

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*

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

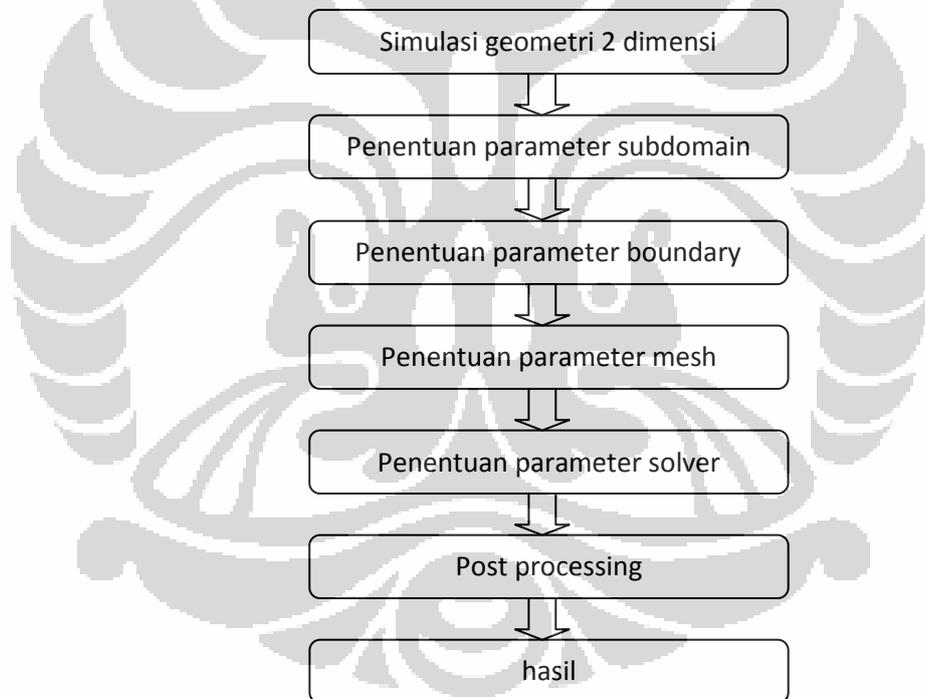
u merupakan variabel single yang bebas dan merupakan suatu fungsi yang belum diketahui oleh COMSOL (9). Simulasi ini menganggap u merupakan suatu fungsi *displacement*/besarnya pergeseran suatu partikel pada medium perambatan. e_a :

matrix massa, d_a : koefisien redam, c : koefisien difusi, a : koefisien absorpsi, β : 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

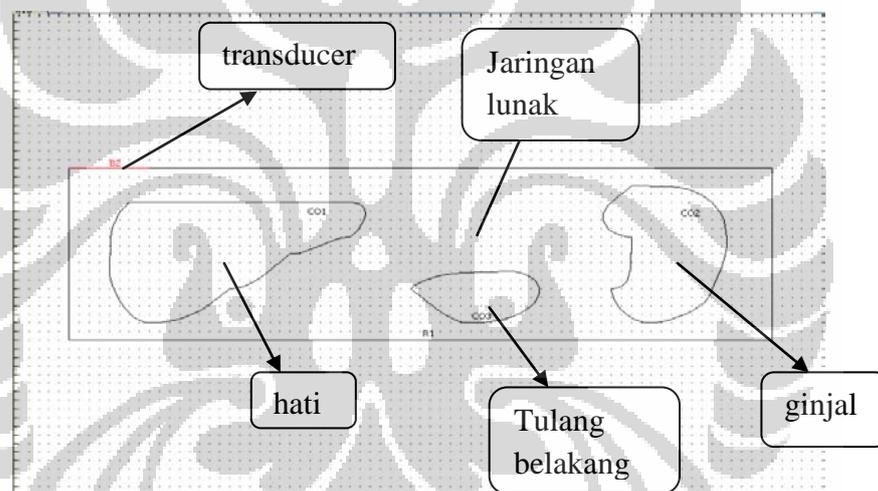
Pada *model navigator* dapat dipilih ruang dimensi dan model aplikasi yang ingin disimulasikan.

konstanta yang digunakan :

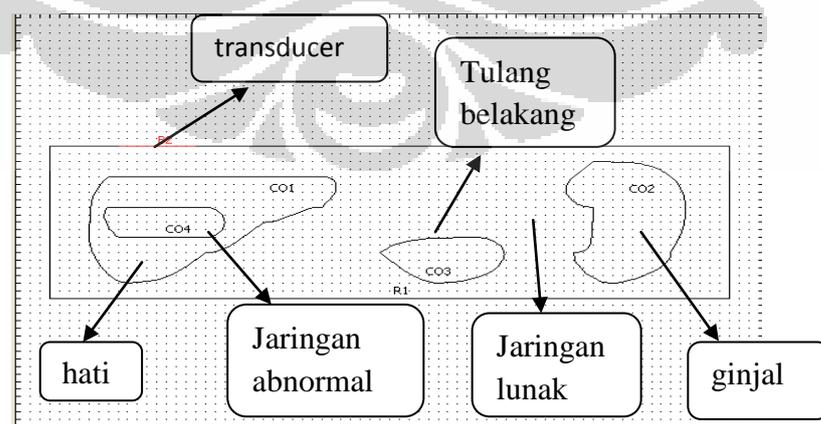
Name	Expression	Value	Description
bw	1800000	1.8e6	
ft	5000000	5e6	
A	$(\log(2))^{0.5}/(\pi*bw)$	1.47228e-7	
b	$1/(4*A^2)$	1.153345e13	
a	$2*\pi*ft$	3.141593e7	
t0	0.5e-06	5e-7	

