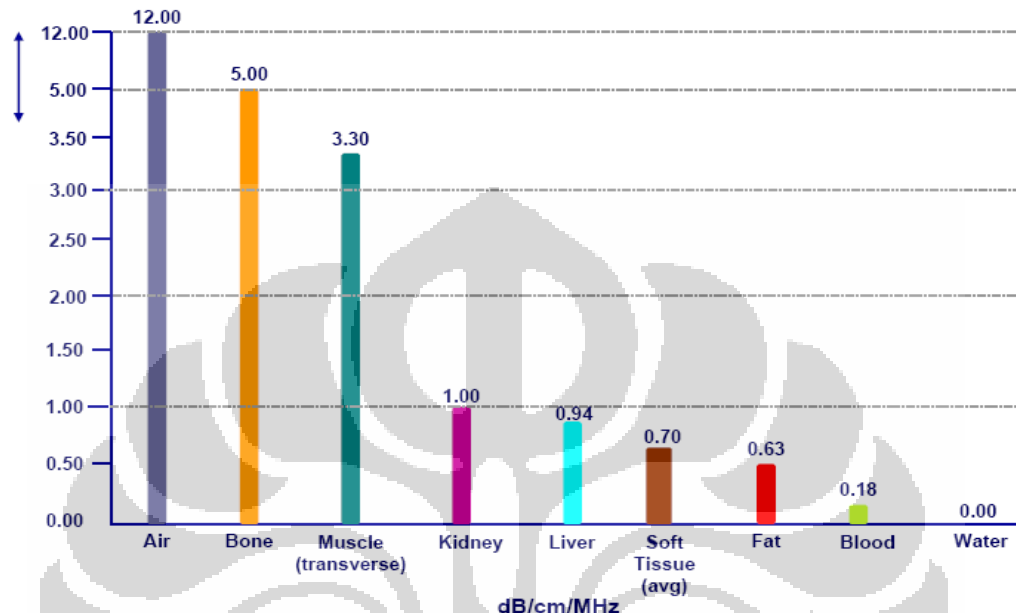
Frekuensi yang tinggi diatenuasikan lebih tinggi dari pada frekuensi yang lebih rendah dan frekuensi transducer merupakan unsur yang penting untuk menentukan kedalaman dari jaringan yang ingin diperoleh informasinya.

Hamburan dan absorpsi, keduanya bergantung kepada frekuensi dan kedalaman, Koefisien atenuasi,  $\mu$ , ditentukan dalam dB/cm adalah intensitas relatif yang hilang per sentimeter selama perambatan gelombang dalam medium yang diberikan.

### 3.2 SISTEM PENCITRAAN MENGGUNAKAN GELOMBANG ULTRASONIK

Untuk mengerti susunan citra ultrasonik dibutuhkan pengetahuan mengenai cara menghasilkan gelombang ultrasonik, penyebarannya, dan

pendeteksiannya. Masing – masing pulsa yang ditransmisikan secara langsung ke pasien akan mengalami pemantulan sebagian pada permukaan jaringan yang menghasilkan echo, dan echo akan kembali ke transducer.



Gambar 3.9 Hubungan antara atenuasi beberapa material dengan frekuensi material

Susunan citra yang menggunakan pulsa echo menggunakan sejumlah komponen *hardware* yang dikenal sebagai akuisisi data citra sistem pencitraan ultrasonik yang susunannya dapat dilihat pada gambar 3.10.

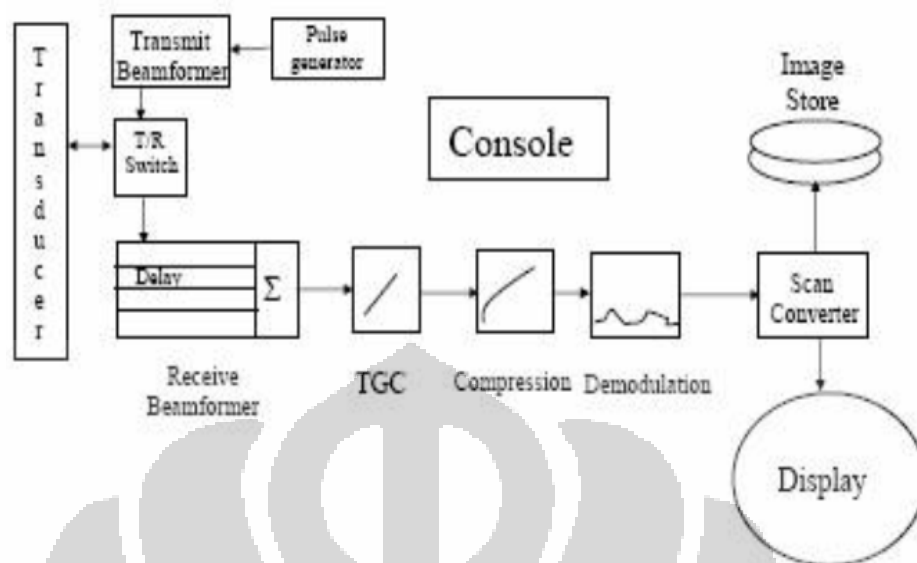
Komponen dasar dari data akuisisi citra sistem pencitraan ultrasonik yaitu :

### 3.2.1 Transducer

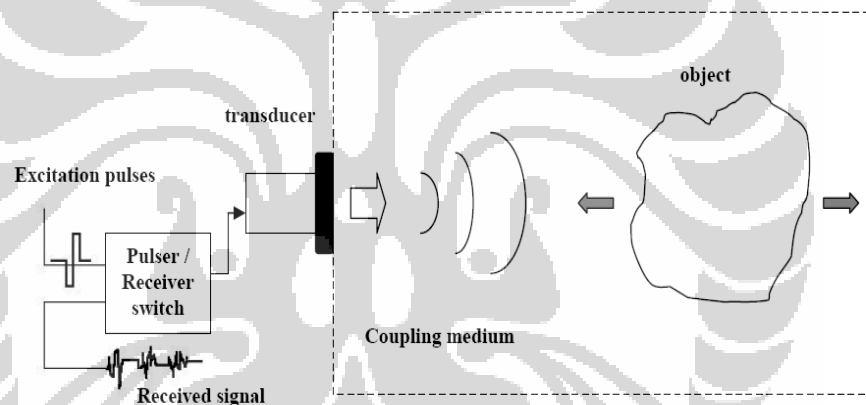
Transducer merupakan suatu komponen dari sistem ultrasonik yang berhubungan langsung dengan tubuh pasien. Transducer memiliki dua fungsi yaitu :

- Menghasilkan pulsa ultrasonik
- Menerima atau mendeteksi echo yang kembali

Dalam konteks ultrasonik kesehatan, transducer yang digunakan akan mengacu kepada transducer ultrasonik yang digunakan untuk mengubah sinyal akustik menjadi sinyal listrik dan sinyal listrik menjadi sinyal akustik . Transducer terdiri dari satu atau lebih element piezoelektrik. Ketika suatu pulsa elektrik bekerja pada element piezoelektrik, maka piezoelektrik akan bervibrasi dan menghasilkan gelombang ultrasonik.



Gambar 3.10. Sistem pencitraan ultrasonik



Gambar 3.11 Sistem pulsa echo

Dan sebaliknya, ketika element piezoelektrik bervibrasi akan dipantulkannya pulsa echo. Ketika suatu transducer ultrasonik mengtransmisikan pulsa akustik berdurasi pendek ke suatu medium yang terdiri dari permukaan pemantul, pulsa pantulan akan dipengaruhi oleh sifat material objek. Ini memberikan kenaikan sinyal echo yang kembali ke transducer penerima. Sistem ini disebut sistem pulsa echo dan diilustrasikan pada gambar 3.11 dimana transducer berperan sebagai *transmitter* dan *receiver*.

### 3.2.2 Pulsa generator

Pulsa generator berfungsi untuk menghasilkan pulsa elektrik yang digunakan oleh transducer. Pulsa dari pencitraan ultrasonik konvensional dihasilkan rata – rata 1000 pulsa per detik. Prinsip pengontrolan dasar dari pulsa

generator adalah berdasarkan ukuran dari pulsa elektrik yang digunakan untuk mengubah intensitas dari hamburan ultrasonik.

### 3.2.3 Beam Former

*Beam former* berfungsi untuk membangkitkan elektronik delay pada elemen transducer tunggal dalam suatu arah untuk memperoleh gelombang transmisi dan gelombang yang diterima terfokus dalam arah fase yang sesuai. Perkembangan terakhir dari peralatan ultrasonik adalah menggabungkan digital beam former dan digital elektronik untuk kedua fungsi mentransmisikan dan menerima.

Keuntungan utama dari akuisisi data dan pemrosesannya yaitu fleksibilitas untuk memperkenalkan kemampuan ultrasonik yang baru dengan program *software* algoritma dan meningkatkan pengontrolan dari akustik beam.

### 3.2.4 Pulser

Pulser atau lebih dikenal dengan transmitter menghasilkan tegangan listrik untuk mengeksitasi elemen transducer piezoelektrik, dan mengontrol tenaga yang ditransmisikan keluar dengan menyesuaikan tegangan yang digunakan. Dalam sistem digital *beam former*, suatu *converter* digital ke analog menentukan amplitudo tegangan. Suatu kenaikan dari amplitudo transmisi menciptakan intensitas suara yang tinggi dan meningkatkan pendeteksian echo dari pemantul yang lebih lemah.

### 3.2.5 Pengatur Pemancar atau Penerima

Pengatur ini bersinkronisasi dengan pulser, mengisolasi tegangan tinggi dengan menggunakan pulsing ( $\sim 150$  V). Transducer elektronik diswitch untuk menerjemahkan tegangan kecil yang menyebabkan echo kembali melebihi periode diatas  $1000 \mu\text{sec}$  (1msec).

### 3.2.6 Operasi Pulsa echo

Selama gaya pulsa echo dari transducer beroperasi, gelombang ultrasonik ditransmisikan berselang, dengan sebagian besar waktu dengar echo. Pulsa ultrasonik diciptakan dari tegangan dengan bentuk gelombang pendek, yang

menyediakan pulsa untuk sistem ultrasonik. Peristiwa ini kadang – kadang disebut “main bang”.

### **3.2.7 Preamplifier dan Converter Analog ke Digital**

Pada transducer multielemen, semua langkah praproses dilakukan paralel. Setiap elemen transducer menghasilkan suatu tegangan kecil yang sebanding dengan amplitudo tekanan echo. Suatu preamplifier awal meningkatkan pendeteksian tegangan menggunakan tingkatan sinyal. Ini dikombinasikan dengan gain yang pasti, untuk mengkompensasi atenuasi eksponensial yang terjadi selama dalam perjalanan. Dari perangkat ultrasonik, masing – masing elemen piezoelektrik mempunyai praamplifier dan pengubah analog ke digital(ADC) sendiri.

### **3.2.8 Steering Beam, Pengfokus Dinamis, Penjumlah Sinyal**

Penerima echo merupakan elektronik delay yang menyesuaikan diri dengan arah hamburan dan pengfokus dinamis menerima echo gabungan yang terdeteksi. Fase yang mengikuti penggabungan, sinyal prapemrosesan dari semua elemen transducer yang aktif dijumlahkan. Sinyal keluaran menunjukkan informasi akustik berkumpul selama periode pengulangan pulsa selama arah suatu beam tunggal. Informasi ini dikirim ke penerima untuk diproses lebih jauh sebelum disalin menjadi citra 2D.

### **3.2.9 Penerima ( receiver)**

Penerima menerima data dari beam former selama periode pengulangan pulsa, yang menunjukkan informasi echo sebagai suatu fungsi waktu(kedalaman). Proses sinyal berikutnya terjadi dalam susunan berikut :

1. Gain yang sesuai dan pengatur frekuensi yang dinamis.

Time gain compensation (TGC) adalah suatu kemampuan penguatan yang digunakan dalam mengembalikan sinyal echo sebagai fungsi waktu, untuk selanjutnya mengkompensasi atenuasi berkas sinar. Kurva TGC yang ideal membuat semua perbatasan memantulkan semua gelombang secara seragam dengan amplitudo sinyal yang sama, tanpa memperdulikan kedalaman jaringan. Variasi dari sinyal keluaran

mengindikasikan impedansi akustik yang berbeda antara permukaan jaringan. Untuk transducer multi elemen, TGC digunakan secara bersamaan untuk sinyal dari setiap elemen.

Pengatur frekuensi dinamis merupakan suatu bagian dari penerima yang mengubah lebar bandwidth terhadap waktu, sehingga echo dari kedalaman yang dangkal diatur untuk kisaran frekuensi yang lebih tinggi, sedangkan echo dari struktur yang lebih dalam diubah ke frekuensi yang lebih rendah. Ini bertujuan untuk mengakomodasi berkas – berkas halus akibat peningkatan atenuasi yang ditimbulkan dari frekuensi bandwidth yang tinggi sebagai fungsi kedalaman. Pengaturan frekuensi dinamis mengizinkan penerima untuk meningkatkan efisiensi penggunaan frekuensi ultrasonik pada transducer

## 2. Kompresi batas dinamis.

Batas dinamis menyatakan batas operasional dari suatu perangkat elektronik dari tingkat ambang sinyal ke tingkat saturasi. Komponen kunci dari pendeteksi ultrasonik dan tampilan dipengaruhi oleh lebar batasan dinamis termasuk ADC dan tampilan.

Penguatan logaritma bertujuan untuk meningkatkan amplitudo echo paling kecil dan untuk menurunkan amplitudo paling besar. Penguatan logaritma menghasilkan suatu sinyal output yang proposional terhadap sinyal input logaritmik. Penguatan logaritmik dihasilkan oleh suatu prosesor sinyal analog yang dalam sistem ultrasonik bernilai kecil.

## 3. Rektifikasi, demodulasi, dan pendeteksi tertutup.

Rektifikasi membalik sinyal amplitudo negatif dari echo ke nilai positif. Demodulasi dan pendeteksi tertutup mengubah amplitudo *rectifier* dari echo menjadi pulsa tunggal

## 4. Perangkat penyesuaian tingkat rejeksi ambang dari amplitudo sinyal.

Perangkat ini memungkinkan untuk mendigitisasi tampilan subsistem. Hal ini akan mereduksi sejumlah noise rendah yang tidak diinginkan dan membuat ketidakaturan dari hamburan suara atau dari listrik.

Dari langkah – langkah diatas, operator mempunyai kemampuan untuk mengontrol TGC dan rejeksi noise/clutter. Besar penguatan bergantung pada pengaturan tenaga awal dari sistem ultrasonik. Intensitas yang lebih tinggi dicapai dengan mengeksitasi elemen transducer dengan tegangan yang lebih besar. TGC mengizinkan operator untuk memanipulasi kedalaman bergantung pada gain untuk meningkatkan keseragaman citra dan mengkompensasi untuk situasi pencitraan yang aneh.

### **3.2.10 *Echo display mode***

Citra ultrasonik menampilkan variasi impedansi akustik dari jaringan yang berbeda. Ini disebabkan oleh variasi densitas dan kemampuan jaringan yang berbeda, misalnya tulang dan hati. Pada bentuk yang sederhana, tekanan gelombang ultrasonik ditransmisikan transducer sepanjang garis pindai tunggal. Karena tekanan gelombang merambat, echo dipantulkan dari objek sepanjang garis tersebut. Echo yang kembali diterima oleh transducer. Citra ditampilkan dengan memetakan besarnya echo sebagai tingkat kecerahan dari citra, dan dengan pemetaan waktu datang. Proses ini akan berulang sampai dihasilkan citra dua dimensi.

Citra yang dihasilkan dapat ditampilkan dalam berbagai jenis.

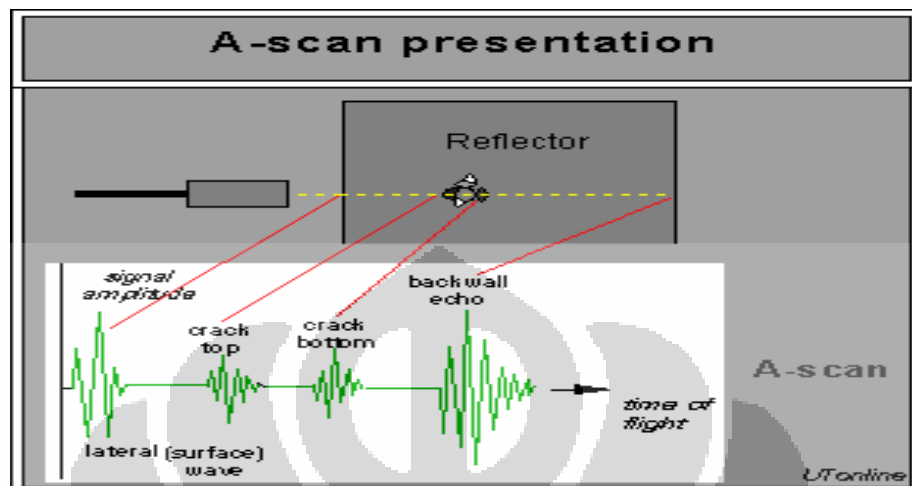
#### **a. A-mode**

Amplitudo – mode adalah hasil tampilan dari pemrosesan informasi echo yang diterima terhadap waktu. Echo yang kembali dari perbatasan jaringan dan penghambur merupakan suatu sinyal digital yang sebanding dengan amplitudo echo yang dihasilkan sebagai suatu fungsi waktu.

Satu “A–line” dari data per pengulangan periode pulsa adalah hasil pemindaian (scanning). Kecepatan suara yang sebanding dengan kedalaman, memungkinkan transducer ditempatkan beberapa jarak dari permukaan jaringan. Penggunaan ultrasonic yang paling awal dalam bidang kedokteran menggunakan informasi A–mode untuk menentukan posisi tengah dari otak yang berguna untuk menentukan efek massa dari tumor otak. Informasi A–mode dan A–line digunakan dalam penerapan



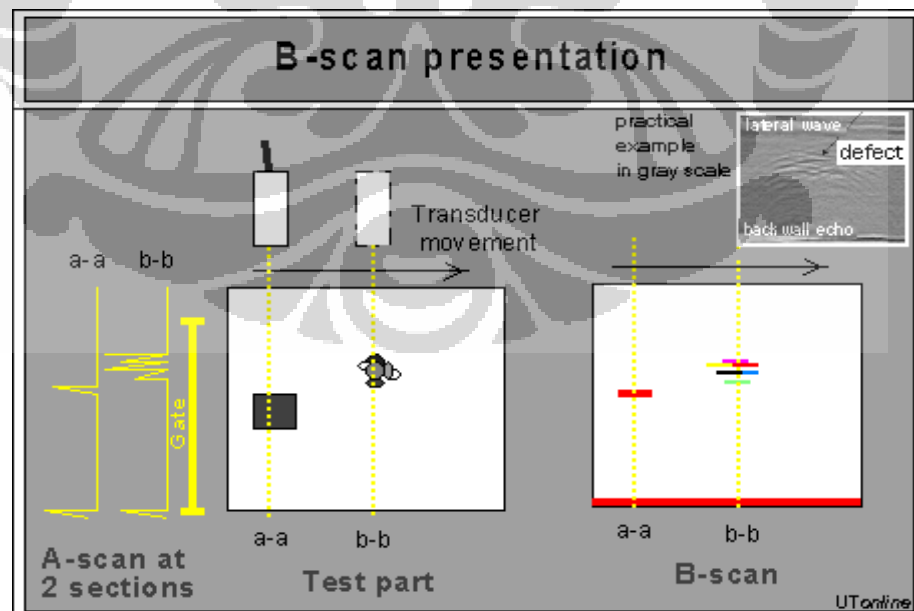
ophthalmology untuk mengukur jarak presisi dari mata. Hasil tampilan A-Mode dapat dilihat pada gambar 3.12.



Gambar 3.12 Gambar sinyal A – Mode.

#### b. B-mode

B-mode mengacu kepada tingkat kecerahan. B-mode merupakan bagian inti dari pencitraan ultrasonik, asalkan suatu real-time, tampilan gray-scale, dimana variasi dari intensitas dan kecerahan mengindikasikan perbedaan amplitude sinyal yang dipantulkan.



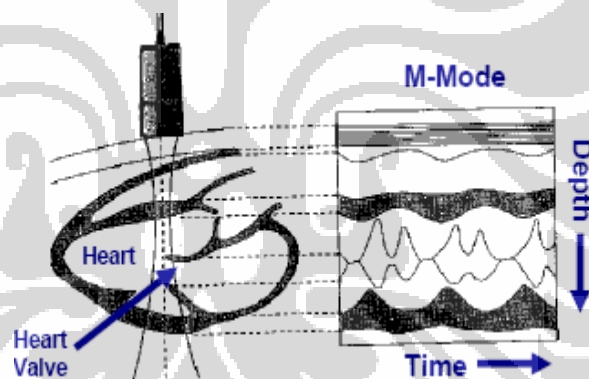
Gambar 3.13 Gambar B-Mode

Citra B-mode pertama yang sederhana adalah gambar hitam atau putih. Citra gray-scale merupakan kemajuan yang besar dalam kualitas gambar ultrasonik. Pada pemindai ultrasonik modern, posisi transducer

menghasilkan suatu rangkaian titik dengan variabel kecerahan pada layar tampilan dengan sampling B-mode adalah pengubah elektronik dari informasi A-mode dan A-line menjadi titik-titik modulasi dengan suatu tingkat kecerahan pada layar tampilan (gambar 3.13) . Pada umumnya tingkat kecerahan dari titik sebanding dengan amplitudo sinyal echo. Penampil B-mode digunakan untuk M-mode dan pencitraan gray-scale 2D.

### c. M-mode

M-mode adalah teknik yang menggunakan informasi B-mode untuk menampilkan echo dari suatu organ yang bergerak seperti myocardium dan katub daun dengan posisi transducer yang tetap dan arah gelombang yang searah pada pasien.



Gambar 3.14 Citra M - Mode

Gambar 3.14 menunjukkan citra M-Mode yang menampilkan data waktu terhadap kedalaman. Data echo dari suatu gelombang ultrasonik yang melalui anatomi yang bergerak diperoleh dan ditampilkan sebagai fungsi waktu ditunjukkan oleh kedalaman pemantul pada sumbu vertikal dan waktu pada sumbu horizontal. M-mode dapat menyediakan resolusi sementara yang baik dari pola pergerakan, memperkenankan pemeriksaan katup jantung dan anatomi jantung lainnya.

### 3.2.11 Scan generator

Berguna untuk mengontrol pemindaian dari hamburan ultrasonik yang melewati tubuh menjadi suatu citra. *Scan generator* juga berguna

untuk mengontrol pengaruh dari pulsa elektrik pada element piezoelektrik di dalam transducer.

### 3.2.12 Scan Converter

Scan converter adalah suatu memori digital dimana citra untuk sementara disimpan. Fungsinya secara prinsip adalah untuk mengubah format pemindai ultrasonik beam menjadi suatu format untuk proses digital dan tampilan video atau dengan kata lain fungsi dari scan converter adalah untuk menciptakan citra 2D dari informasi echo dengan kejelasan arah beam dan untuk menjalankan scan konversi untuk mendapatkan data citra agar dapat dilihat pada video monitor tampilan. Scan konversi penting karena akuisisi data dan tampilan terjadi dalam format yang berbeda. Saat ini *scan converter* merupakan suatu desain analog, menggunakan tabung sinar katoda penyimpan untuk menangkap data. *Scan converter* modern menggunakan teknologi digital untuk menyimpan dan memanipulasi data. *Scan converter* digital secara ekstrem lebih stabil dan memungkinkan pemrosesan citra yang berikutnya dengan penerapan suatu fungsi matematika yang bervariasi.

Arus informasi digital ke memori *scan converter*, dibentuk sebagai suatu matrik dalam elemen gambar yang kecil yang menunjukkan suatu tampilan koordinat bidang. Kebanyakan instrument ultrasonik mempunyai ~ 500 X 500 pixel matriks. Masing – masing pixel mempunyai suatu pendefinisian yang unik yang diposisikan dalam suatu matrik. Selama akuisisi data, sinyal digital disisipkan kedalam matriks pada memori alamat yang berhubungan tertutup yang memungkinkan pemposisian pemantul relatif dalam tubuh. Orientasi beam transducer dan waktu delay echo menentukan alamat pixel yang sesuai untuk mendeposit informasi digital.

### 3.2.13 Image processor

Citra digital dari scan converter diproses untuk menghasilkan karakteristik kontras yang diinginkan.

### 3.2.14 Display

Pemrosesan citra diubah ke citra video dan ditampilkan pada layar atau disimpan dalam bentuk film.

Komponen tambahan dari sistem pencitraan ultrasonik yang tidak terlihat adalah digital disk atau tape yang digunakan untuk menyimpan citra agar biasa dilihat jika dibutuhkan lagi.

## 3.3 Citra

Citra merupakan gambaran tentang karakteristik suatu obyek menurut kondisi variabel tertentu. Citra yang diperoleh tergantung:

- karakteristik dari obyek yang direkam;
- kondisi variabel dari sistem perekaman

Citra digital merupakan fungsi intensitas cahaya  $f(x,y)$ , dimana harga  $x$  dan  $y$  merupakan koordinat spasial dan harga fungsi pada setiap titik  $(x,y)$  merupakan tingkat kecermerlangan citra pada titik tersebut.

Citra digital merupakan suatu matriks dimana indeks baris dan kolomnya menyatakan suatu titik pada citra tersebut dan elemen matriksnya (yang disebut sebagai elemen gambar / piksel / pixel / picture element / pels) menyatakan tingkat keabuan pada titik tersebut.

## 3.4 Kualitas Citra

Kualitas citra USG bergantung pada desain karakteristik dari peralatan ultrasonik, jumlah variabel peralatan yang dipilih dan kemampuan pemposisian dari operator. Variabel peralatan dikontrol oleh operator termasuk frekuensi transducer, frekuensi pulsa ulangan, intensitas ultrasonik dan kurva TGC, dan yang lainnya. Pengukuran kualitas citra dapat diamati dari resolusi spasial, kontras resolusi, keseragaman citra dan karakteristik noise serta artifak. Artifak citra adalah fenomena umum yang dapat meningkatkan atau menurunkan nilai diagnosa dari citra ultrasonik.

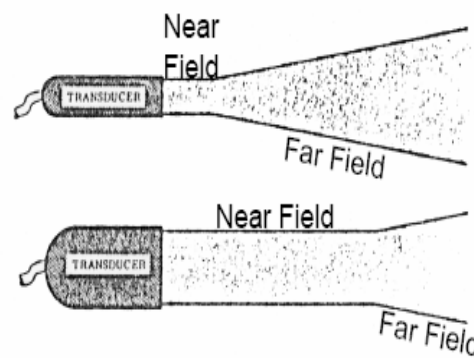
### 3.4.1 Transducer dan Citra yang dihasilkan

Transducer akan berpengaruh kepada besarnya beam yang digunakan untuk keperluan pendiagnosaan. Pengaruh transducer yaitu:

### 1. Perubahan diameter transducer

Ukuran transducer akan mempengaruhi beam dari gelombang ultrasonic.

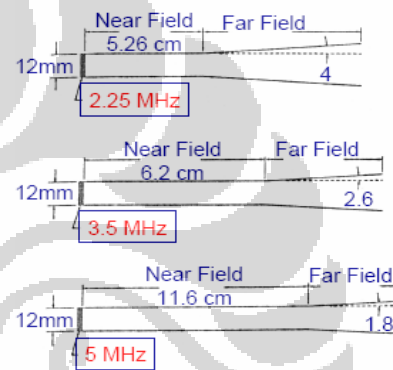
Misalnya jangkauan yang dekat akan jauh lebih pendek dan divergen, ketika transducer lebih kecil .(dapat dilihat pada gambar (3.15)).



Gambar 3.15 Pengaruh lebar transducer

### 2. Perubahan frekuensi

Pengaruh dari transducer pada daerah yang dekat. Frekuensi transducer yang lebih tinggi mempunyai jangkauan daerah dekat yang lebih panjang (seperti digambarkan gambar 3.16).



Gambar 3.16 Pengaruh perubahan frekuensi transducer

## 3.4.2 Analisis Citra

Analisis citra merupakan suatu cara untuk memeriksa citra yang digunakan untuk mengidentifikasi komponen struktural. Dalam memeriksanya, citra dapat dipotong - potong. Ini bertujuan untuk meletakkan tepi dan bentuk geometrik lainnya. Analisis morfologi ini dapat mendeteksi struktur seperti karakter teks dalam citra dari suatu kumpulan daerah bergambar.

## 3.4.3 Faktor Kualitas Citra

Kualitas citra bergantung pada desain karakteristik dari peralatan ultrasonik, jumlah variabel peralatan yang dipilih dan kemampuan pemosisian dari operator. Variabel peralatan dikontrol oleh operator termasuk frekuensi transducer, frekuensi pulsa transmisi, intensitas ultrasonik dan kurva TGC, dan yang lainnya. Pengukuran dari kualitas citra termasuk resolusi spatial, kontras resolusi, keseragaman citra dan karakteristik noise. Artifak citra adalah fenomena

umum yang dapat meningkatkan atau menurunkan nilai diagnosis dari citra ultrasonik.

#### **3.4.3.1 Resolusi Spasial**

Resolusi spasial ultrasonik mempunyai komponen dalam tiga arah yaitu : axial, lateral dan elevasional. Resolusi axial ditentukan oleh frekuensi gelombang ultrasonik dan faktor peredam dari transducer yang menentukan panjang pulsa spasial. Resolusi dalam arah axial adalah sama dengan  $\frac{1}{2}$  SPL, tidak bergantung pada kedalaman. Resolusi spasial dan lateral ditentukan oleh dimensi (lebar, tinggi) dari celah transducer, kedalaman dari objek, dan pemfokusan mekanik dan elektronik. Resolusi lateral dan axial di permukaan citra terlihat jelas ketika resolusi elevasional tegak lurus ke permukaan citra. Resolusi minimum pada arah lateral/ elevasional 3 – 5 kali lebih jelek daripada resolusi axial.

Resolusi elevasional adalah fungsi dari susunan transducer dan bergantung kepada kedalaman. Resolusi elevasional yang buruk terjadi posisi yang berdekatan dengan transducer, dan melebihi permukaan medan yang dekat atau jauh. Pemfokusan elevasional mungkin terjadi pada permukaan lensa akustik bersamaan dengan puncak elemen, yang dapat menghasilkan suatu area tertutup focal elevasional terhadap permukaan.

#### **3.4.3.2 Resolusi Kontras dan Noise**

Resolusi kontras bergantung pada beberapa faktor interrelasi. Perbedaan impedansi akustik memberikan kenaikan echo yang melukiskan batas jaringan dan arsitektur internal. Densitas dan ukuran penghambur jaringan atau organ sebagai medium penghambur menghasilkan suatu bentuk daerah yang dapat diamati. Dengan pemrosesan sinyal yang sesuai, perbedaan hasil atenuasi dalam skala gelap – terang dapat membedakan jumlah jaringan. Area dengan atenuasi tinggi atau rendah sering menghasilkan penambahan sinyal digital atau sinyal yang hilang, yang dapat dideteksi dan diidentifikasi pada citra. Resolusi kontras juga bergantung kepada resolusi spasial.

Kontras dibangkitkan oleh perbedaan amplitudo sinyal. Noise muncul karena penguatan elektronik dari sistem tapi kadang – kadang diinduksi oleh lingkungan sumber seperti fluktuasi tenaga listrik dan malfungsi peralatan seperti

elemen transducer yang berfungsi kurang baik. Noise yang rendah, gain amplifier yang tinggi rawan untuk resolusi kontras rendah yang optimal. Atenuasi eksponensial dari berkas ultrasonik membutuhkan TGC yang mereduksi kontras dan meningkatkan noise kedalaman. Pemrosesan citra yang secara khusus mereduksi noise seperti perataan resolusi spasial atau temporal, dapat meningkatkan rasio kontras – noise. Tenaga operasi yang rendah membutuhkan penguatan sinyal elektronik yang lebih tinggi untuk meningkatkan amplitudo echo yang kecil, dan hasil rasio kontras – noise lebih rendah.

### 3.4.3.3 Artifak

Artifak dapat disebabkan oleh mekanisme yang bervariasi. Misal, suara merambat dengan kecepatan yang berbeda, tidak hanya 1540m/sec nilai rata – rata untuk jaringan tipis.

Beberapa artifak yang umum yaitu:

#### 1. Refraksi

Refraksi merupakan suatu perubahan dalam arah pulsa ultrasonik yang ditransmisikan pada suatu batas dengan berkas datang yang tidak tegak lurus, ketika dua jaringan mempunyai perbedaan kecepatan suara, menyebabkan kesalahan penempatan posisi anatomis pada citra.

#### 2. Penambahan dan shadowing (penyamaran)

Shadowing adalah suatu distal area sinyal *hipointense* ke suatu objek atau permukaan dan disebabkan oleh objek dengan atenuasi yang tinggi atau pemantulan dari berkas yang datang. Atenuasi objek yang tinggi seperti tulang atau batu ginjal mereduksi intensitas berkas transmisi dan dapat menginduksi intensitas rendah pada citra. Penambahan distal terjadi pada objek yang mempunyai atenuasi ultrasonik yang sangat rendah seperti ruang yang berisi cairan. Hiperintensif sinyal muncul dari kenaikan suara transmisi oleh struktur tersebut.

#### 3. Gaung / gema

Artifak gaung / gema muncul dari perkalian echo yang dihasilkan antara dua pemisah ruang yang tertutup dan memantulkan energi ultrasonik bolak – balik selama pengakuisisian sinyal dan sebelum pulsa berikutnya. Echo gema

adalah manifestasi sebagai perkalian antar echo yang amplitudonya menurun akibat dipantulkan terus menerus oleh permukaan organ.

#### 4. Kecepatan perpindahan

Artifak kecepatan perpindahan disebabkan oleh pengvariasian kecepatan suara dari jaringan yang berbeda.

#### 5. Side lobe dan grating lobe

Side lobe adalah emisi dari energi ultrasonik yang terjadi dalam suatu arah sumbu yang kecil dari berkas utama dan muncul dari penyebaran dalam elemen orthogonal piezoelektrik ke berkas utama.

Grating lobe terjadi pada transducer multielemen, dan menghasilkan divisi dari suatu permukaan transducer yang halus menjadi elemen kecil dengan jumlah yang besar. Artifak grating lobe direduksi dengan menggunakan elemen ruang yang sangat tertutup dalam array transducer.

#### 6. Ambiguitas

Artifak ambiguitas dihasilkan ketika suatu frekuensi pengulangan pulsa yang tinggi (PRF) membatasi jumlah waktu yang digunakan untuk menerima echo selama periode pengulangan pulsa (PRP).

#### 7. Ketebalan slice

Ketebalan slice ditentukan oleh lebar berkas dari arah transducer yang tegak lurus ke permukaan citra dan lebih besar daripada lebar berkas pada permukaan citra.



## BAB. IV

### SIMULASI DAN EKSPERIMEN SISTEM PENCITRAAN ULTRASONIK

#### 4.1 Simulasi

Simulasi merupakan penggambaran suatu sistem atau proses dengan memperagakan atau menirukan (menyerupai) sesuatu yg besar dengan ukuran yang lebih kecil berupa model. Tujuan pembuatan simulasi adalah sebagai refleksi teori sebelum diterapkan pada dunia nyata. Pemodelan simulasi ultrasonik menggunakan persamaan fisika dan metode numerik untuk memprediksikan hasil dari suatu eksperimen. Penggunaan software pada simulasi, akan memungkinkan kemudahan dalam perubahan berbagai parameter yang mampu merubah hasil sesuai dengan yang diinginkan. Model yang dibuat akan digunakan untuk memprediksikan berbagai parameter fisika dalam percobaan yang akan dianalisa.

Di dalam tugas akhir ini, pada tahapan simulasi digunakan 2 program utama yaitu *COMSOL34 MULTIPHYSICS* dan *MATLAB R2007*. Program *COMSOL34 MULTIPHYSICS* digunakan untuk membuat simulasi awal jaringan untuk memperoleh data sinyal A-Mode berupa grafik sinyal dan data angka. Setelah diperoleh data dari *COMSOL34 MULTIPHYSICS*, maka data tersebut akan diolah menggunakan *MATLAB R2007* untuk memperoleh citra B-Mode.