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

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

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

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

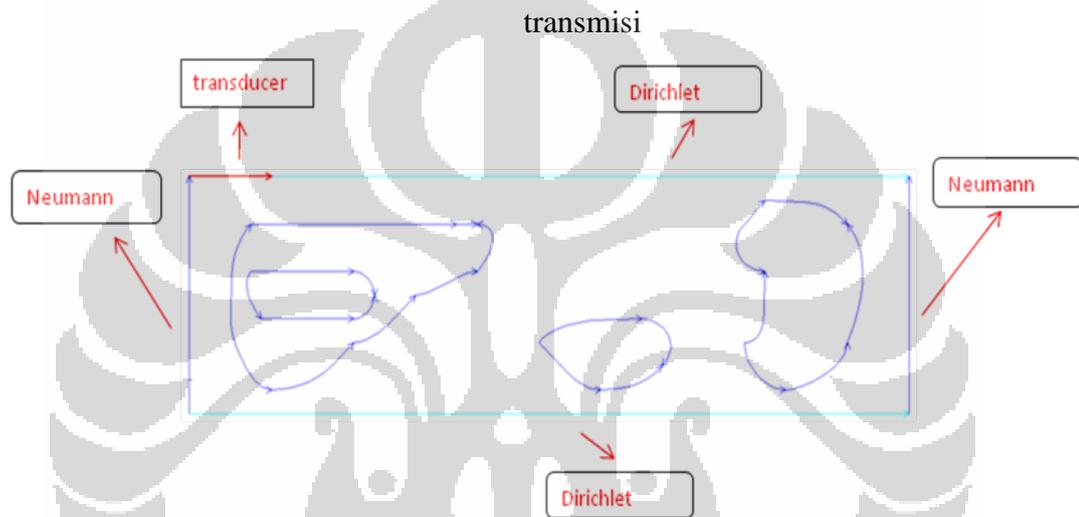
Dimana : $a = \frac{\sqrt{\ln 2}}{\pi \times bw}$

fc = frekuensi pusat *transducer*

bw = *bandwidth*

t = waktu

t_0 = waktu titik puncak maksimum sinyal



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 :

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

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.

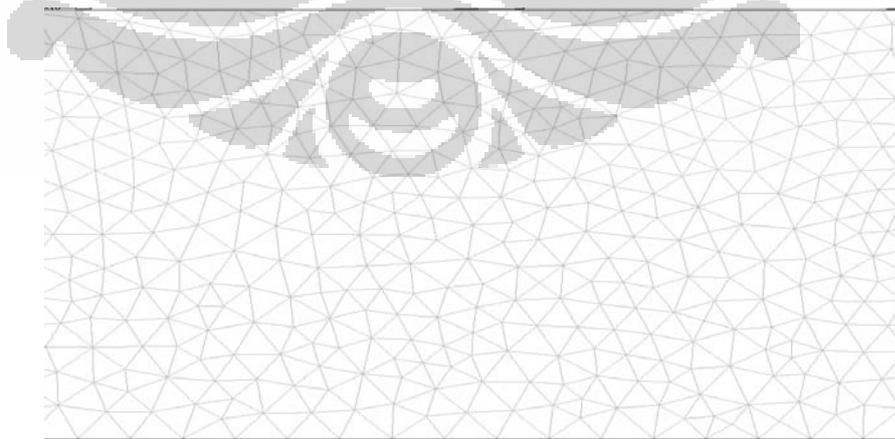
Parameter mesh yang digunakan :

Tipe mesh : *extremely fine*

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

Pada simulasi ini λ 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 Δt 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

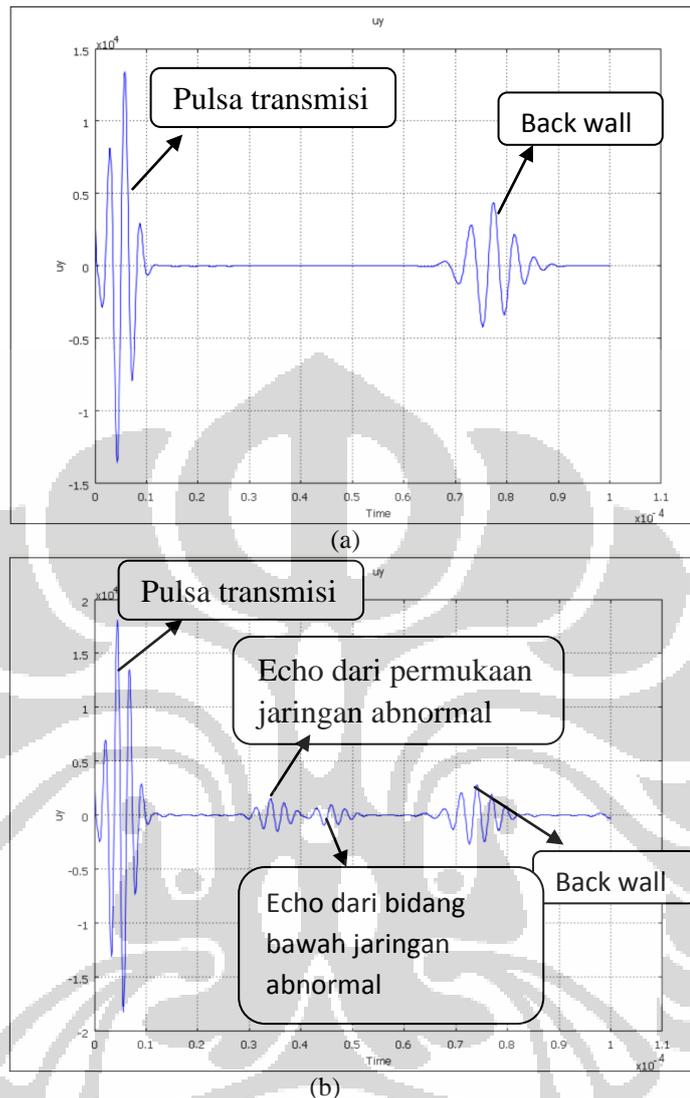
Pada proses inilah didapatkan data yang diinginkan. Dengan menggunakan bagian program *cross section* parameter. Parameter untuk pengambilan data yaitu parameter *uy* yang memperlihatkan besar intensitas gelombang ultrasonik yang ditangkap *receiver*.

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).

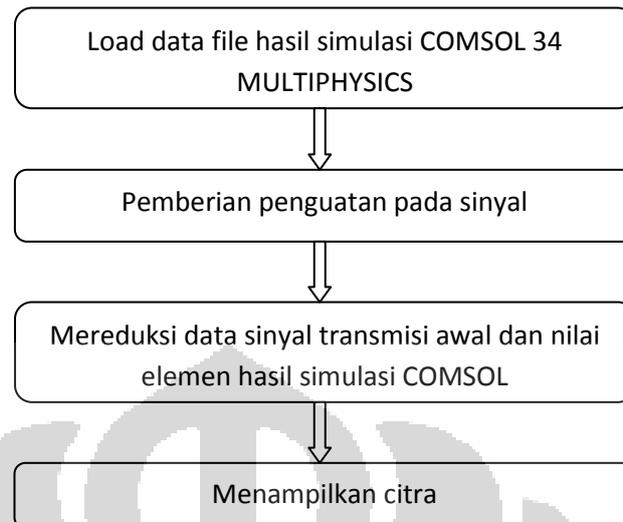
Setelah diperoleh sinyal diatas, maka sinyal tersebut datanya disimpan dalam bentuk file – ASCII – atau data file (.txt) , yang selanjutnya data tersebut digunakan untuk menampilkan citra di MATLAB.