##### 4.1.1 Simulasi Menggunakan *COMSOL34 MULTIPHYSICS*

Penyimulasian menggunakan program *COMSOL34 MULTIPHYSICS*, berlandaskan metoda elemen hingga. Persamaan gelombang metode elemen-hingga pada COMSOL yang menggambarkan perambatan gelombang dalam padatan elastik yaitu persamaan diferensial partial orde dua **Mode Wave Equation** pada *PDE Modes*

$$e_a \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} + d_a \frac{\partial u}{\partial t} + \nabla \cdot (-c \nabla u - \alpha u + \gamma) + \beta \cdot \nabla u + \alpha u = f$$

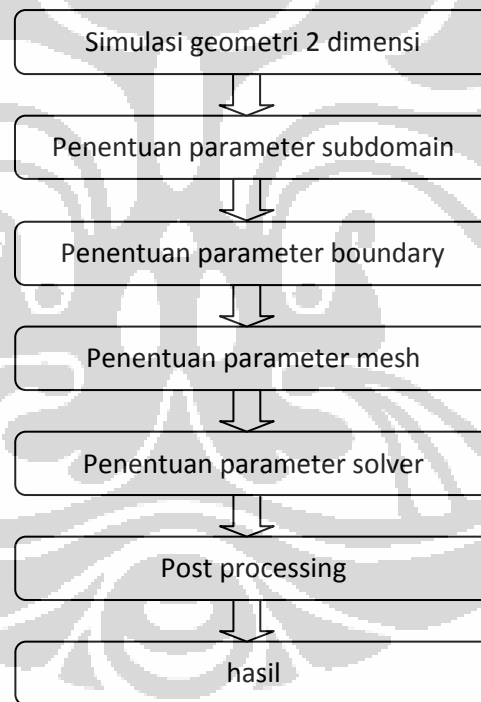
$u$  merupakan variabel single yang bebas dan merupakan suatu fungsi yang belum diketahui oleh COMSOL (9). Simulasi ini menganggap  $u$  merupakan suatu fungsi *displacement*/besarnya pergeseran suatu partikel pada medium perambatan.  $e_a$  :

matrix massa,  $d_a$  : koefisien redam,  $c$  : koefisien difusi,  $a$  : koefisien absorpsi,  $\beta$  : koefisien konveksi,  $f$  : *source term*.

Adapun tahapan simulasi *COMSOL34 MULTIPHYSICS* yaitu :

#### 1. Simulasi geometri 2 dimensi

Pada tahap ini, ditentukan konstanta, parameter fisika dan geometri objek yang akan disimulasikan. Parameter fisika dipilih pada tahap model navigator, parameter konstanta yang disimulasikan pada gambar 4.2 dan geometri objek yang disimulasikan dapat dilihat pada gambar 4.3 untuk simulasi tanpa keberadaan jaringan abnormal dan gambar 4.4 untuk geometri dengan adanya jaringan abnormal.



Gambar 4.1 . Alur simulasi COMSOL34 MULTIPHYSICS

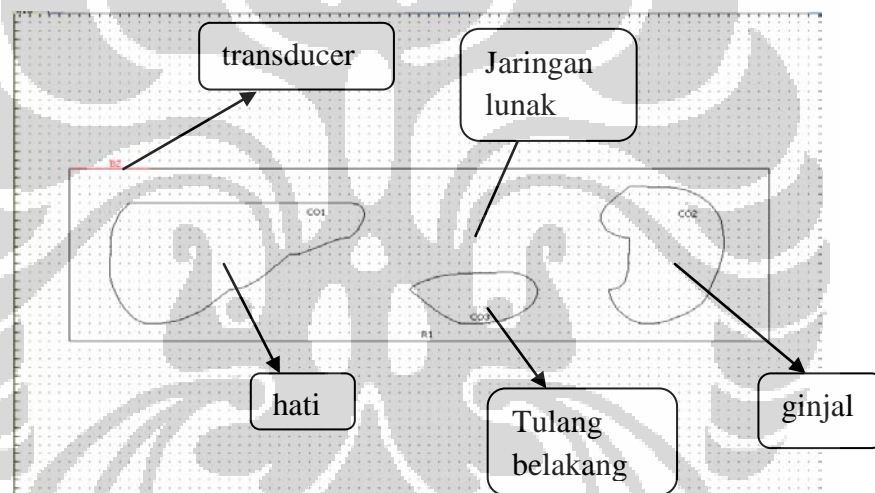
Pada *model navigator* dapat dipilih ruang dimensi dan model aplikasi yang ingin disimulasikan.

konstanta yang digunakan :

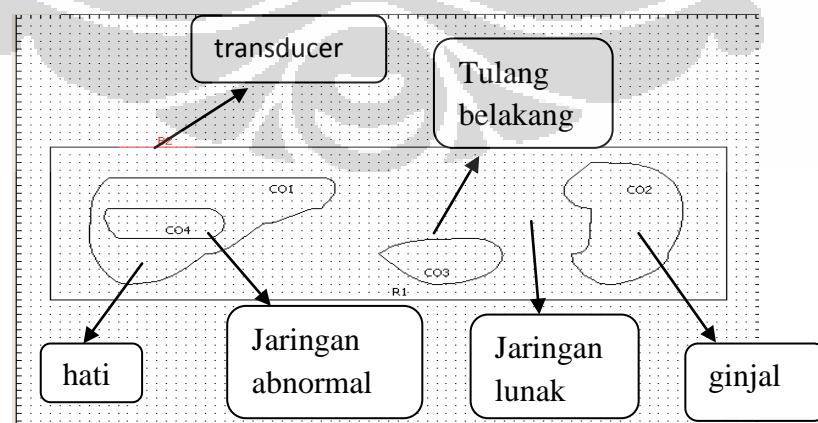
Constants			
Name	Expression	Value	Description
bw	1800000	1.8e6	
ft	5000000	5e6	
A	$(\log(2))^{0.5}/(\pi \cdot bw)$	1.47228e-7	
b	$1/(4 \cdot A^2)$	1.153345e13	
a	$2 \cdot \pi \cdot ft$	3.141593e7	
t0	0.5e-06	5e-7	

Gambar 4.2 Konstanta

Tabel konstanta ini bersifat umum untuk semua geometris dan subdomain. Konstanta dapat bergantung kepada konstanta yang lain dan dapat berupa fungsi matematika.



Gambar 4.3 Geometri objek tanpa jaringan abnormal



Gambar 4.4 Geometri objek dengan adanya jaringan abnormal

## 2. Penentuan parameter *subdomain*

Parameter *subdomain* menunjukkan karakter dari organ simulasi, yang didasarkan kepada organ yang sesungguhnya. Pada subdomain

dapat diatur dengan nilai yang berbeda-beda dengan beberapa tipe sebagai berikut :

- a. Koefisien : mendefinisikan persamaan diferensial parsial pada subdomain.
- b. Karakteristik material : mendefinisikan kasus fisika pada subdomain.

Persamaan gelombang ultrasonik di dalam medium ini merupakan PDE linier orde kedua bertipe Hiperbolik. Pada pengujian ultrasonik, gelombang yang diciptakan dari transduser akan bebas bergerak sehingga akan memenuhi persamaan gelombang homogen.

Persamaan *subdomain* pada medium adalah sbb

$$\rho_a \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \nabla \cdot (c \nabla u) = f$$

Data parameter *subdomain* yang digunakan ditentukan oleh nilai  $c$  tiap – tiap organ. Nilai  $c$  yang digunakan ditunjukkan pada tabel 4.1:

Medium	Kecepatan (m/s)
Jaringan lunak	1540
Hati	1555
Jaringan abnormal	2000
Tulang	4000
Ginjal	1565

Tabel 4.1 Konstanta  $c$  yang digunakan pada simulasi COMSOL

### 3. Penentuan parameter *boundary condition*

Setiap batas organ simulasi menunjukkan karakteristik organ simulasi. Karakteristik ini berupa kemampuan organ untuk memantulkan dan menyerap gelombang ultrasonik, sehingga gelombang ultrasonik dapat ditangkap oleh *transducer*. Pada penentuan *boundary condition* ini, karakteristik *transducer* dan gelombang ultrasonik yang digunakan juga ditentukan.

Parameter *boundary condition* yang digunakan pada tiap bidang batas (dapat dilihat pada gambar 4.5 ) :

- a. Pada bidang batas *transducer*

$$U(t) = \frac{A}{a\sqrt{\pi}} \times \exp\left(-\frac{1}{4a^2} \times (t - t_0)^2\right) \times \cos(2 \times \pi \times f_c \times t) \quad (4.1)$$

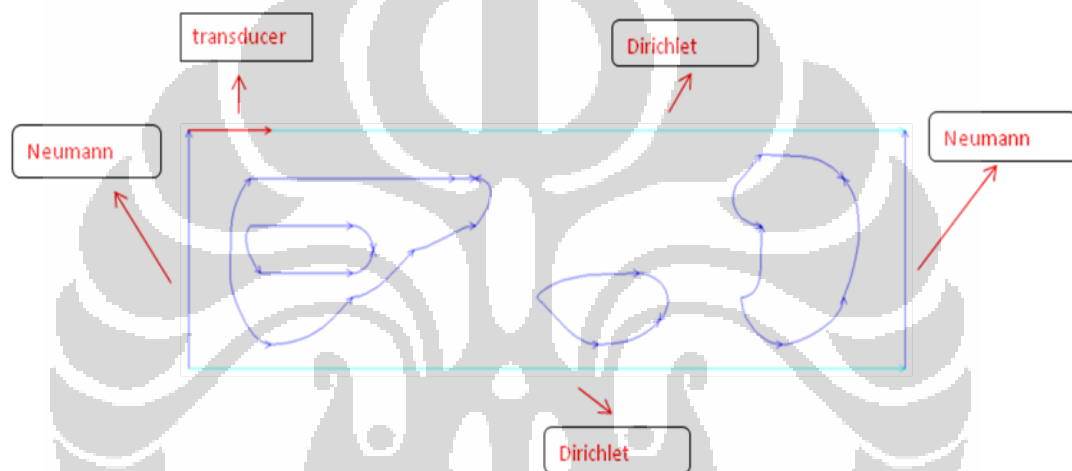
Dimana :  $a = \frac{\sqrt{\ln 2}}{\pi \times bw}$

$f_c$  = frekuensi pusat *transducer*

$bw$  = *bandwidth*

$t$  = waktu

$t_0$  = waktu titik puncak maksimum sinyal transmisi



Gambar 4.5 *Boundary condition* tiap batas jaringan

- b. Pada kedua sisi kiri dan kanan organ, *boundary condition*nya yaitu *Neumann boundary condition*. Kondisi Neumann menunjukkan kemampuan organ untuk menyerap energi ultrasonik yang dipancarkan. *Neumann boundary condition* syarat batasnya ditentukan oleh koefisien  $q$  dan  $g$  :

$$\mathbf{n} \cdot (c \nabla \mathbf{u}) + \mathbf{q} \cdot \mathbf{u} = \mathbf{g}$$

$q$  merupakan matrix  $n \times n$ , sedangkan  $g$  merupakan vektor  $n \times 1$ . Kondisi ini akan menspesifikasikan nilai dari turunan solusi pada suatu batas (*boundary*).

- c. Bidang batas yang lain yaitu *Dirichlet boundary condition*. Kondisi Dirichlet menunjukkan kemampuan organ untuk memantulkan gelombang ultrasonik yang diterima. *Dirichlet boundary condition* syarat batasnya ditentukan oleh nilai  $r$  :

$$\mathbf{h} \cdot \mathbf{u} = r$$

$h$  adalah faktor pemberat dengan nilai 1, sedangkan  $r$  adalah vektor  $n \times 1$  yang merupakan nilai dari  $u$ . kondisi ini menspesifikasikan nilai suatu solusi pada suatu batas (*boundary*).

#### 4. Penentuan parameter mesh

Parameter *mesh* merupakan bagian penting dari program ini. Pada parameter *mesh* inilah digunakan metode elemen batas dimana geometri objek dibagi menjadi bentuk yang sederhana (*triangular* atau *quadrilateral*) seperti ditunjukkan oleh gambar 4.6. Ukuran mesh dapat diatur sekecil apapun sesuai dengan kemampuan tingkat komputasi dari Komputer yang digunakan. Parameter *mesh* merupakan parameter yang menentukan kualitas gambar yang akan dihasilkan. Jika *mesh* yang diberikan semakin kecil maka gambar yang akan dihasilkan akan semakin akurat atau resolusi gambarnya semakin tinggi.

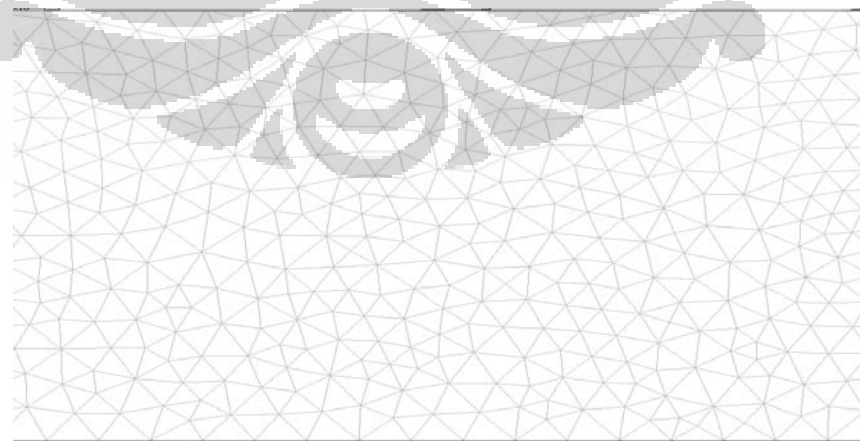
Parameter mesh yang digunakan :

Tipe mesh : *extremely fine*

Ukuran maksimum elemen *mesh* =  $1/6 \times \lambda$

Pada simulasi ini  $\lambda$  yang digunakan yaitu

$$\lambda = c/f = 1540/3000000 = 5,13 \times 10^{-4} \text{ m}$$



Gambar 4.6 Geometri mesh objek

#### 5. Penentuan parameter *solver*

Pada COMSOL Multiphysics memiliki beberapa *Solver* yang disesuaikan dengan kasus yang akan diselesaikan. Kasus yang

digunakan pada pemodelan adalah bergantung terhadap waktu (*time-dependent*). Oleh karena itu digunakan *Time-dependent Solver*. Waktu ini menunjukkan perjalanan gelombang ultrasonik yang dipancarkan *transmitter* sampai gelombang ultrasonik diterima *receiver*.

Dan *time steps* yang digunakan adalah waktu yang dibutuhkan gelombang merambat sejauh  $h$ .  $h$  adalah ukuran dari *mesh*. Dikarenakan  $\Delta t$  yang begitu kecilnya mengakibatkan ketidakmampuan dari komputer yang digunakan untuk melakukan *solving solution problem*.

Parameter *solver* yang digunakan : 0: 0.1e-05:10e-05 detik.

#### 6. Postprocessing

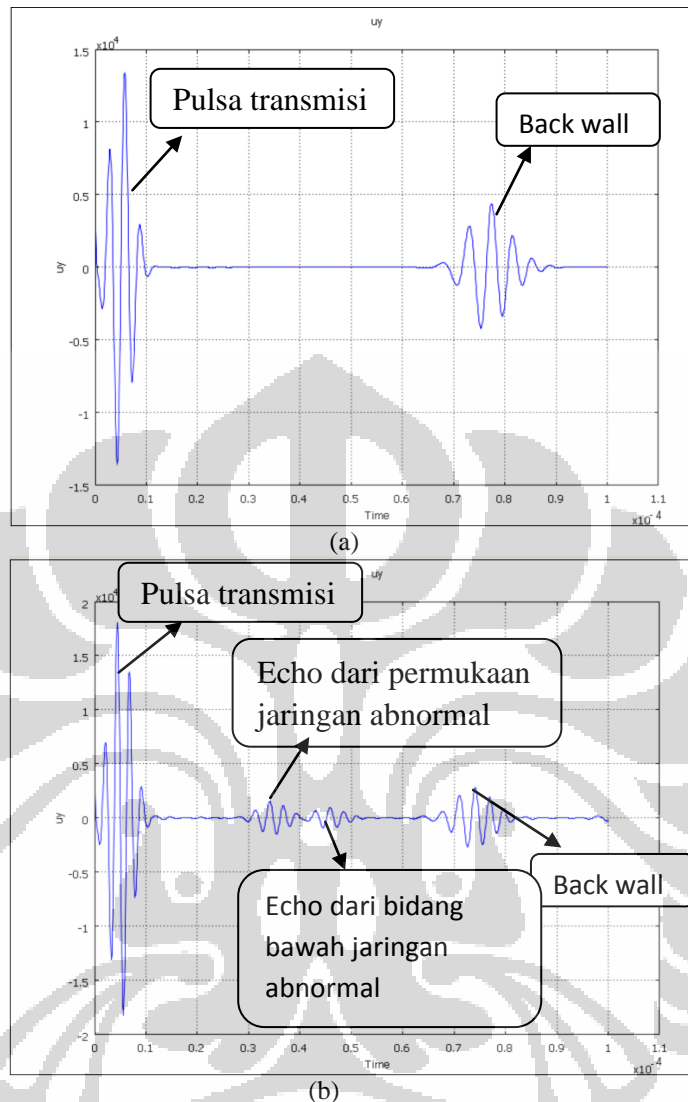
Pada proses inilah didapatkan data yang diinginkan. Dengan menggunakan bagian program *cross section* parameter. Parameter untuk pengambilan data yaitu parameter  $u_y$  yang memperlihatkan besar intensitas gelombang ultrasonik yang ditangkap *receiver*.

#### 7. Hasil

Dari proses *postprocessing*, diperoleh data yang diinginkan. Contoh data yang diperoleh untuk tiap titik yaitu :

Contoh sinyal intensitas terhadap waktu dapat dilihat pada gambar 4.7 (a) dan 4.7 (b).

Setelah diperoleh sinyal diatas, maka sinyal tersebut datanya disimpan dalam bentuk file – ASCII – atau data file (.txt) , yang selanjutnya data tersebut digunakan untuk menampilkan citra di MATLAB.