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;

α = 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 MULTIPHYSIS 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. Kalaupun 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

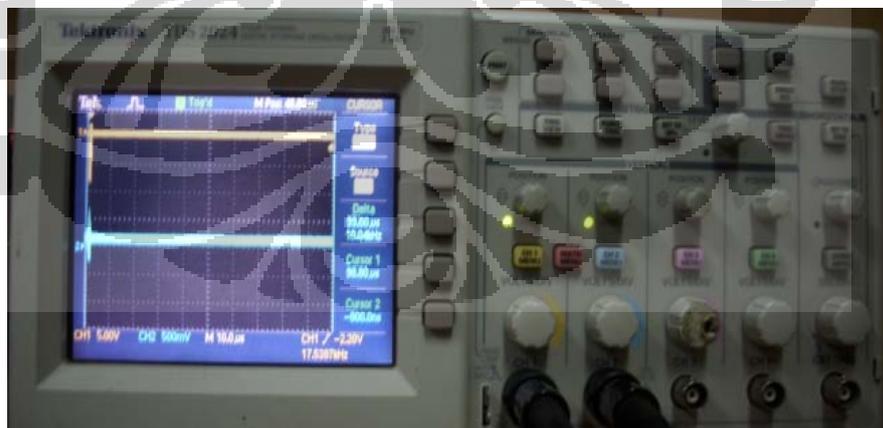
Pulsa generator yang lebih canggih dapat mengontrol waktu pulsa diterima transducer dan waktu pulsa ditransmisikan oleh transducer. Pulsa generator dapat menggunakan teknik digital, analog teknik, atau kombinasi dari kedua teknik untuk membentuk pulsa keluaran. Misalnya, rata – rata pengulangan pulsa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

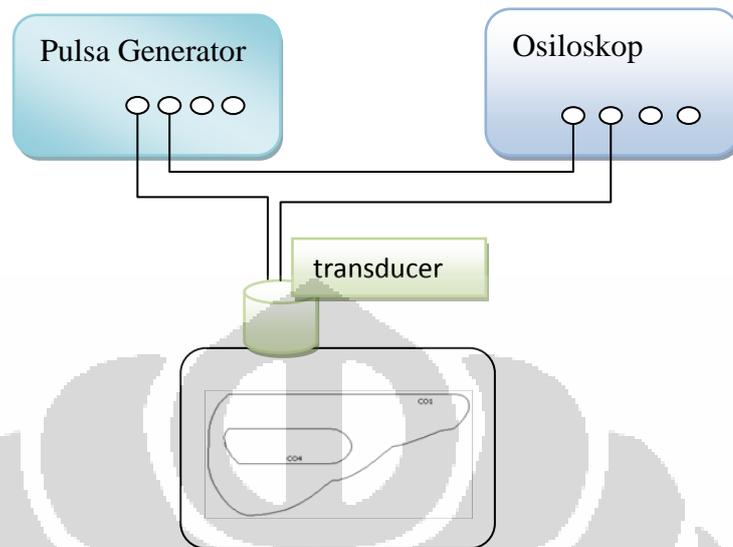
Gambar 4.12 medium agar–agar eksperimen yang dilakukan dengan menggunakan agar – agar tanpa ada tambahan medium lain, diperoleh Δt antara echo dengan sinyal transmisi awal yaitu = 50,8 μs . dengan menggunakan data ini dapat dihitung besar kecepatan dari medium agar – agar tersebut sebesar :

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

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

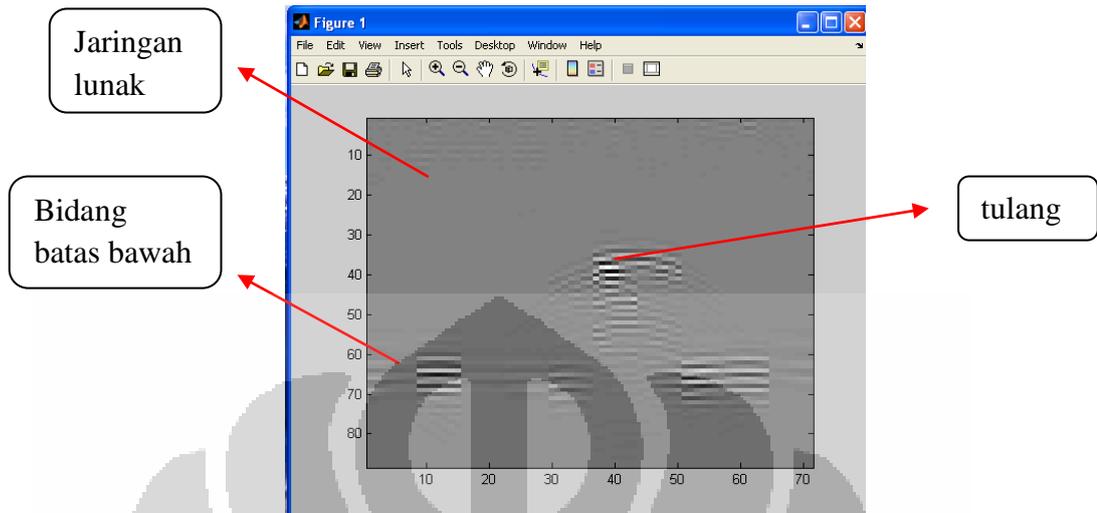
5.1 Analisa Citra Berdasarkan Geometri organ

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.

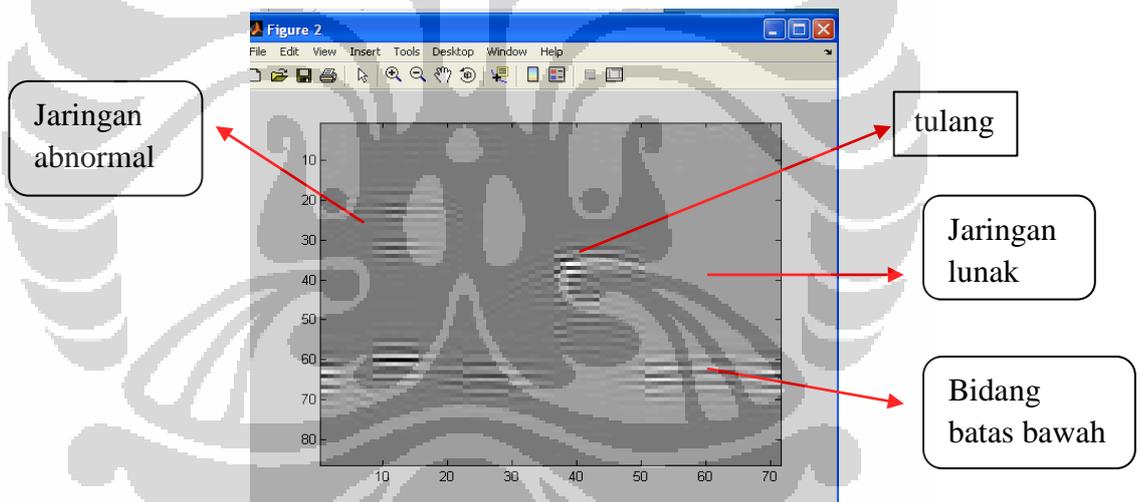
Citra yang dihasilkan setelah dicitrakan pada Matlab untuk geometri yang memiliki jaringan abnormal dan yang tidak memiliki jaringan yang abnormal dapat dilihat pada gambar 5.1 dan gambar 5.2 dibawah ini.

1. Tidak ada jaringan abnormal



Gambar 5.1 Citra tanpa ada jaringan abnormal

2. Ada jaringan abnormal



Gambar 5.2 Citra dengan jaringan abnormal

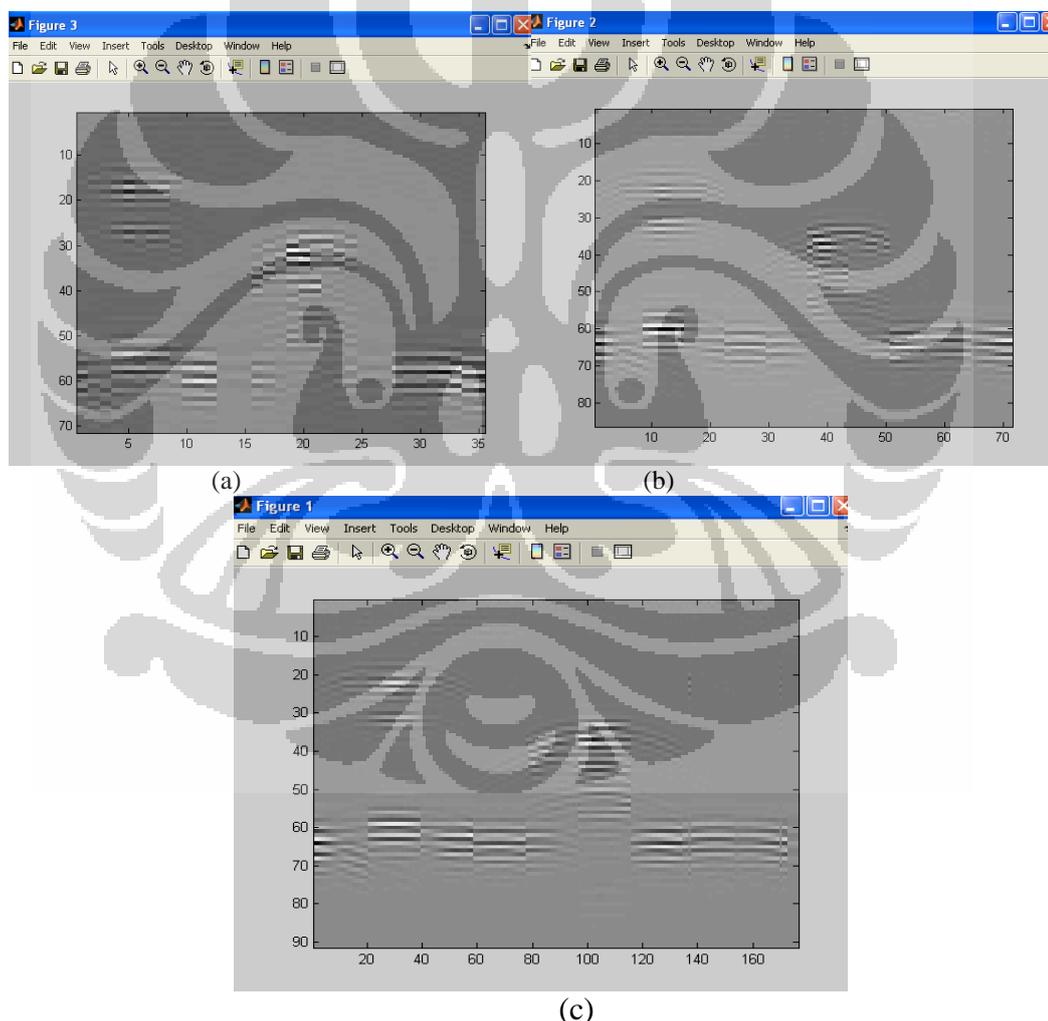
5.2 Analisa Citra Berdasarkan Pengaruh Transducer

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 $1e-03$ cm maka data yang diperoleh berjumlah 1000. Namun jika grid transducer besarnya $5e-03$ maka data yang diperoleh berjumlah 200.