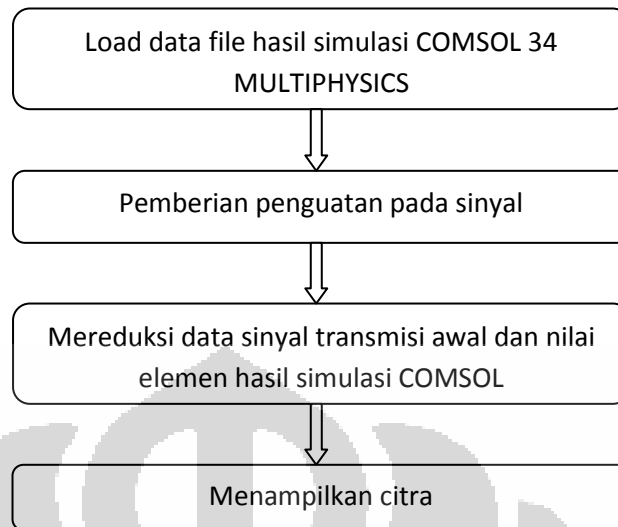


Gambar 4.7 (a) hasil sinyal untuk tidak ada jaringan abnormal ;  
(b) hasil sinyal ada jaringan abnormal.

#### 4.1.2 Pemrosesan Sinyal Menggunakan Program MATLAB R2007

Program Matlab digunakan untuk merekonstruksi data – data yang diperoleh dari simulasi *COMSOL34 MULTIPHYSICS* untuk selanjutnya ditampilkan dalam bentuk citra. Tahapan simulasi yang dilakukan menggunakan MATLAB R2007 dapat dilihat pada gambar 4.8 dimana detail dari tiap – tiap tahapan yang dilakukan dapat dilihat dilampiran 2.





Gambar 4.8 simulasi MATLAB R2007

Tahapan – tahapan pada simulasi menggunakan Matlab yaitu :

1. Load data file COMSOL34 MULTIPHYSICS

Tahap ini bertujuan untuk membuka data dari simulasi COMSOL34 MULTIPHYSICS yang telah disimpan dalam bentuk file .txt.

2. Mereduksi data sinyal transmisi

Mereduksi data sinyal ini bertujuan untuk menghilangkan sinyal transmisi yang muncul di awal sinyal A-Mode, sehingga jika sinyal A-Mode dicitrakan, sinyal transmisi tidak ikut serta dalam citra yang dihasilkan.

3. Penguatan pada sinyal bertujuan untuk memperkuat sinyal echo yang diterima transducer. Sinyal echo perlu dikuatkan karena, sinyal echo yang diterima oleh transducer akan semakin kecil seiring dengan semakin jauhnya jarak dari permukaan transducer. Penguatan sinyal yang diberikan berupa penguatan eksponensial.

$$P(t) = A_0 \times (1 - \exp(-\alpha t)) \quad (4.2)$$

Dimana:  $P(t)$  = penguatan;

$A_0$  = konstanta yang bernilai 1;

$\alpha$  = penguat untuk tiap – tiap sinyal;

Dimana nilai alfa untuk setiap sinyal, berbeda – beda tergantung kepada besarnya sinyal echo yang diterima receiver.

$t$  = waktu penguatan.

Dalam praktek yang sebenarnya, penguatan ini diatur secara otomatis oleh penguat sistem ultrasonik seperti yang telah dijelaskan pada subbab 3.2 sistem pencitraan menggunakan gelombang ultrasonik pada bagian penerima (receiver). Pada eksperimen yang dilakukan, penguatan telah diatur di pulsa generator, sehingga sinyal echo yang keluar dari osiloskop terlihat lebih besar.

#### 4. Menampilkan citra

Pada tahapan inilah diperoleh citra B-Mode dengan menggunakan data Intensitas terhadap waktu yang telah diperoleh dengan simulasi COMSOL34 MULTIPHYSICS dengan menggunakan parameter Uy.

## 4.2 Eksperimen

### 4.2.1 Peralatan yang digunakan

Eksperimen yang dilakukan menggunakan peralatan sebagai berikut:

#### 1. Transducer

Transducer yang digunakan dalam eksperimen ini adalah transducer kontak dan transducer dual elemen. Transducer kontak digunakan untuk pemeriksaan kontak langsung, dan biasanya digerakkan dengan



tangan. Transducer ini memiliki elemen yang dilindungi dalam casing untuk menahan pergeseran kontak dengan berbagai bahan.

Gambar 4.9 Transducer transducer ini memiliki desain ergonomik sehingga mereka mudah untuk dipegang dan bergerak di sepanjang permukaan. Transducer dual elemen adalah transducer yang pengtransmisi dan penerima gelombang suara berada dalam satu rumah. Dalam melakukan eksperimen ini, medium dilapisi oleh

couplant yang berguna untuk meningkatkan kinerja transducer. couplant ini berfungsi sebagai lapisan penahan udara. Lapisan penahan udara yaitu lapisan yang mencegah udara berada antara transducer dan medium. Udara tidak diinginkan berada antara transducer dan medium karena udara akan memantulkan semua gelombang ultrasonik yang ditransmisikan sehingga tidak ada gelombang ultrasonik yang diteruskan. Walaupun ada gelombang ultrasonik yang diteruskan, intensitasnya sangat kecil.

Pada eksperimen ini, transducer yang digunakan berdiameter 1 cm dengan panjang 8 cm ( keterangan dapat dilihat pada lampiran 3) diperlihatkan oleh gambar 4.9.

## 2. Pulsa generator

Pulsa generator merupakan suatu sirkuit internal peralatan elektronik yang digunakan untuk menghasilkan pulsa. Pulsa generator sederhana biasanya mengontrol tingkat pengulangan pulsa (frekuensi), lebar pulsa, keterlambatan terhadap internal atau eksternal dan memicu tinggi dan rendah tingkat tegangan pulsa.



Gambar 4.10 Pulsa generator

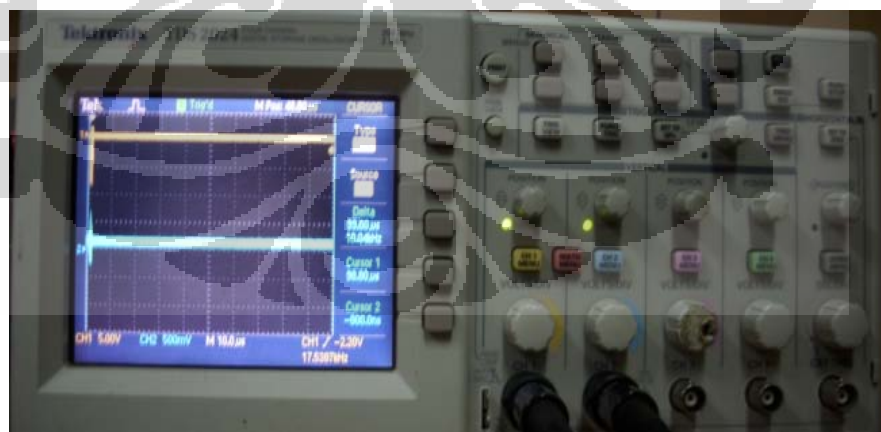
Pulsa generator yang lebih canggih dapat mengontrol waktu pulsa diterima transducer dan waktu pulsa ditransmisikan oleh transducer. Pulsa generator dapat menggunakan teknik digital, analog teknik, atau kombinasi dari kedua teknik untuk membentuk pulsa keluaran. Misalnya, rata – rata pengulangan pulsa dan durasi pengulangan dapat dikontrol secara digital tetapi amplitudo dan naik

turunnya pulsa dapat ditentukan oleh rangkaian analog dalam tahap keluaran dari generator pulsa.

Pada eksperimen yang dilakukan, generator pulsa (gambar 4.10) juga memberikan penguatan pada pulsa yang ditransmisikan, sehingga pulsa yang dipantulkan oleh medium yang diamati, terlihat lebih jelas pada osiloskop.

### 3. Osiloskop

Osiloskop adalah alat ukur besaran listrik yang dapat memetakan sinyal listrik. Dengan osiloskop kita dapat mengamati tegangan AC atau DC, frekuensi, fasa dan berbagai bentuk gelombang. Pada kebanyakan aplikasi, grafik yang ditampilkan memperlihatkan bagaimana sinyal berubah terhadap waktu. Pada osiloskop, sumbu vertikal(Y) merepresentasikan tegangan V, pada sumbu horisontal(X) menunjukkan besaran waktu t. Layar osiloskop dibagi atas 8 kotak skala besar dalam arah vertikal dan 10 kotak dalam arah horizontal. Tiap kotak dibuat skala yang lebih kecil. Sejumlah tombol pada osiloskop digunakan untuk mengubah nilai skala-skala tersebut.



Gambar 4.11 Osiloskop

Pada eksperimen ini, osiloskop digunakan untuk memperoleh informasi waktu. Informasi waktu ini menunjukkan waktu munculnya echo dari waktu pertama kali gelombang ultrasonik ditransmisikan. Osiloskop yang digunakan pada eksperimen ini dapat dilihat pada gambar 4.11, yaitu osiloskop Tetronix TDS 2024.

#### 4.2.2 Bahan yang digunakan

Pada eksperimen ini, bahan yang digunakan sebagai pemodelan dari jaringan tubuh adalah :

1. Medium 1 adalah medium agar – agar. Ukuran medium agar – agar yang digunakan pada eksperimen ada dua yaitu :



- a. Agar – agar tanpa ada tambahan hati + karet memiliki ketebalan 3.8 cm (gambar 4.12).
- b. Medium agar – agar + hati sapi dan karet memiliki ketebalan 2,4 Medium agar – agar ini dimodelkan sebagai jaringan lunak. Dari

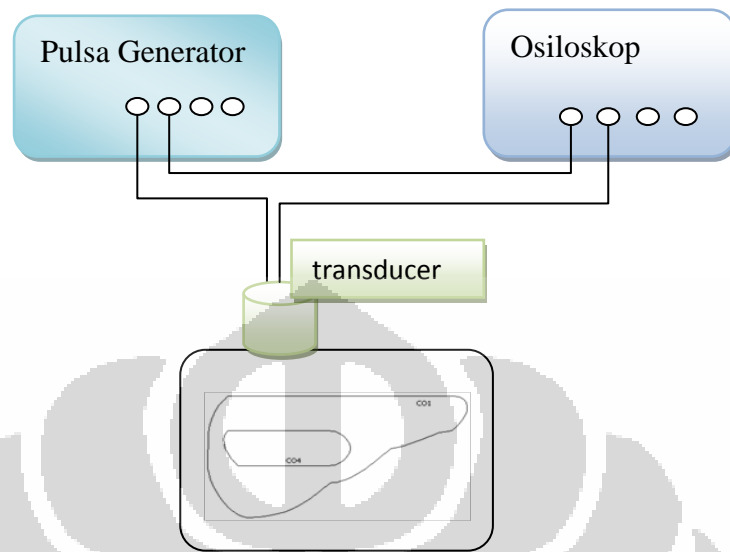
Gambar 4.12 medium agar–agar eksperimen yang dilakukan dengan menggunakan agar – agar tanpa ada tambahan medium lain, diperoleh  $\Delta t$  antara echo dengan sinyal transmisi awal yaitu = 50,8  $\mu s$ . dengan menggunakan data ini dapat dihitung besar kecepatan dari medium agar – agar tersebut sebesar :

$$v = \frac{x}{\Delta t} = \frac{3.8 \times 10^{-2} m}{50.8 \times 10^{-6} s} = 1500 m / s$$

Dimana nilai  $v$  yang diperoleh hampir mendekati nilai kecepatan ultrasonik pada jaringan lunak sebesar 1540 m/s.

2. Medium 2 adalah hati sapi dengan ketebalan 1.1 cm
3. Medium 3 adalah karet dengan panjang = 2,5 cm ; lebar = 1,4 cm; dan tinggi = 0.3 cm. karet ini disusupi ke dalam hati sapi. Karet ini dimisalkan sebagai jaringan abnormal tubuh. Karet memiliki kecepatan gelombang ultrasonik sebesar 2286m/s. kecepatan ini hampir mendekati kecepatan jaringan abnormal yang digunakan pada simulasi yaitu : 2000m/s.

### 4.2.3 Prosedur Eksperimen



Gambar 4.13 Skematik eksperimen yang dilakukan

Eksperimen yang dilakukan bertujuan untuk memunculkan sinyal echo pada osiloskop. Pulsa generator akan menghasilkan gelombang pulsa dengan frekuensi  $4,9 \pm 0,1$  MHz. Pulsa yang dihasilkan oleh pulsa generator akan ditransmisikan oleh transducer ke medium yang telah dilapisi oleh couplant. Pulsa yang ditransmisikan akan merambat di dalam medium dan pada saat pulsa bertumbukan dengan jaringan tubuh yang memiliki sifat akustik, pulsa tersebut akan dipantulkan (echo) dimana pantulan pulsa akan ditangkap oleh receiver. Echo yang ditangkap oleh receiver ditampilkan pada osiloskop yang telah dihubungkan dengan receiver dan pulsa generator. Pada osiloskop akan ditampilkan posisi echo yang dipantulkan dan waktu kemunculan echo. Skematik eksperimen yang dilakukan dapat dilihat pada gambar 4.13.

## **BAB. V**

### **Hasil dan Analisa**

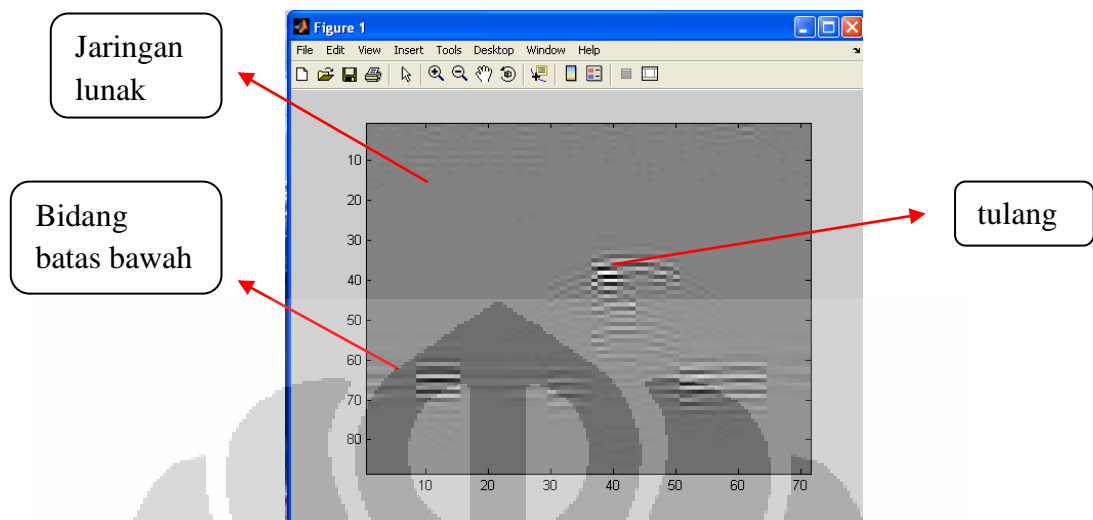
#### **5.1 Analisa Citra Berdasarkan Geometri organ**

Geometri organ merupakan gambaran penting dalam simulasi yang menggambarkan keadaan sebenarnya dari kondisi yang akan diamati. Pada simulasi ini, jika dibandingkan hasil citra yang diperoleh dengan geometri awal simulasi terdapat perbedaan jumlah organ. Pada citra yang tidak ada jaringan abnormalnya, jumlah organ yang diperoleh hanya memperlihatkan 1 organ yaitu tulang (seperti yang diperlihatkan oleh gambar 5.1) sedangkan pada citra yang memiliki jaringan abnormal (diperlihatkan oleh gambar 5.2) organ yang terlihat ada 2 yaitu tulang dan jaringan abnormal itu sendiri. Hal ini diakibatkan karena perbedaan nilai  $c$  antara tulang dengan jaringan lunak, dan jaringan abnormal dengan hati cukup besar, sedangkan perbedaan nilai  $c$  antara jaringan lunak dengan hati, dan jaringan lunak dengan ginjal sangat kecil.

Perbedaan nilai  $c$  mengakibatkan perbedaan besarnya gelombang ultrasonik yang dipantulkan. Jika perbedaan nilai  $c$  besar, maka gelombang ultrasonik yang dipantulkan cukup besar untuk ditangkap receiver, sedangkan jika perbedaan nilai  $c$  kecil maka gelombang ultrasonik yang dipantulkan sangat kecil untuk ditangkap receiver. Nilai  $c$  menentukan besar kecilnya sinyal echo yang dipantulkan. Hal ini dikarenakan hubungan antara nilai  $c$  dengan nilai impedansi akustik dari suatu organ (pada persamaan 3.16). Perbedaan impedansi akustik yang cukup besar antara kedua jaringan akan menyebabkan perbedaan koefisien pantulan yang cukup besar (dapat dilihat pada persamaan 3.18), sehingga echo akan semakin besar. Hal inilah yang menyebabkan hati dan ginjal tidak terlihat pada citra. Data nilai  $c$  dari masing – masing organ dapat dilihat pada tabel 4.1.

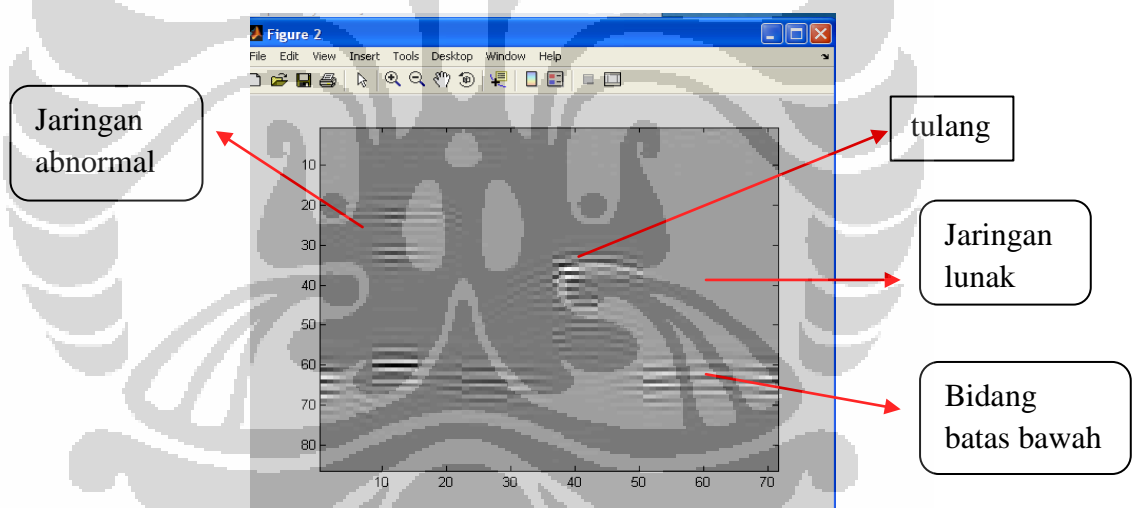
Citra yang dihasilkan setelah dicitrakan pada Matlab untuk geometri yang memiliki jaringan abnormal dan yang tidak memiliki jaringan yang abnormal dapat dilihat pada gambar 5.1 dan gambar 5.2 dibawah ini.