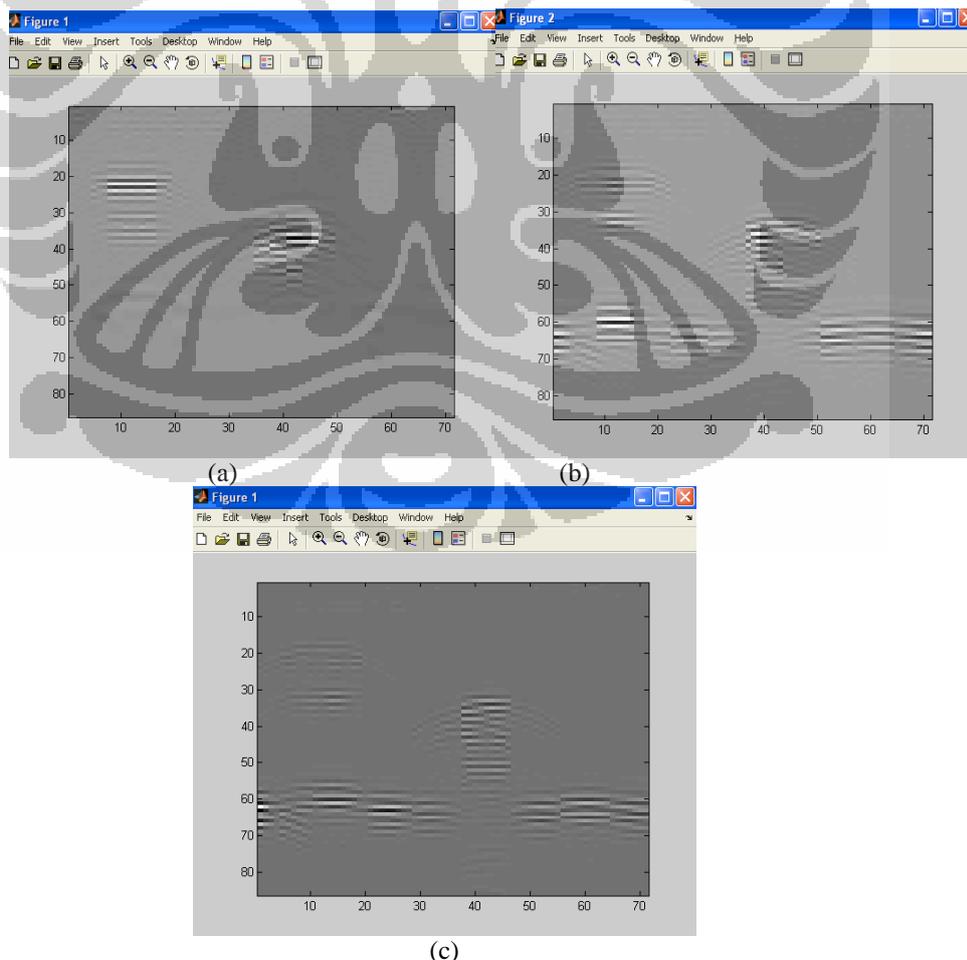
Gambar 5.3 Variasi citra berdasarkan perbedaan grid transducer di COMSOL: (a) grid $5e-03$; (b) grid $2.5e-03$; (c) grid $1e-03$

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.



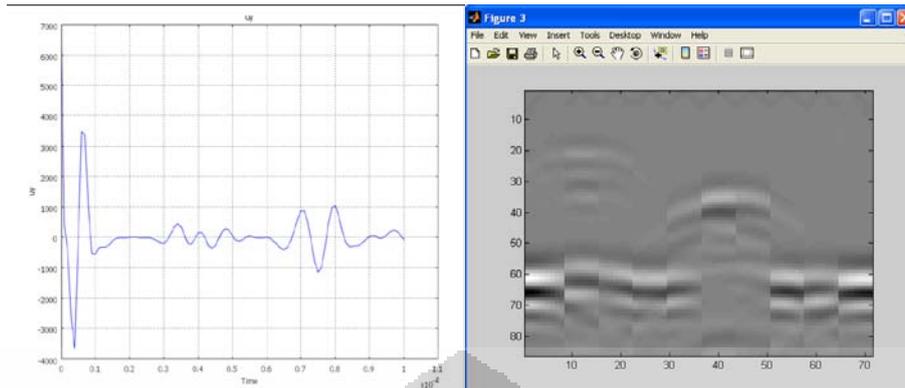
Gambar 5.4 Variasi citra berdasarkan perbedaan panjang transducer :
(a) 1 cm ; (b) 2 cm ; (c) 2.5 cm

5.3 Analisa Citra Berdasarkan Pengaruh Nilai Frekuensi

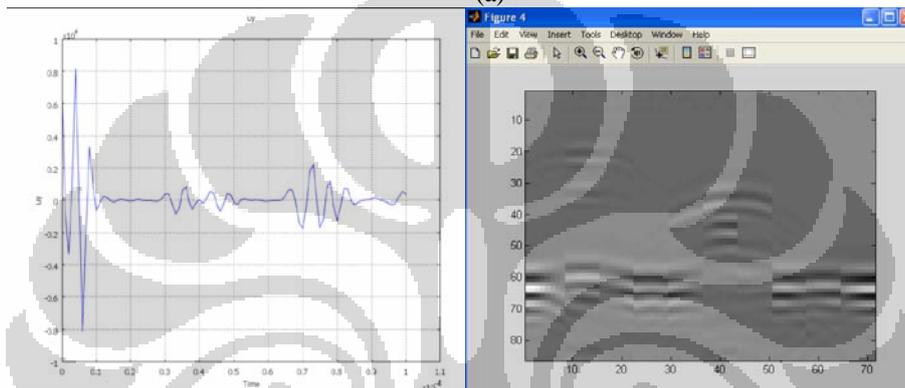
Frekuensi secara langsung berpengaruh kepada sinyal A – Mode yang dihasilkan. Seperti dilihat pada gambar 5.5. dari gambar tersebut, jika dibandingkan antara frekuensi terendah sampai frekuensi tertinggi yaitu dari frekuensi 1 MHz – 5 MHz, maka sinyal yang terlihat jelas tiap – tiap puncak echonya yaitu 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.

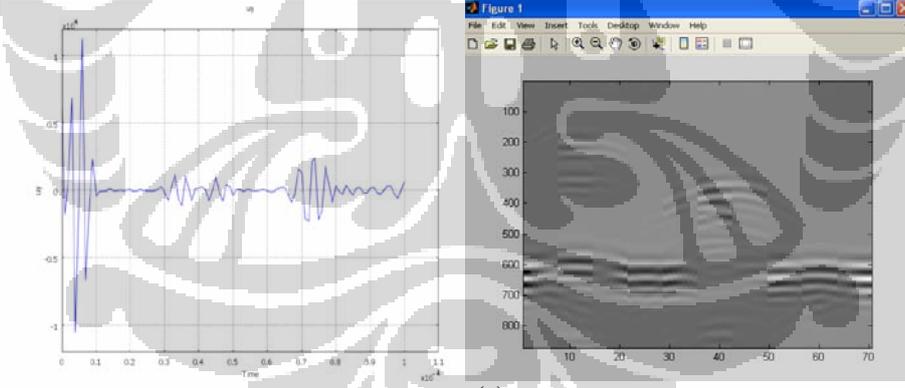
Selain itu kenaikan frekuensi juga memperpanjang daerah jangkauan yang gelombang ultrasoniknya terfokus. Ini akan mempersempit daerah hamburan gelombang ultrasonik. Jadi semakin tinggi frekuensi maka citra yang akan dihasilkan akan semakin akurat dan jelas, seperti yang diperlihatkan oleh gambar 5.5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



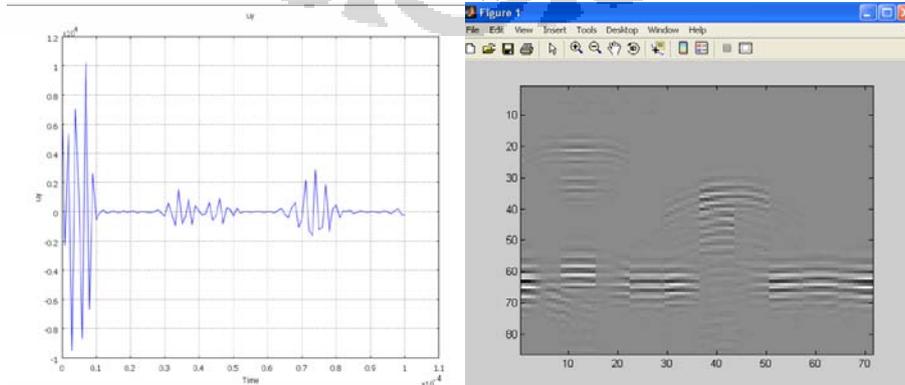
(a)



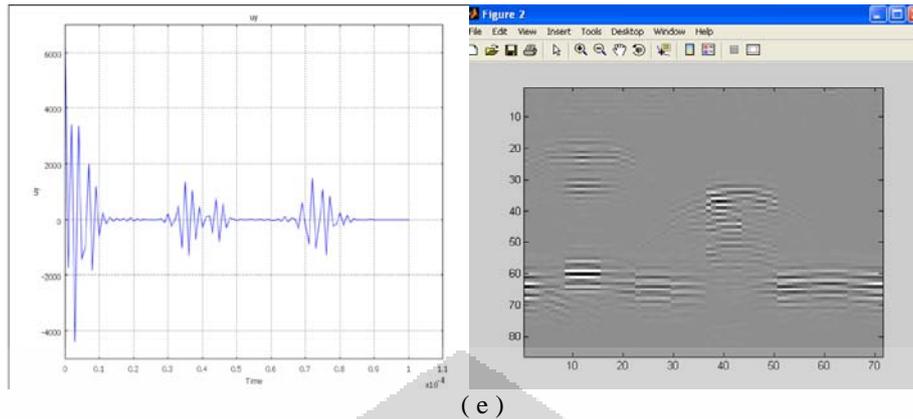
(b)



(c)



(d)

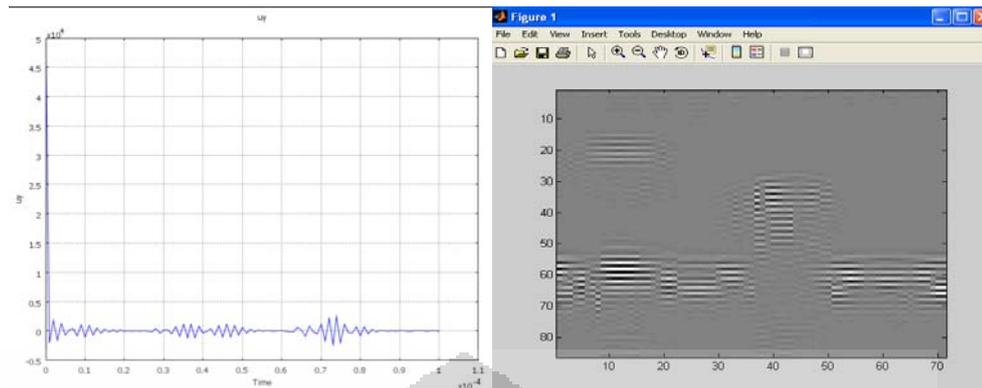


(e)
Gambar 5.5 Hasil sinyal dan citra berdasarkan variasi frekuensi transducer : (a) 1 MHz ;
(b) 2 MHz; (c) 3 MHz ; (d) 4 MHz ; (e) 5 MHz

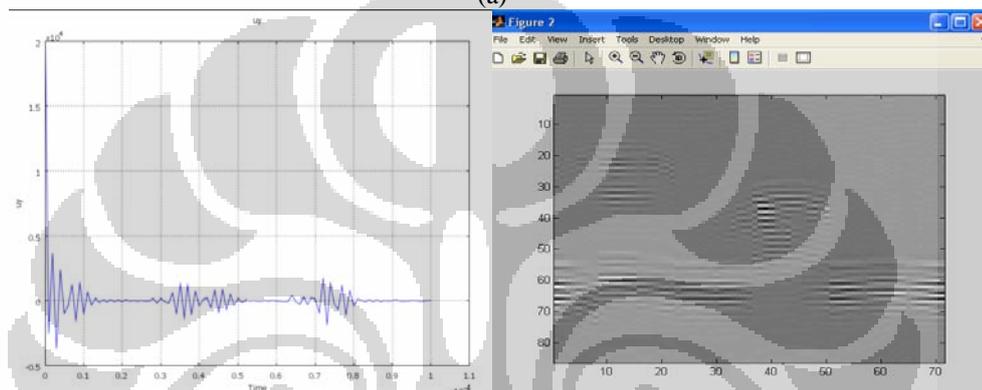
5.4 Analisa Citra Berdasarkan Pengaruh Nilai Frekuensi Bandwidth

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.