### 1. Tidak ada jaringan abnormal



Gambar 5.1 Citra tanpa ada jaringan abnormal

### 2. Ada jaringan abnormal



Gambar 5.2 Citra dengan jaringan abnormal

## 5.2 Analisa Citra Berdasarkan Pengaruh Transducer

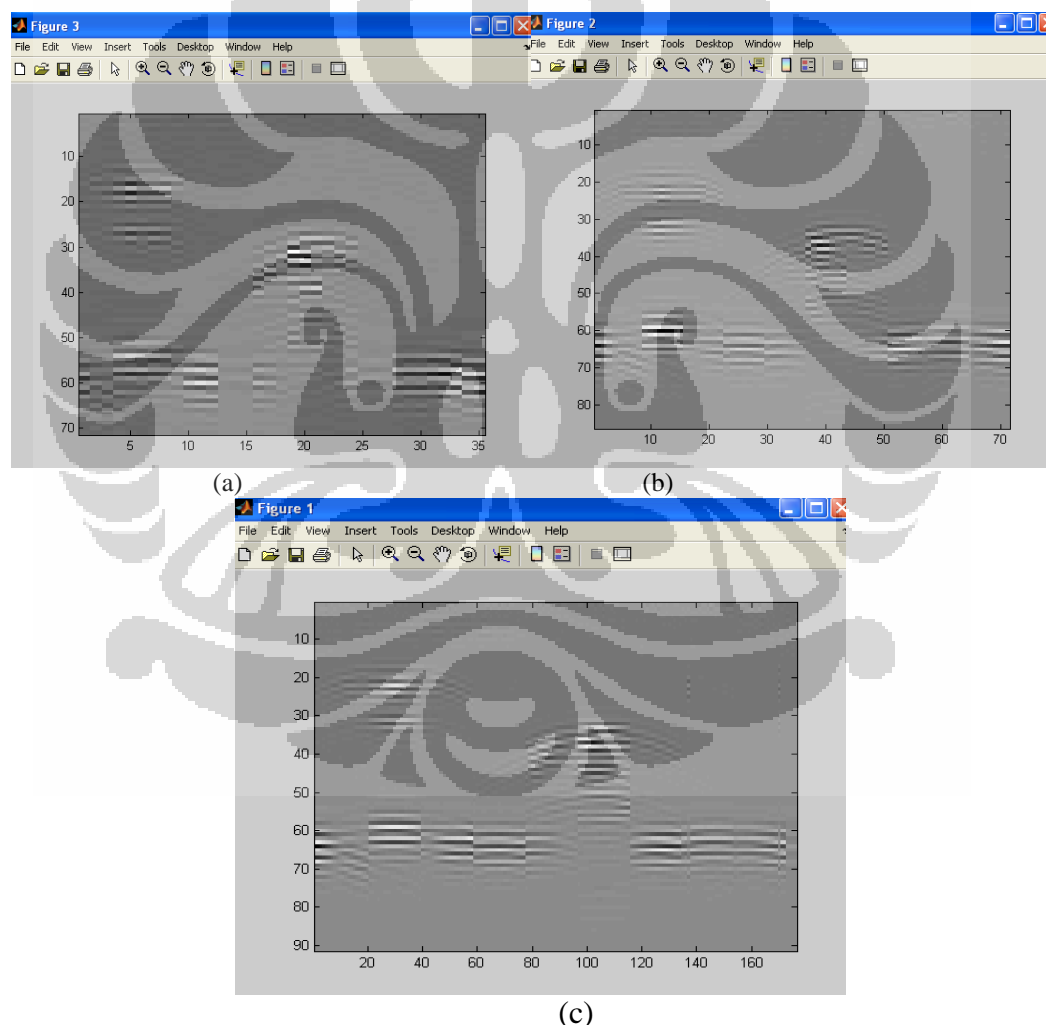
### 5.2.1 Berdasarkan besar grid transducer pada simulasi COMSOL

Grid transducer mempengaruhi banyak data yang akan diambil pada simulasi COMSOL. Besarnya grid transducer akan berpengaruh kepada besar dan jumlah pixel dari citra.

Jumlah pixel per satuan panjang citra ini dikenal sebagai resolusi spasial. Sehingga semakin besar grid maka resolusi spasial dari citra yang dihasilkan semakin tidak baik. Hal ini dikarenakan, jika grid transducer besar maka data



jumlah titik – titik untuk memperoleh data semakin sedikit sehingga apabila data dicitrakan akan mempunyai ukuran pixel yang besar dan jumlah pixel yang sedikit. Sedangkan jika grid transducer pada simulasi COMSOL lebih kecil, data yang diperoleh akan lebih banyak dan data diambil pada jarak yang lebih kecil, sehingga informasi yang diperoleh lebih akurat dimana ukuran pixelnya kecil dan jumlah pixelnya per satuan panjang semakin banyak dibandingkan dengan transducer yang bergrid lebih besar. Misal: panjang transducer 1cm, jika grid transducer  $1\text{e-}03\text{cm}$  maka data yang diperoleh berjumlah 1000. Namun jika grid transducer besarnya  $5\text{e-}03$  maka data yang diperoleh berjumlah 200.



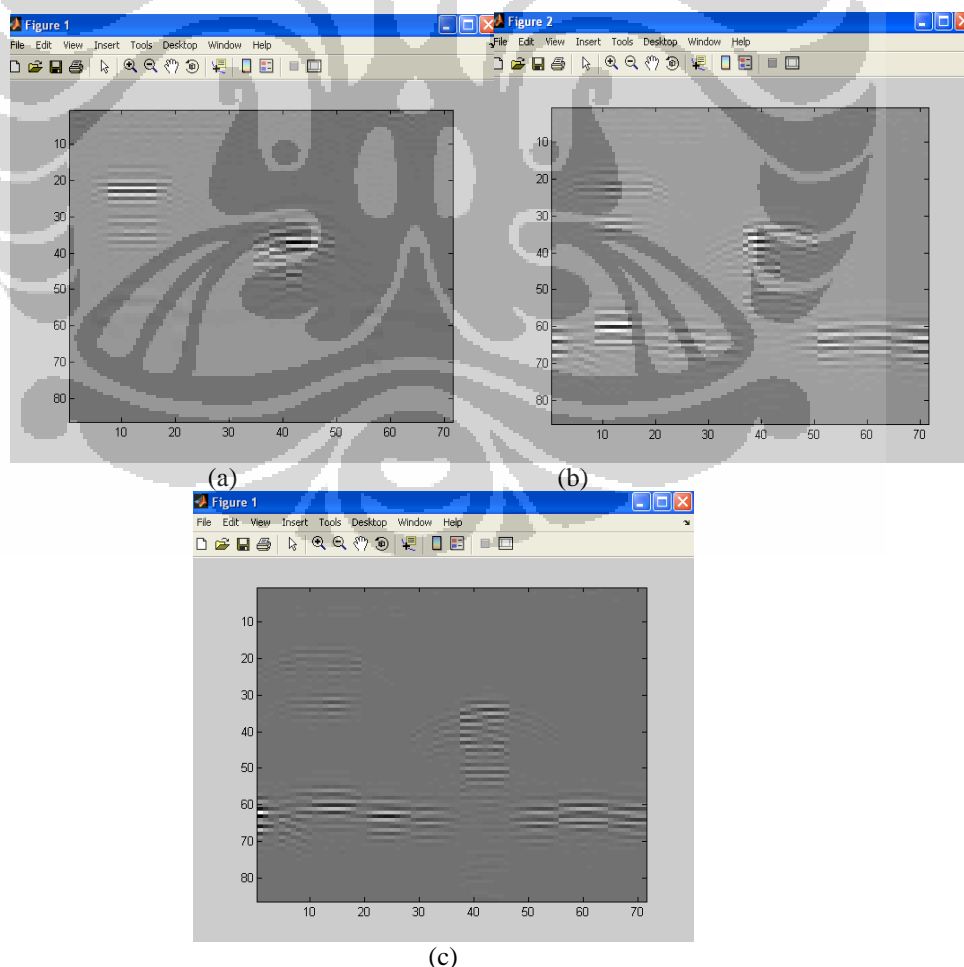
Gambar 5.3 Variasi citra berdasarkan perbedaan grid transducer di COMSOL: (a) grid  $5\text{e-}03$  ; (b) grid  $2.5\text{e-}03$  ; (c) grid  $1\text{e-}03$

Keakuratan data yang diperoleh ini akan berdampak pada meningkatnya kualitas citra, atau dengan kata lain resolusi spasialnya lebih meningkat, seperti yang

diperlihatkan oleh gambar 5.3, yang menunjukkan citra dari variasi grid transducer dengan panjang transducer sama.

### 5.2.1 Berdasarkan panjang transducer

Setelah mengetahui pengaruh besar grid, ternyata lebar atau panjang transducer juga mempengaruhi citra. Jika dilihat pada gambar 5.4, dengan ukuran transducer yang kecil kedalaman yang dapat dijangkau oleh gelombang suara semakin kecil. Ini terlihat dari gambar 5.4 (a) dimana pantulan dari back wall tidak terlihat dibandingkan citra pada gambar 5.4 (b) dan (c). Lebar atau panjang transducer mempengaruhi resolusi lateral dari citra. Resolusi lateral merupakan kemampuan untuk mendeteksi dua pemantul sisi per sisi dan tegak lurus terhadap gelombang ultrasonik. Resolusi lateral berpengaruh kepada lebar transducer sebagai pemancar gelombang ultrasonik karena berkaitan dengan sistem gain.



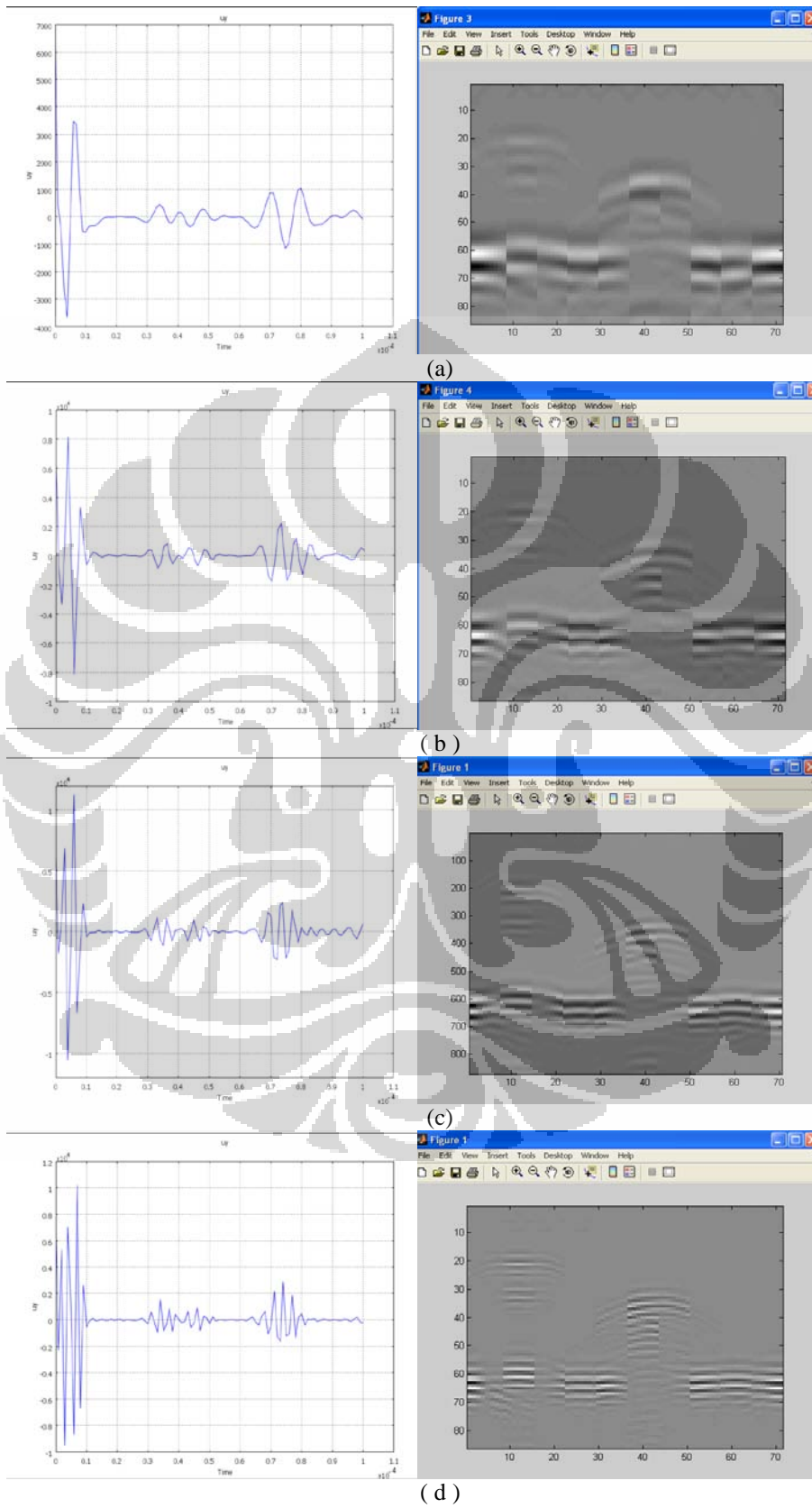
Gambar 5.4 Variasi citra berdasarkan perbedaan panjang transducer :  
(a) 1 cm ; (b) 2 cm ; (c) 2.5 cm

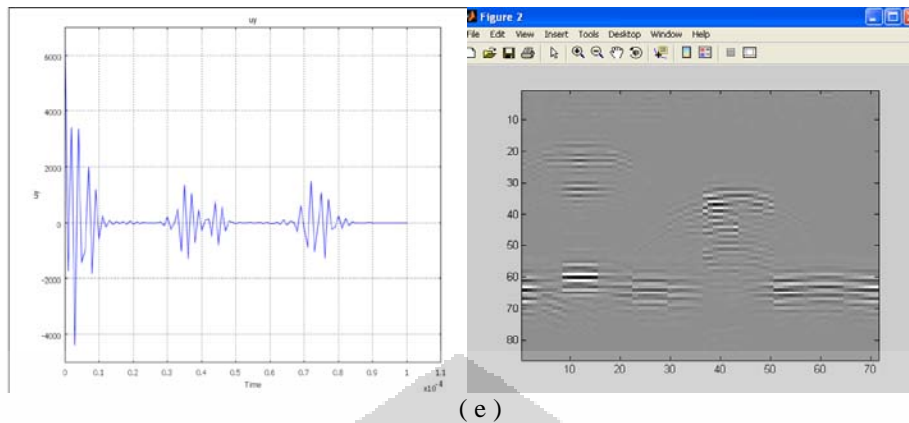
### 5.3 Analisa Citra Berdasarkan Pengaruh Nilai Frekuensi

Frekuensi secara langsung berpengaruh kepada sinyal A – Mode yang dihasilkan. Seperti dilihat pada gambar 5.5. dari gambar tersebut, jika dibandingkan antara frekuensi terendah sampai frekuensi tertinggi yaitu dari frekuensi 1 MHz – 5 MHz, maka sinyal yang terlihat jelas tiap – tiap puncak echonya yaitu pada frekuensi 5 MHz. Karena tiap – tiap echo menunjukkan kedalaman tiap batas jaringan maka dapat diperoleh informasi mengenai organ yang normal dan abnormal yang lebih jelas. Sehingga jika informasi tersebut dicitrakan akan terlihat citra yang lebih jelas. Transducer dengan frekuensi yang lebih tinggi mempunyai resolusi axial yang lebih baik. Citra yang diperoleh akan sangat membantu dalam mendiagnosis kelainan.

Jika mengacu kepada persamaan 3.5, frekuensi akan berpengaruh dalam menentukan besar intensitas gelombang ultrasonik. Semakin besar frekuensi yang diberikan maka intensitas gelombang ultrasonik yang dihasilkan akan semakin besar pula. Dengan meningkatnya intensitas gelombang ultrasonik yang ditransmisikan maka semakin besar pula intensitas gelombang echo yang akan dipantulkan oleh organ yang diamati. Intensitas gelombang ultrasonik yang besar memungkinkan mendeteksi bagian – bagian yang lebih kecil sehingga peningkatan intensitas echo yang diterima receiver akan memperjelas informasi atau detail organ yang diamati.