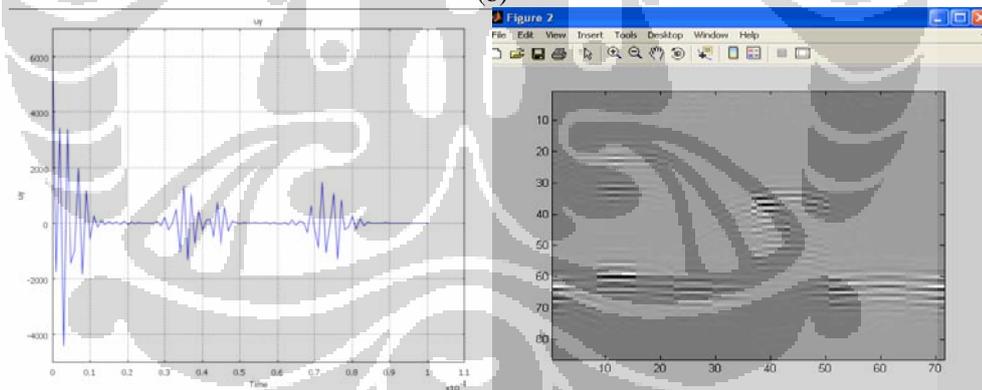
Pada gambar 5.6 di bawah ini diperlihatkan sinyal dan citra yang diperoleh.



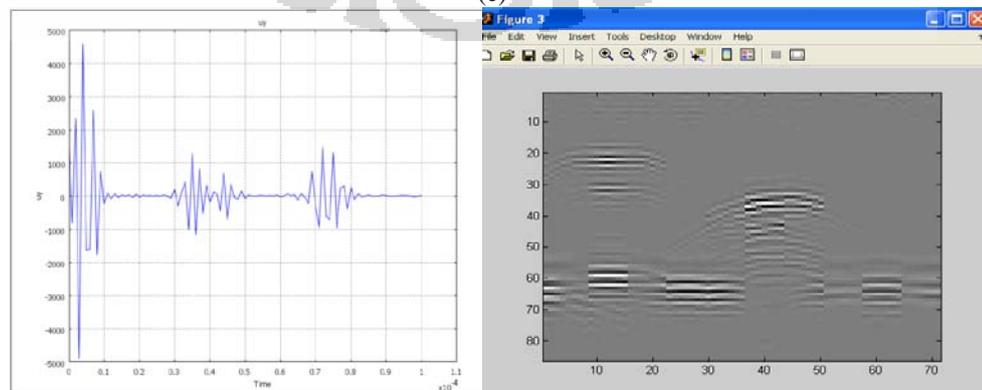
(a)



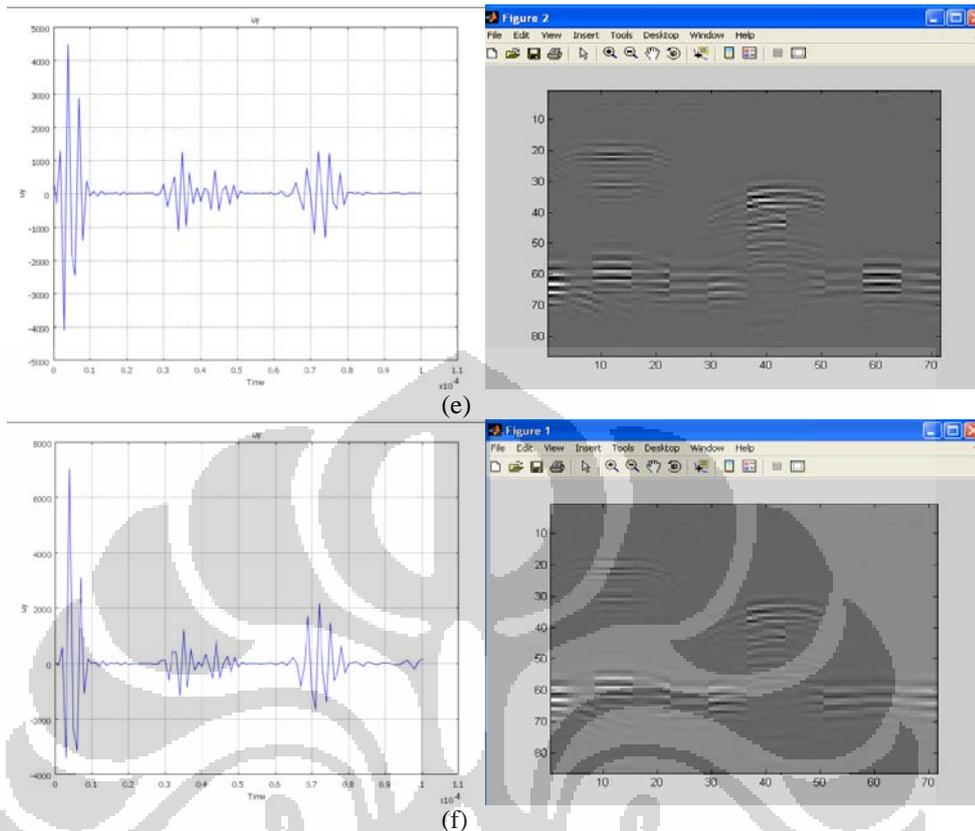
(b)



(c)



(d)

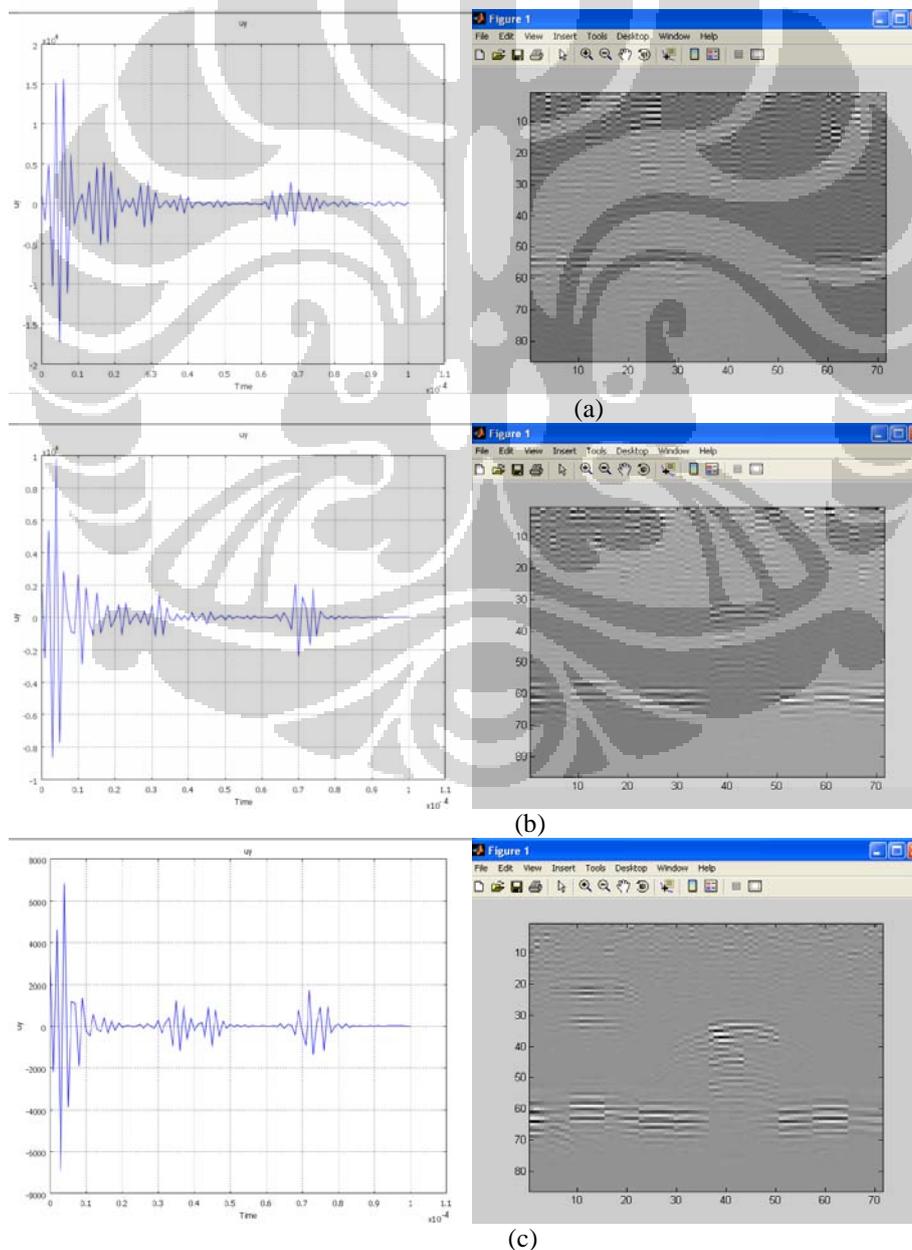


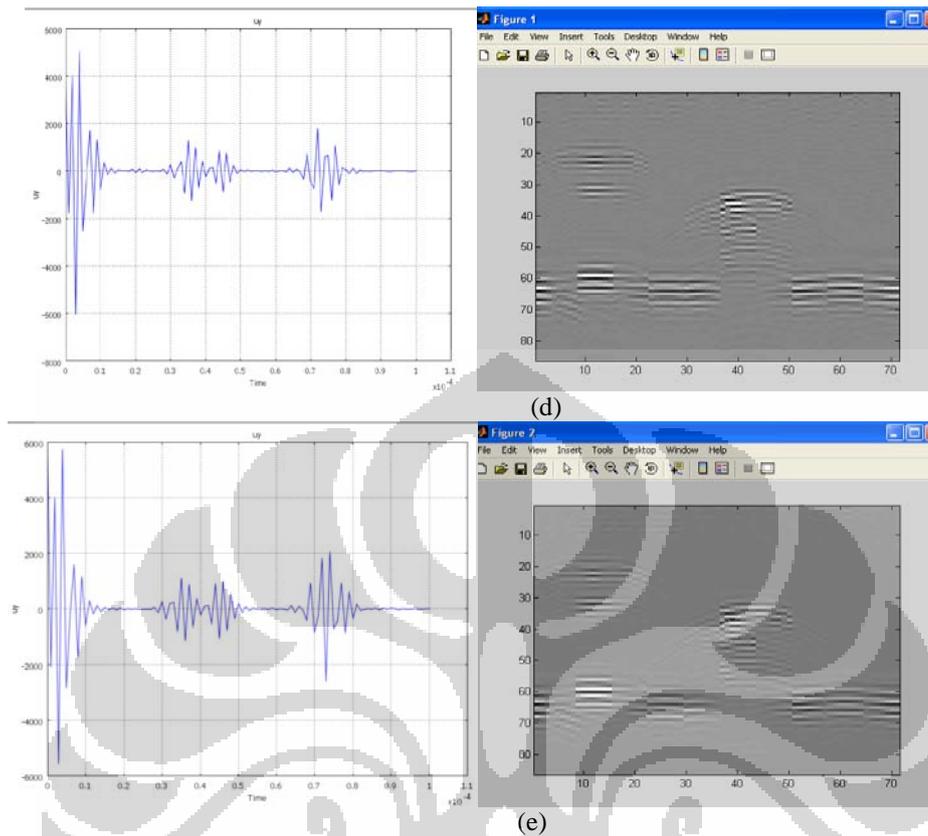
Gambar 5.6 Hasil citra berdasarkan variasi frekuensi bandwidth:
 (a) 1 MHz ; (b) 1.4 MHz; (c) 1.8 MHz ; (d) 2.2 MHz ; (e) 2.6 MHz ;
 (f) 3MHz

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 keakuratan 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

kelas 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 ± 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*).

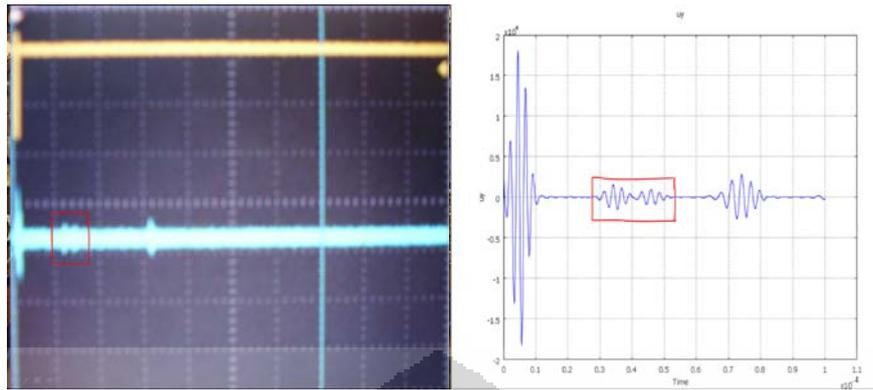


Gambar 5.8 sinyal hasil eksperimen (a) sinyal dari medium agar – agar; (b) sinyal dari medium agar – agar + hati sapi + karet

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