Selain itu kenaikan frekuensi juga memperpanjang daerah jangkauan yang gelombang ultrasoniknya terfokus. Ini akan mempersempit daerah hamburan gelombang ultrasonik. Jadi semakin tinggi frekuensi maka citra yang akan dihasilkan akan semakin akurat dan jelas, seperti yang diperlihatkan oleh gambar 5.5 dimana pada frekuensi 1 MHz (gambar 5.6 (a)), belum terlihat jelas batasan organ abnormal, dibandingkan frekuensi 5MHz ( gambar 5.8 (e))



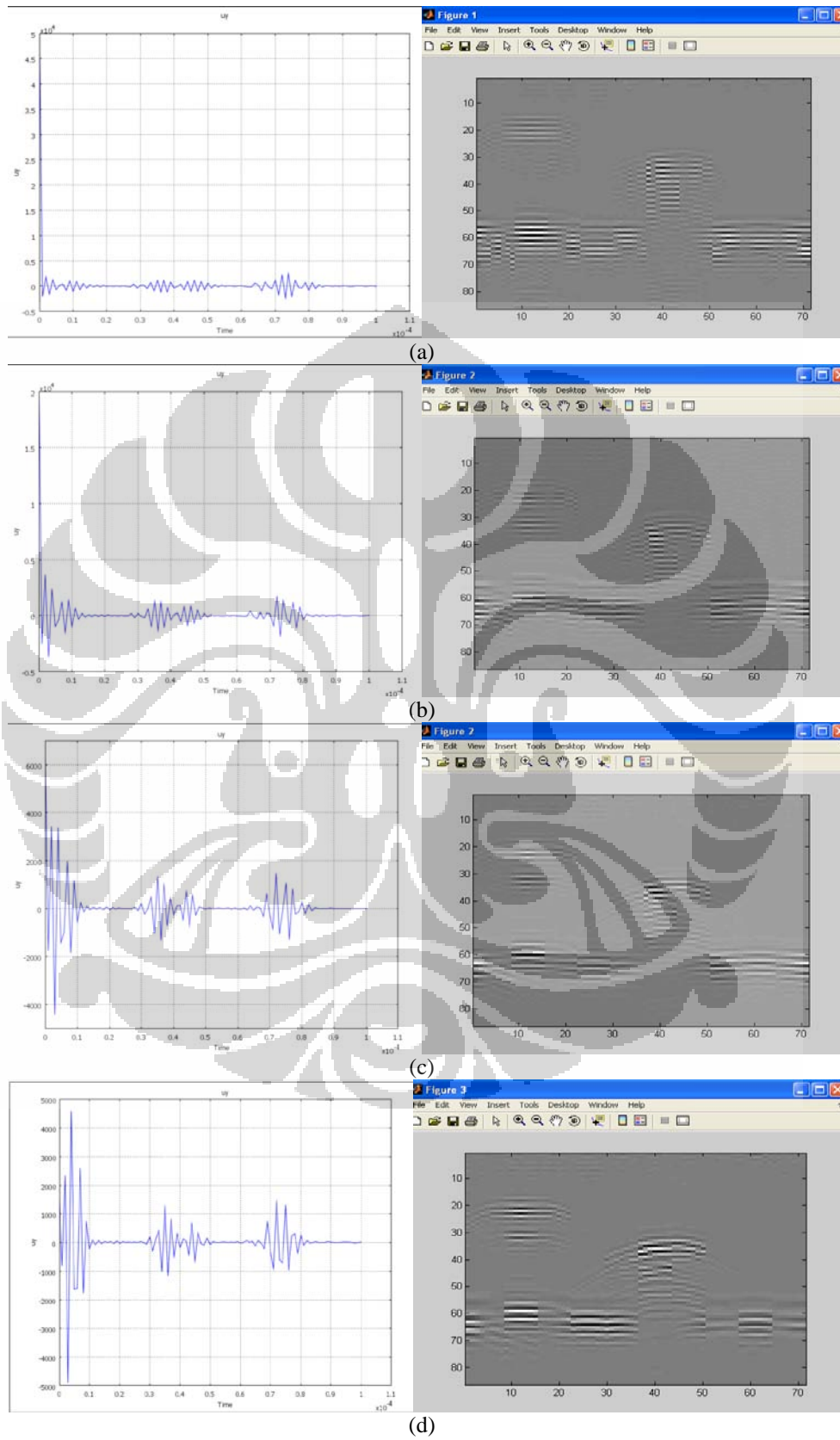


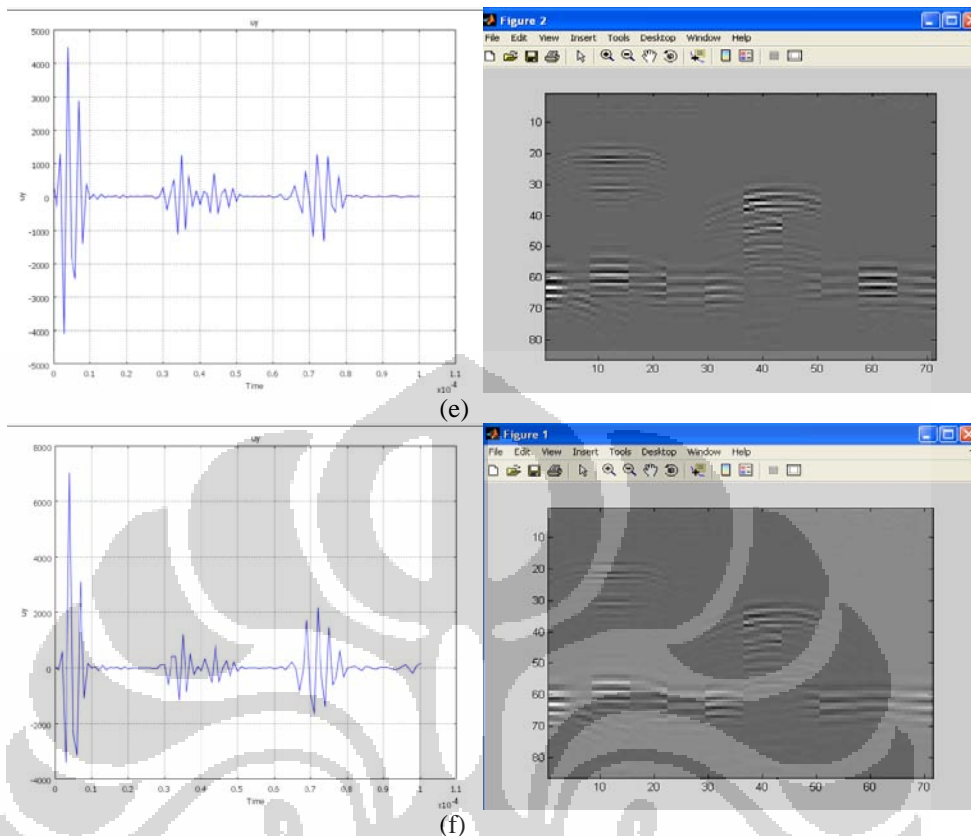
Gambar 5.5 Hasil sinyal dan citra berdasarkan variasi frekuensi transducer : (a) 1 MHz ; (b) 2 MHz; (c) 3 MHz ; (d) 4 MHz ; (e) 5 MHz

#### 5.4 Analisa Citra Berdasarkan Pengaruh Nilai Frekuensi Bandwidth

Bandwidth merupakan salah satu parameter yang penting dalam menghasilkan sinyal. Bandwidth memperlihatkan lebar pulsa sinyal yang dihasilkan. Pengaruh bandwidth pada sinyal yang dihasilkan adalah semakin besar bandwidth maka lebar pulsa akan semakin kecil. Lebar pulsa ini berpengaruh kepada jarak pemisah antara pemantul. Pada gambar 5.6 sinyal yang memiliki bandwidth 1 Mhz (gambar 5.6(a)) hanya memiliki 2 nilai echo yang berasal dari organ pemantul dan satu lagi dari pantulan dinding bawah ( *back wall*). Sedangkan untuk bandwidth yang semakin besar terapat 3 nilai echo dimana, yang satu berasal dari dinding bawah ( *back wall*) dan 2 lagi berasal dari jaringan abnormal. Dari simulasi yang dilakukan nilai bandwidth yang lebih baik bernilai 1.8MHz (gambar 5.6(c)) karena dua puncak echo yang berasal dari jaringan abnormal bernilai hampir sama dibandingkan dengan echo yang menggunakan frekuensi bandwidth yang lain. Karena besarnya bandwidth berpengaruh kepada sinyal, maka juga akan berpengaruh kepada citra. Peningkatan nilai bandwidth akan meningkatkan nilai resolusi axial citra. Seperti terlihat pada gambar 5.6.

Pada gambar 5.6 di bawah ini diperlihatkan sinyal dan citra yang diperoleh.





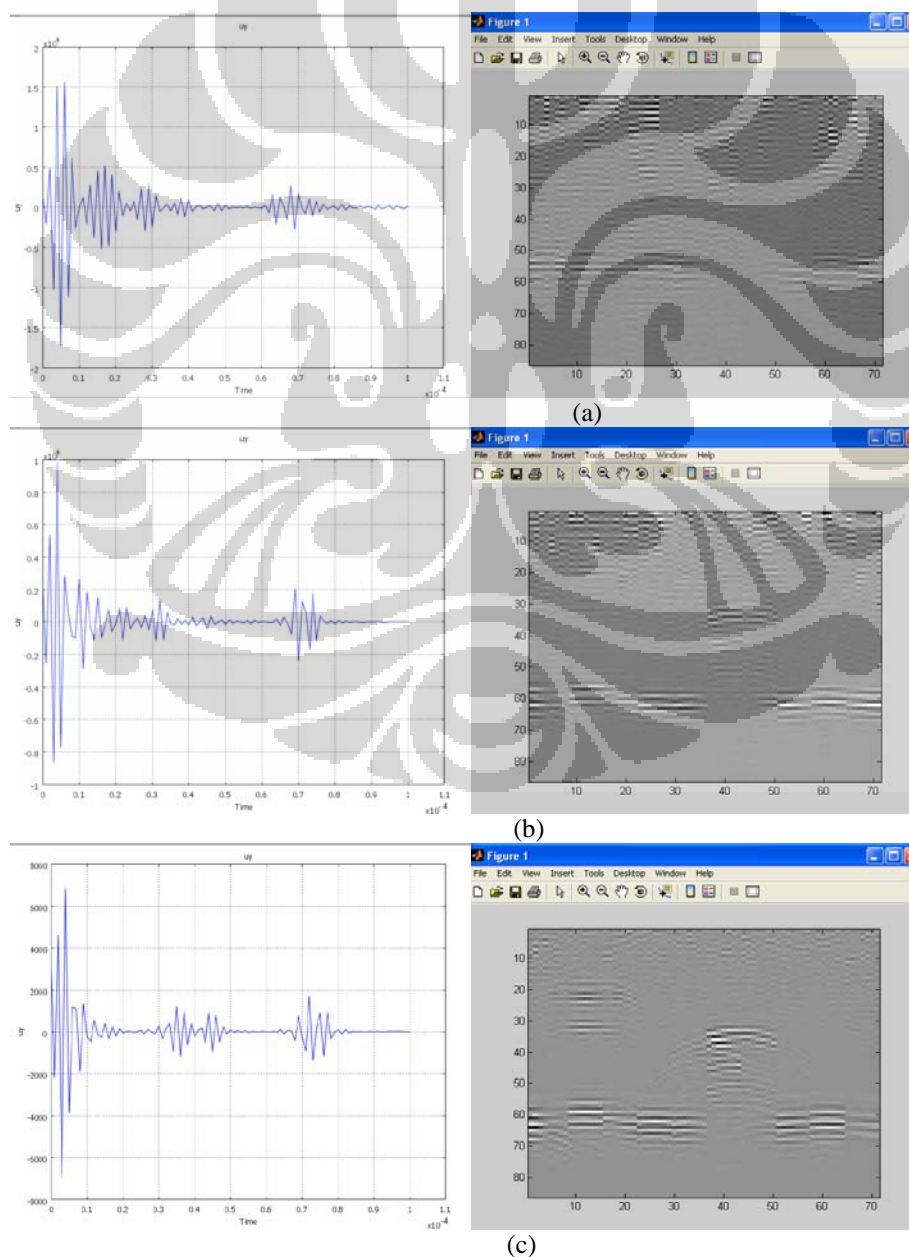
Gambar 5.6 Hasil citra berdasarkan variasi frekuensi bandwidth:  
(a) 1 MHz ; (b) 1.4 MHz; (c) 1.8 MHz ; (d) 2.2 MHz ; (e) 2.6 MHz ;  
(f) 3MHz

### 5.5 Analisa Citra Berdasarkan Pengaruh Nilai Mesh

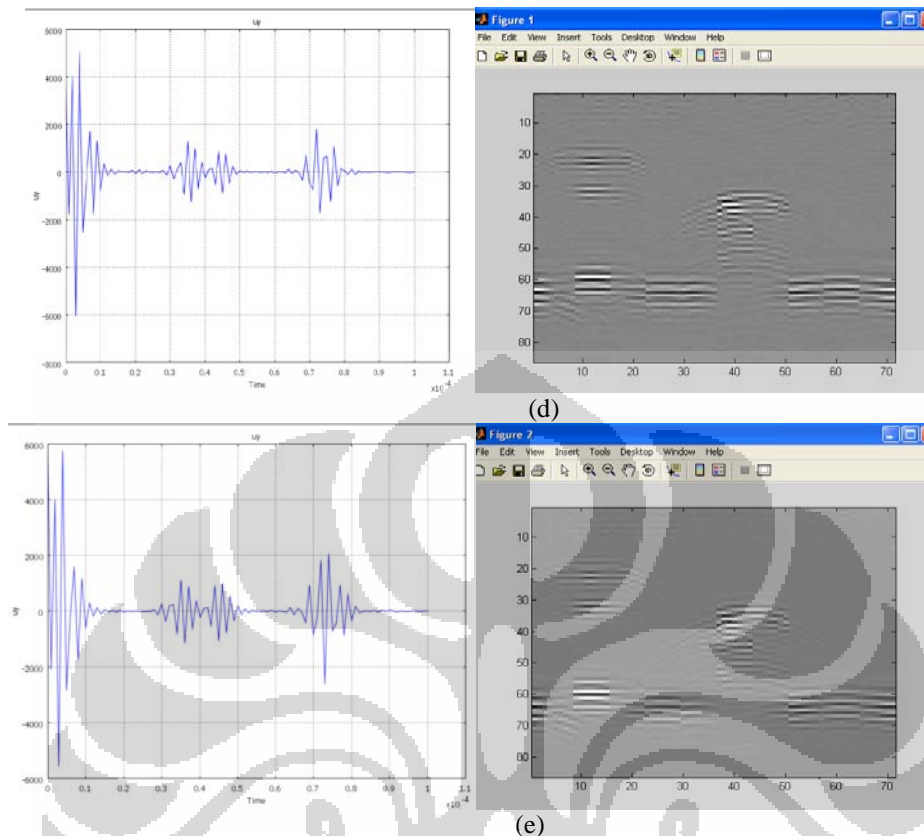
Mesh menunjukkan penyelesaian dari metode elemen hingga. Untuk menemukan solusi dari metode elemen hingga digunakan metode diskritisasi dengan membagi geometri yang besar menjadi elemen – elemen yang lebih sederhana. Pembagian ini bertujuan untuk mempermudah pencarian solusi dari persamaan gelombang, karena mempersempit daerah hitung. Jumlah elemen dari mesh ini akan berhubungan langsung dengan keakurasian dari solusi. Semakin banyak jumlah elemen yang digunakan maka semakin kecil error yang dihasilkan dan solusi yang diperoleh akan semakin mendekati solusi akhir yang paling benar. Karena solusi akhirnya mendekati solusi yang sebenarnya maka data yang diperoleh akan semakin akurat. Pada simulasi ini data yang diperoleh berupa sinyal. Jika dilihat gambar 5.7(a) sampai gambar 5.7 (e) dapat diperoleh kesimpulan bahwa semakin kecil nilai meshnya maka jarak pisah tiap – tiap echo semakin terlihat jelas dan noise yang timbul juga semakin kecil. Dengan semakin



jenis echo tiap – tiap sinyal, akan memberikan data citra yang semakin baik. Echo yang semakin jelas akan meningkatkan resolusi axial citra. Citra yang baik akan memberikan informasi keabnormalan pada organ secara baik. Seperti pada gambar 5.7, semakin kecil nilai maksimum mesh, maka citra yang dihasilkan semakin baik, dengan dapat dibedakannya batasan dari masing – masing organ. Dari kelima citra yang ada, pada nilai maksimum mesh  $1/6 \lambda$  diperoleh citra yang optimal. Pada simulasi, mesh sangat berkaitan erat dengan kinerja komputer yang digunakan. Semakin besar memori komputer yang digunakan maka semakin kecil ukuran mesh yang bisa dihasilkan oleh komputer.







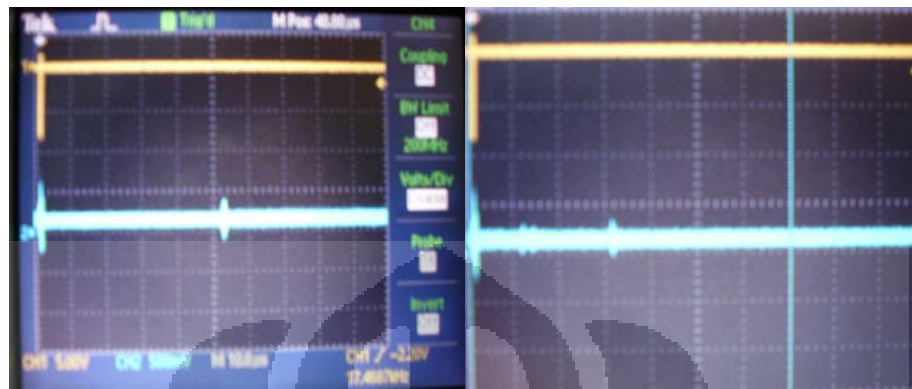
Gambar 5.7 Hasil citra berdasarkan variasi besaran mesh : (a)  $1/2 \lambda$  ; (b)  $1/3 \lambda$  ; (c)  $1/4 \lambda$  ; (d)  $1/5 \lambda$  ; (e)  $1/6 \lambda$

## 5.6 Analisa Hasil Eksperimen

Pada eksperimen yang dilakukan, pulsa generator membangkitkan pulsa sebesar 5 V. Pulsa yang dipancarkan dikuatkan oleh pemancar sebesar  $\pm 3$  kali penguatan. Sedangkan pada saat pulsa yang diterima oleh receiver, pulsa dikuatkan lagi. Penguatan pada saat pulsa diterima oleh receiver bertujuan untuk memperbesar sinyal echo, sehingga tampilan pulsa yang keluar di osiloskop terlihat lebih besar, yang akan memperjelas informasi pemantul. Pada gambar 5.8 diperoleh 2 sinyal yang berwarna kuning dan biru. Sinyal yang berwarna kuning menunjukkan sinyal yang ditransmisikan oleh transducer dan sinyal biru menunjukkan echo yang diterima oleh receiver.

Gambar 5.8 (a) menunjukkan sinyal yang diperoleh dari eksperimen yang hanya menggunakan medium agar – agar tanpa ada tambahan medium lain. Pada gambar terlihat 2 puncak gelombang. Puncak pertama yang berada diawal sinyal menunjukkan pulsa awal yang ditransmisikan. Pada kondisi normal (transducer belum berinteraksi dengan medium), pulsa awal tersebut sudah ada. Puncak kedua

dari sinyal merupakan echo yang dipantulkan oleh batasan terbawah dari medium agar – agar (*pulsa back wall*).

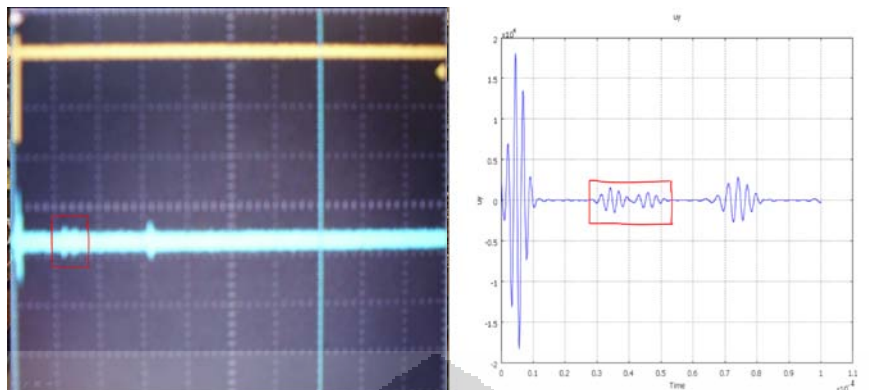


Gambar 5.8 sinyal hasil eksperimen (a) sinyal dari medium agar – agar; (b) sinyal dari medium agar – agar + hati sapi + karet

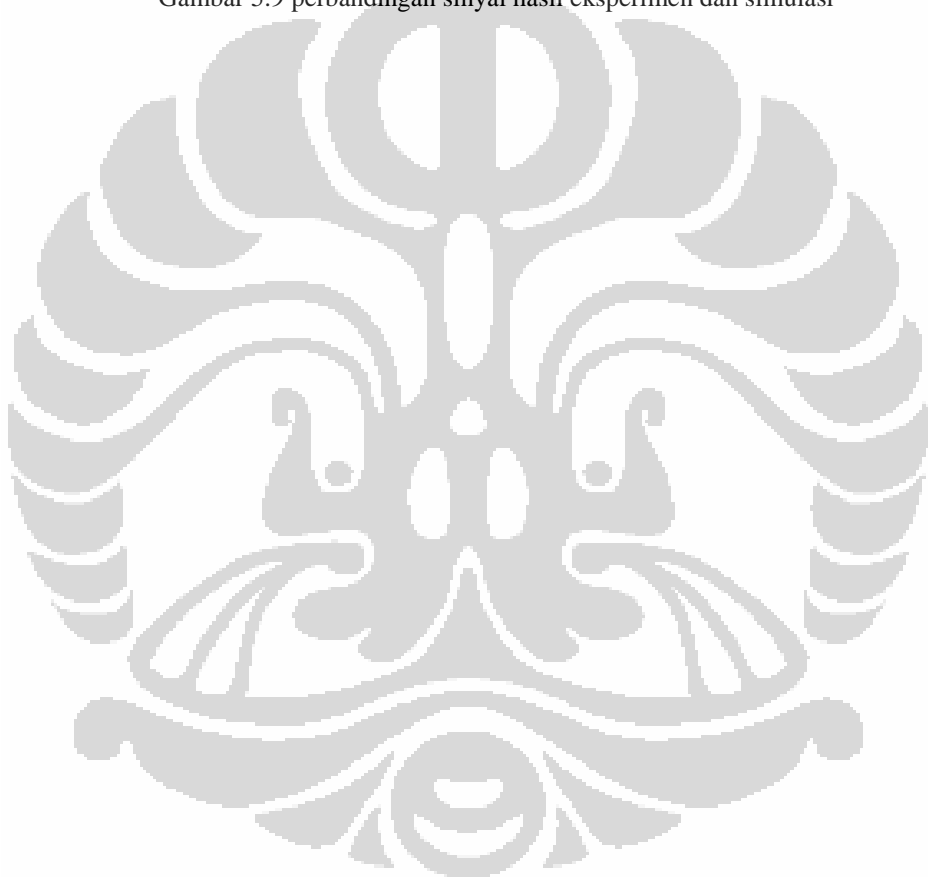
Eksperimen dengan hanya menggunakan medium agar – agar dilakukan untuk mengetahui besarnya kecepatan gelombang ultrasonik pada medium agar – agar ( seperti dijelaskan pada subbab 4.22). Pada gambar 5.8 (b) menunjukkan sinyal yang diperoleh dari eksperimen dengan menggunakan medium agar – agar + hati sapi + karet. Pada hasil sinyal yang diperoleh, terdapat 3 echo. Dua echo pertama berasal dari pantulan karet dan satu echo terakhir berasal dari *backwall*. Echo kedua yang dihasilkan oleh karet lebih kecil daripada echo pertama. Hal ini terjadi karena intensitas sinyal yang diterima oleh batas bawah karet berkurang daripada intensitas gelombang suara yang diterima oleh permukaan karet. Intensitas yang diterima oleh jaringan batas bawah karet sebagian dipantulkan kembali dan sebagian lagi ditransmisikan.

Echo ketiga yang berasal dari pantulan *backwall* lebih besar daripada echo kedua karena intensitas gelombang ultrasonik yang diterima *backwall* hampir semuanya dipantulkan kembali. Pantulan keseluruhan ini terjadi karena perbedaan impedansi akustik antara jaringan tubuh dengan udara cukup besar.

Gambar 5.9 menunjukkan sinyal yang diperoleh dari eksperimen menggunakan medium agar – agar dengan adanya tambahan jaringan hati yang di dalamnya disusupi oleh karet sebagai jaringan abnormal dan gambar sinyal hasil simulasi. Dari hasil eksperimen dan simulasi yang dilakukan terlihat hasil yang memiliki kesamaan yaitu memiliki tiga sinyal echo, dimana dua echo berasal dari medium tambahan yang dimisalkan sebagai jaringan abnormal dan echo terakhir berasal dari *backwall*.



Gambar 5.9 perbandingan sinyal hasil eksperimen dan simulasi



## **BAB. VI**

### **PENUTUP**

#### **6.1 Kesimpulan**

Setelah melakukan simulasi pada software COMSOL34 MULTIPHYSICS dan menganalisis citra yang dihasilkan pada program MATLAB, dapat diambil beberapa kesimpulan yaitu

1. Citra dipengaruhi oleh beberapa faktor yaitu :
  - ❖ Kecepatan gelombang ultrasonik pada jaringan
  - ❖ Frekuensi transducer
  - ❖ Frekuensi bandwidth
  - ❖ Ukuran grid transducer pada simulasi COMSOL
  - ❖ Ukuran transducer
  - ❖ Ukuran mesh dan memori komputer
2. Frekuensi transducer yang digunakan untuk mengetahui keabnormalan pada organ hati dan menghasilkan citra lebih baik yaitu 5 MHz
3. Frekuensi bandwidth yang menghasilkan citra lebih baik yaitu 1.8 MHz
4. Ukuran grid transducer yang menghasilkan citra lebih baik yaitu  $1e-03$  cm
5. Ukuran transducer yang menghasilkan citra lebih baik yaitu 2 cm
6. Ukuran mesh yang menghasilkan citra lebih baik yaitu  $1/6 \lambda$
7. Resolusi spasial dipengaruhi oleh ukuran grid/ elemen transducer
8. Resolusi axial dipengaruhi oleh frekuensi transducer dan frekuensi bandwidth dan ukuran mesh
9. Resolusi lateral dipengaruhi oleh ukuran transducer yang digunakan

#### **6.2 Saran**

Sekarang ini kemajuan dalam sistem pencitraan ultrasonik semakin pesat. Dari tugas akhir ini, masih banyak yang harus dilakukan dan dilengkapi kekurangannya antara lain :

1. Penambahan kemampuan komputer simulasi yang akan meningkatkan kemampuan meshing untuk memperoleh hasil yang semakin baik dan error yang semakin kecil.

2. Meningkatkan kerumitan objek simulasi seperti memberikan tambahan organ
3. Merekonstruksi citra hasil simulasi dengan menggunakan transducer *phase array*
4. Simulasi yang dilakukan masih dalam bentuk dua dimensi. Untuk menjadikan simulasi ini lebih real masih harus dikembangkan kedalam model 3 Dimensi untuk memperoleh parameter yang paling optimal.



## DAFTAR ACUAN

- ASTM E1495–97. *Standard guide for acousto-ultrasonic assessment of composites, laminates, and bonded joints.*
- Andre, Michael.P. ( 2007 ). *Acoustical Imaging*. New York: Springer.
- Blauert, Jens & Xiang,Ning. (2008). *Acoustics for Engineers*. New York: Springer.
- Bushberg, T Jerrold., Seibert, J. Anthony.,Leidholdt, Edwin M,J.R., & Boone, John M. (2002) *The Essential Physics of Medical Imaging, Chapter 16 : Ultrasound* (2<sup>nd</sup> ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins
- CIHR Strategic Training Program in Vascular Research. *Vascular Imaging Techniques Ultrasound Imaging.*
- Falou, Omar. *A Study of FEMLAB for Modelling High Frequency Ultrasound Scattering by Sperichal Objects*. Presented at the COMSOL Multiphysics User's Conference 2005 Boston.
- Gordon S. Kino.(1987). *Acoustic Waves: Devices, Imaging, and Analog Signal Processing*. Prentice-Hall.
- HE, P., McGORON, A. Parameter Estimation for Nonlinear Frequency Dependent Attenuation in Soft Tissue. *Ultrasound in Med. & Biol.* 15 No. 8 (1989), 757 – 763.
- Hellier, Charles. (2003). *Handbook of Non Destructive Evaluation*. USA : McGraw – Hill Companies.
- Hofer, Manfred Hofer,& Reinhard Lerch. Finite Element Calculation ofWave Propagation and Excitation in Periodic Piezoelectric Systems. *WCCM V Fifth World Congress on Computational Mechanics*.
- Huang, Yiteng, Jacob Benesty, Jingdong Chen. ( 2006). *Acoustic MIMO Signal Processing*. New York: Springer.
- Jasiūnienė. E. Investigation of the influence of the transducer positioning angle deviation on the 3D reflections from a triangle reflector. *ISSN 1392-2114 ULTRAGARSAS (ULTRASOUND), Vol. 63, No. 1, 2008.*
- Jasiūnienė. E, L.Mažeika, R.Šliteris. Experimental results in ultrasound reflection tomography for nondestructive testing. *ISSN 1392-2114 ULTRAGARSAS. Nr.1(26). 1996.*

- Jirik, Radovan, Torfinn Taxt, & Jiri Jan. Ultrasound Attenuation Imaging. *Journal of Electrical Engineering*, VOL. 55, NO. 7-8, 2004, 180 – 187.
- Jirik, Radovan, Rainer Stotzka, & Torfinn Taxt. Ultrasonic Attenuation Tomography Based on Log-Spectrum Analysis. *Journal of Electrical Engineering*.
- Kaniusas. Transmission of body sounds: an overview. *ISSN 1392-2114 ULTRAGARSAS*, Nr.1(58). 2006.
- K. Kirk Shung, Michael B. Smith, and Benjamin Tsui.(1992). *Principles of Medical Imaging*. Academic Press.
- Kujawska,T.,& Wojcik, J. (2004). Dependence of non linear ultrasound beam propagation on boundary conditions. *ISSN 1392-2114 ULTRAGARSAS*, Nr.4(53).
- Kuttruff, Heinrich. ( 2007 ). *Acoustic An Introduction*. New York: Taylor & Francis.
- Łodygowski, Tomasz , & Wojciech Sumelka. Limitations in application of the Finite Element Method in Acoustic Numerical Simulations of the University Assembly Hall MAGNA. *CMM-2005 - Computer Methods in Mechanics*.
- Luthi, Bruno. ( 2007 ). *Physical Acoustics in the Solid State*. New York: Springer.
- Nondestructive Testing Encyclopedia. <http://www.ndt.net/ndtaz/ndtaz.php>
- NDTResourceCenter. <http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Ultrasonics/description.htm>
- OOSTERVELD, B. J.,THIJSEN, J. M.,HARTMAN, P. C.,ROMIJN, R. L.,ROSENBUSCH, G. J. E. Ultrasound Attenuation and Texture Analysis of Di\_use Liver Disease. *Methods and Preliminary Results, Phys. Med. Biol.* 36 No. 8 (1991), 1039 – 1064.
- Peter N Burns PhD. (2005). Introduction to The Physical Principles of Ultrasound Imaging and Doppler. *Journal of Fundamentals in Medical Biophysics*. MBP1007/1008.
- Raichel, Daniel R. ( 2006 ). *The Science and Applications of Acoustics* (2<sup>nd</sup> edition). New York : Springer.

- Raiisutis, R., & L. Mazeika. The simulation of ultrasonic imaging in the case of the objects with a complex geometry. *ISSN 1392-2114 ULTRAGARSAS*, Nr.1(38). 2001.
- Reid, John M. (2001). Medical Ultrasonic Imaging System. *Advance Signal Processing Handbook*. Boca Raton : CRC Press LLC.
- R. Lerch, H. Landes, and H.T. Kaarmann. *Finite element modeling of the pulse-echo Behavior of ultrasound transducers*. Proceedings of 1994 Ultrasonics Symposium, pp.1021 – 1025, Cannes, France, 1994.
- Sandoz, J-L, Benoit, Y., dan Demay, L. 2000. *Standing Tree Quality Assessments Using Acousto-Ultrasonic*. Braunschweig.
- Schäberle, W. ( 2005 ). *Ultrasonography in Vascular Diagnosis*. New York: springer.
- Schmerr, Lester W. Jr, & Song, Sung – Jin. ( 2007). *Ultrasonic Nondestructive Evaluation Systems Models and Measurements*. New York: Springer.
- Semmlow, John L.,. ( 2004). *Biosignal and Biomedical Image Processing*. Switzerland : Marcel Dekker.
- Szabo, L. Thomas. ( 2004). *Diagnostic Ultrasound Imaging : Inside Out*. Academic Press Series in Biomedical Engineering.
- The British TOFD standard BS 7706. *Guide to Calibration and setting-up of the Ultrasonic Time of Flight diffraction (TOFD) technique for defect detection, location and sizing of flaws*. [Introduction](#)
- Thomas, Graham H., Steve Benson, & Susan Crawford. *Three Dimensional Ultrasonic Imaging*. SPIE OE/ Aerospace Sensing, 1993, Orlando, FL.
- Ucar, Fatma Nazan, Yoshiki Yamakoshi, & Ertugrul Yazgan. 3D – Image Reconstruction Algorithm Based On Subaperture Processing for Medical Ultrasonic Imaging. *Acoustic Science & technology*. 22,1(2001).
- William D. O'Brien. (2007). Review Ultrasound – biophysics mechanisms. *Journal Science Direct, Progress in Biophysics and Molecular Biology*. 93 (2007) 212–255
- WILSON, L. S., ROBINSON, D. E., DOUST, B. D. Frequency Domain Processing for Ultrasonic Attenuation Measurement in Liver. *Ultrasonic Imaging* 3 No. 3 (1984), 278 – 292.



Xiang Tao Yin. (2003). The Study of Ultrasonic Pulse Echo Subwavelength Defect Detection Mechanism. *Thesis for the degree of Doctor of philosophy in Electrical Engineering in the Graduate College of the University of Illinois.*

Yao Wang. Final Review. *EL582/BE620 – Medical Imaging.*





## LAMPIRAN

### LAMPIRAN 1

Contoh data yang diperoleh dari simulasi COMSOL34 MULTIPHYSICS

% Coordinates

0.0	243.16252
1.0E-6	-266.71298
2.0E-6	1281.3728
3.0E-6	-4178.7983
4.0E-6	6695.465
5.0E-6	-3900.5056
6.0E-6	-1643.714
7.0E-6	3164.3442
8.0E-6	-1519.9358
9.0E-6	319.76202
1.0E-5	-102.75486
.....	.....
1.0E-04	4.1820493

% Elements (lines)

1	2
2	3
3	4
4	5
5	6
6	7
7	8
8	9
9	10
...	....
100	101

## LAMPIRAN 2

## Program pembentukan citra pada MATLAB

```

clear all; % fungsi untuk membersihkan data pada workspace dari
           % program yang telah dijalankan sebelumnya
clc;      % fungsi untuk membersihkan data pada command window dari
           % program yang dijalankan sebelumnya

%% untuk membuka file data
n=1:70;
file_n=load('name_file_n.txt'); % fungsi untuk membuka data hasil
           % simulasi COMSOL34 MULTIPHYSICS
file_n(:,1)=[]; % fungsi untuk mereduksi data pada posisi x, karena
           % data yang ingin diambil hanya data amplitudo sinyal

%% memberikan penguatan
A0=1;      % konstanta pengali
x=[1:2001]; % waktu yang kisarannya disesuaikan dengan waktu
           % pada simulasi COMSOL34 MULTIPHYSICS
alfa=9.75e-03; % nilai alfa bergantung kepada operator bergantung
           % kepada tiap sinyal yang muncul.
P=(A0.*(1-exp(-alfa.*x)))*(1e04); % fungsi penguatan sinyal

%% membentuk matriks citra
matriks_image=[file_1 file_2 file_3 ... ... file_n];
           % mereduksi sinyal transmisi.

% sinyal transmisi dari hasil simulasi comsol dapat direduksi dengan memperkirakan sinyal
transmisi % berada pada posisi x = 0:i dimana nilai i untuk semua sinyal sama karena sinyal
transmisi yang
% diberikan oleh transducer untuk semua posisi sama karena frekuensinya sama selanjutnya
reduksi

% juga dilakukan untuk menghilangkan data elemen dari hasil Comsol nilai elemen dihilangkan
karena % nilai elemen hanya digunakan sebagai pemberitahuan jumlah data yang diambil per
satuan waktu.

% untuk mengetahui nilai akhir pemunculan citra dapat dilihat nilai akhir dari elemen. Untuk
semua

% sinyal nilai elemen ini sama karena waktu pemancaran gelombang ultrasonik untuk tiap proses
% scanning sama. untuk simulasi pada tugas akhir ini nilai i bernilai 110 dan m bernilai 1001. ini
% karena jumlah data yang diperoleh untuk tiap sinyal adalah 1001 data. sedangkan untuk nilai
% matriks y semua nilai y yang diperoleh dari simulasi COMSOL digunakan karena nilai
% y menandakan amplitudo dari setiap nilai echo yang muncul.

i = 131; % nilai akhir dari data sinyal yang ditransmisikan, dapat dilihat dari data sinyal

```

( LANJUTAN)

```
m = 1001; % jumlah data sinyal yang dihasilkan
A=matriks_image((i+1):m,1:end); % matriks baru setelah mereduksi sinyal
figure % fungsi ini untuk membuka kanvas citra
imagesc(A) % fungsi untuk menampilkan citra dari matriks yang telah dihasilkan dari
pengabungan
% semua data dari hasil COMSOL
colormap(gray) % fungsi untuk menghasilkan citra dengan warna gray scale
```



**LAMPIRAN 3**

Spesifikasi transducer PT900 **Ultrasonic Thickness Gauge Specifications** yang digunakan :

Measurement Range : 1.0mm to 200.00 mm in carbon steel This is dependent upon the transducer used and the material measured.

Resolution :  $\pm (0.5\%H + 0.1)$  mm

Velocity : 1000 — 9999 m/s

Diameter : 1 cm

Panjang : 8 cm

Temperature Range : -20°C- +50°C

Weight : 50g

## LAMPIRAN 4

## Dual Element Transducers

A dual element transducer consists of two crystal elements housed in the same case, separated by an acoustic barrier. One element transmits longitudinal waves, and the other element acts as a receiver.

For information on transducers for MG2 and 37 Series thickness gages, see pages 28-29.

### Advantages

- Improves near surface resolution
- Eliminates delay line multiples for high temperature applications
- Couples well on rough or curved surfaces
- Reduces direct back-scattering noise in coarse grained or scattering materials
- Combines penetration capabilities of a lower frequency single element transducer with the near surface resolution capabilities of a higher frequency single element transducer
- Can be contoured to conform to curved parts

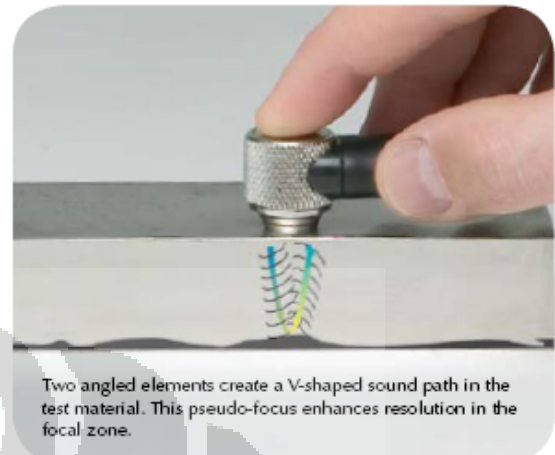
### Applications

- Remaining wall thickness measurement
- Corrosion/erosion monitoring
- Weld overlay and cladding bond/disbond inspection
- Detection of porosity, inclusions, cracks, and laminations in castings and forgings
- Crack detection in bolts or other cylindrical objects
- Maximum temperature capability is 800° F (425° C) for 5.0 MHz and below; 350° F (175° C) for 7.5 MHz and 10 MHz. Recommended duty cycle for surface temperatures from 200° F (90° C) to 800° F (425° C) is ten seconds maximum contact followed by a minimum of one minute air cooling (does not apply to Miniature Tip Dual)

### Flush Case Duals

- Metal wear ring extends transducer life
- Wear indicator references when transducer face needs resurfacing
- Knurled, 303 stainless steel case
- Replaceable cable design (special dual cables with strain relief available)

Frequency	Nominal Element Size		Transducer Part Numbers
	inches	mm	
1.0	0.50	13	DHC703-RM
	0.50	13	DHC706-RM
2.25	0.25	6	DHC785-RM
	0.50	13	DHC709-RM
5.0	0.25	6	DHC711-RM
	0.25	6	DHC713-RM



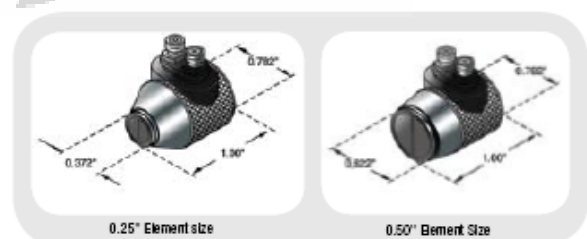
### Flush Case Dual Cables

Cable Part Number	Fits Connector Style
BCMD-316-5F	Dual BNC to Microdot®
L1CMD-316-5F	Dual Large LEMO® 1 to Microdot®
LCMD-316-5F	Dual Small LEMO® 00 to Microdot®



### Composite Element Flush Case Duals

Frequency	Nominal Element Size		Transducer Part Number
	MHz	inches mm	
2.25	0.50	13	CHC706-RM



## LAMPIRAN 5

### Spesifikasi Osiloskop Tektronix TDS 2024

#### Features:

- 60 MHz, 100 MHz and 200 MHz Bandwidths
- Sample Rates up to 2 GS/s
- 2 or 4 channels
- 2.5 k Points Record Length
- Color or Monochrome LCD Display
- Auto-set Menu with Waveform Selection
- Probe Check Wizard to Ensure Correct Probe Usage
- Context-Sensitive Help
- Dual Time Base
- Advanced Triggering
- 11 Automatic Measurements
- Multi-language User Interface
- Waveform and Setup Memories
- FFT Standard on All Models
- Optional RS232, GPIB and Centronics Printer Interfaces with TDS2CMAX Module
- Optional CompactFlash Memory Storage, RS232 and Centronics Printer Interfaces with TDS2MEM Module
- Only 12.75"W x 5.96"H x 4.9"D, 4.4 lbs.



#### Description

The TDS1000 and TDS2000 Series digital storage oscilloscopes deliver an unbeatable combination of superior performance, unmatched ease-of-use, and affordability in an ultra lightweight, portable package. These new products extend the performance and ease-of-use features in the former TDS200 Series, the benchmark for low-cost oscilloscopes.

#### Affordable Digital Performance

With up to 200 MHz bandwidth and 2 GS/s maximum sample rate, no other color digital storage oscilloscope offers as much bandwidth and sample rate for the price. The TDS1000 and TDS2000 Series oscilloscopes provide accurate real-time acquisition up to their full bandwidth. These instruments offer advanced triggering, such as pulse width triggering and line-selectable video triggering, and 11 standard automatic measurements on all models. The Fast Fourier Transform (FFT) math function allows the user to analyze, characterize and troubleshoot circuits by viewing frequency and signal strength (standard).



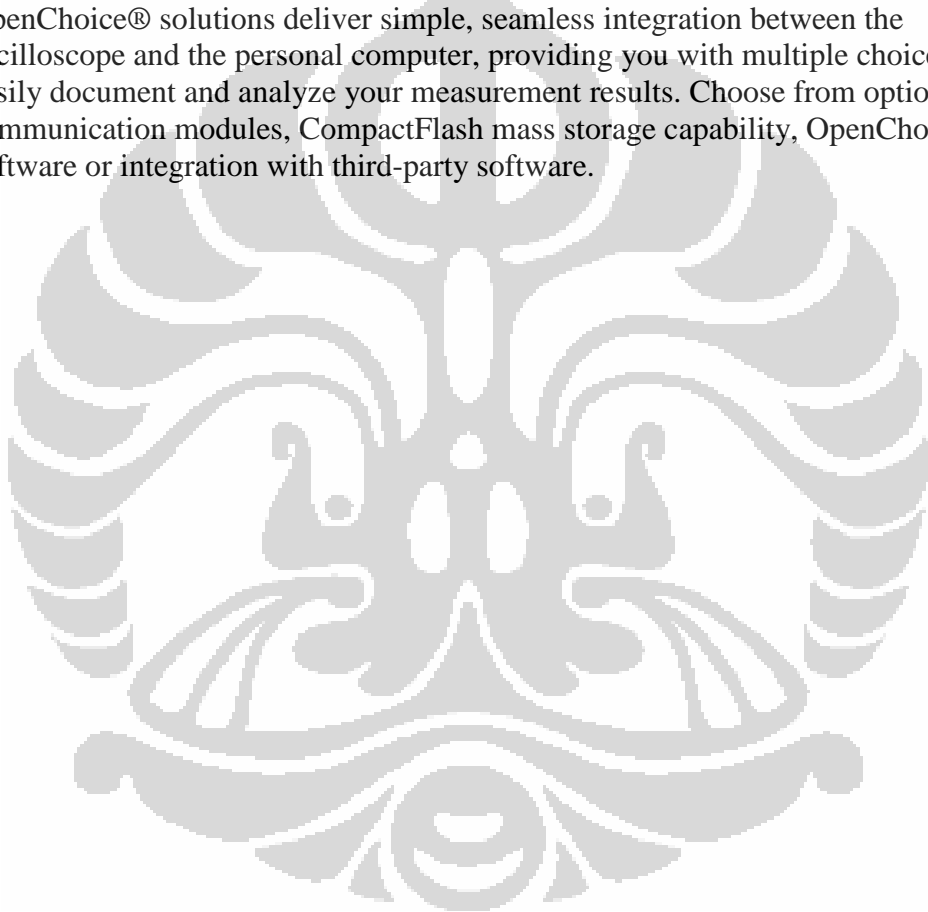
(LANJUTAN)

**Ultra-fast Setup and Use**

The simple user interface with classic, analog-style controls makes these instruments easy to use, reducing learning time and increasing efficiency. Innovative features such as the autotest menu, probe check wizard, context-sensitive help menu and color LCD display (TDS2000 Series) optimize instrument setup and operation.

**Simple, Speedy Documentation and Analysis**

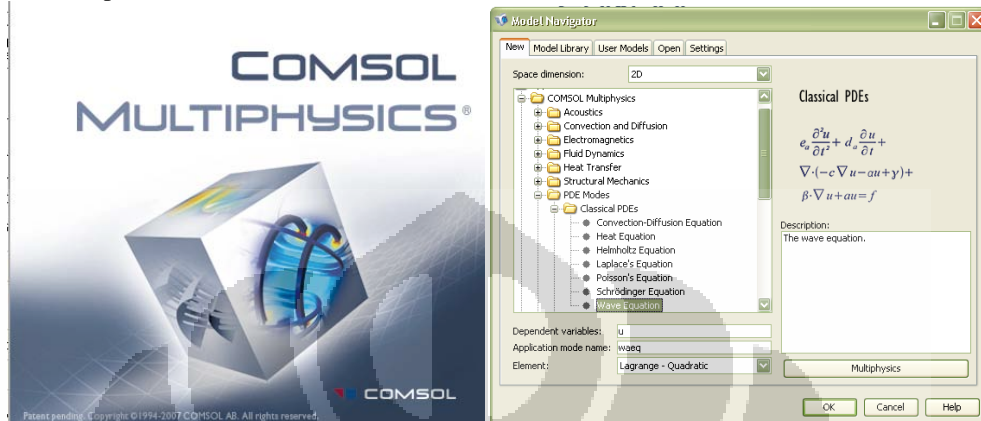
OpenChoice® solutions deliver simple, seamless integration between the oscilloscope and the personal computer, providing you with multiple choices to easily document and analyze your measurement results. Choose from optional communication modules, CompactFlash mass storage capability, OpenChoice software or integration with third-party software.



## LAMPIRAN 6

## Tahapan Simulasi COMSOL

## 1. Tampilan awal

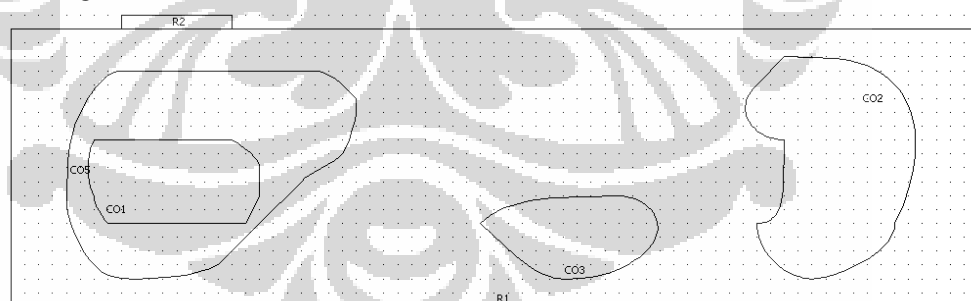


## 2. Pemilihan kasus fisika pada model navigator

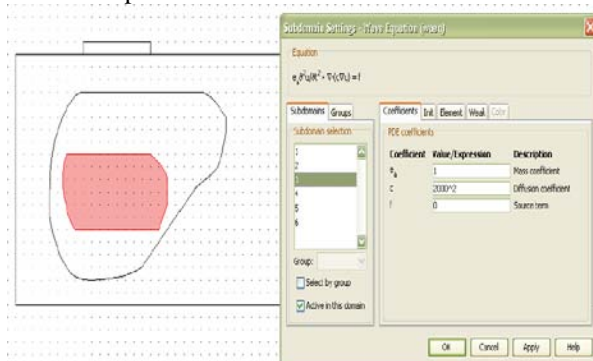
## 3. Penentuan parameter konstanta

Name	Expression	Value	Description
bw	1800000	1.8e6	
Rt	5000000	5e6	
A	$(\log(2))^{0.5}/(\pi \cdot bw)$	1.47228e-7	
b	$1/(4 \cdot A^2)$	1.153345e13	
a	$2 \cdot \pi \cdot Rt$	3.141593e7	
t0	0.5e-06	5e-7	

## 4. Bentuk geometri simulasi

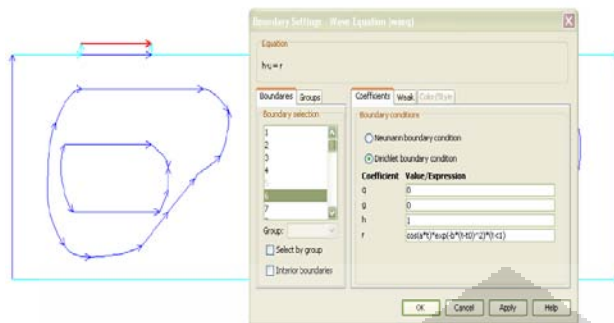


## 5. Penentuan parameter subdomain

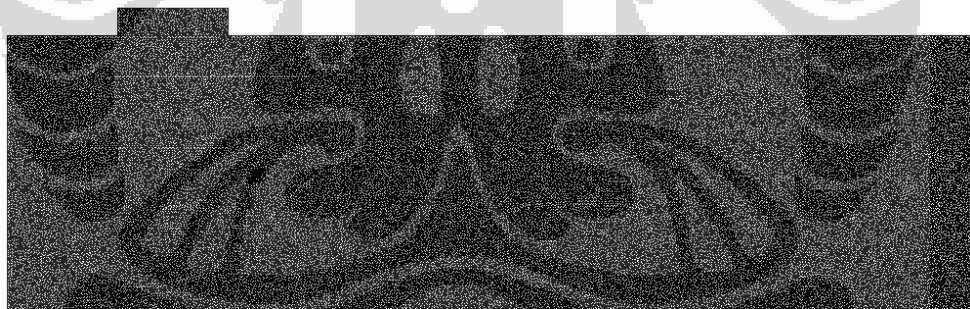


## 6. Penentuan parameter boundary condition

( LANJUTAN)



### 7. Penentuan parameter meshing



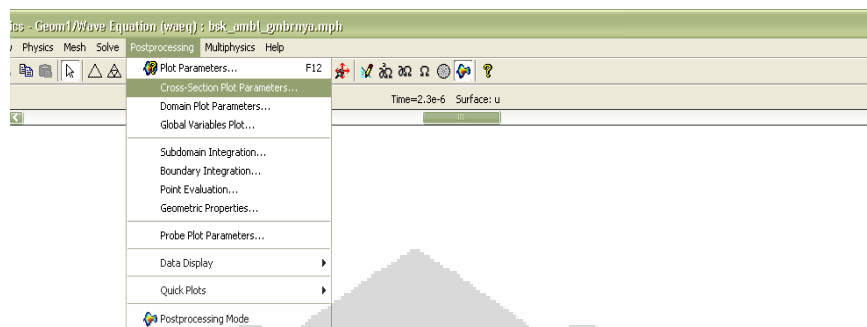
### 8. Penentuan parameter solver



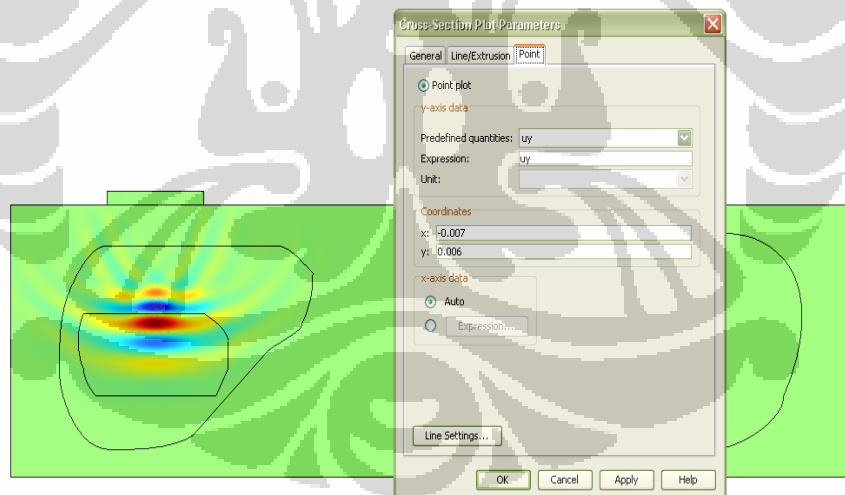
### 9. Hasil tampilan

10. Post processing, untuk menghasilkan data yang diinginkan dilakukan pada tahapan post processing pada bagian cross-section plot parameter

( LANJUTAN)



11. Parameter yang digunakan adalah uy



12. Data yang dihasilkan seperti pada lampiran 1