

Simulasi Pencitraan Ultrasonografi (USG) Menggunakan PdeTool Matlab

Choirul Anam

Jurusan Fisika Fakultas MIPA UNDIP

Corresponding author: Tel. 087878598478 Email: anamfisika@gmail.com

Abstract

Diagnostic imaging with ultrasound is based on the mechanical properties of an object. To evaluate how the ultrasound wave propagates in an object and imaging of the object, can be done with simulation techniques. Simulation of ultrasound wave propagation was performed using Matlab pdetool. The simulation was conducted to determine the image quality due to the influence from variation of the object, variations in the number of objects, various types of objects and variations in frequency of the signal. From the simulation showed that the ellipse and box objects can be distinguished. If the number of object is increased, will cause the image more complex. This happens because the waves are about an object, it would interfere with ultrasound waves that will be used to image the next object. If two objects have different c is high enough, then the imagery on the field boundary of two mediums was very clear. Conversely, if the difference is very small c , then the boundary of two mediums were not visible. If the frequency rises, causing axial resolution increase, but cause increased attenuation.

Keywords: USG, Simulation, pdetool Matlab

Abstrak

Pencitraan diagnostik dengan ultrasound didasarkan pada sifat mekanik suatu jaringan (objek). Untuk melihat bagaimana penjalaran gelombang ultrasound dalam suatu objek dan pencitraan terhadap objek tersebut, dapat dilakukan dengan teknik simulasi. Simulasi penjalaran gelombang ultrasound menggunakan pdetool Matlab. Simulasi ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh bentuk objek, variasi jumlah objek, variasi jenis objek dan variasi frekuensi, terhadap kualitas citra objek tersebut. Dari simulasi diperoleh bahwa objek elips dan kotak dapat dibedakan. Jika objek yang dicitrakan semakin banyak, akan menyebabkan citra semakin kompleks. Hal ini terjadi karena gelombang yang mengenai suatu objek, akan mengganggu gelombang ultrasound yang akan digunakan untuk mencitrakan objek berikutnya. Jika dua benda memiliki perbedaan c cukup tinggi, maka pencitraan pada bidang batas dua medium tadi sangat jelas. Sebaliknya, jika perbedaan c sangat kecil, maka batas dua medium tadi tidak kelihatan. Jika frekuensi naik, resolusi aksial naik. Hanya saja kenaikan frekuensi menyebabkan meningkatnya atenuasi.

Kata kunci —USG, Simulasi, Matlab pdetool

PENDAHULUAN

Pencitraan diagnostik dengan *ultrasound* ini tidak menggunakan radiasi pengion, sehingga bebas dari bahaya radiasi pengion. Gelombang *ultrasound* merupakan penjalaran getaran mekanik (bunyi) dengan frekuensi > 20 kHz. Gelombang *ultrasound* membutuhkan medium untuk merambat. Gelombang *ultrasound* adalah gelombang longitudinal,

menyebabkan partikel medium bergetar searah dengan arah rambat gelombang.

Bila gelombang *ultrasound* mengenai batas dua medium dengan karakteristik akustik berbeda, terjadi refleksi. Namun tidak semua gelombang direfleksikan, ada sebagian gelombang yang ditransmisikan.

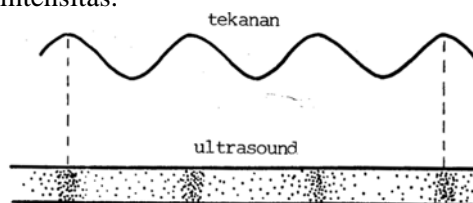
Rasio intensitas gelombang refleksi dengan gelombang datang, tergantung pada karakteristik impedansi kedua material z_1 dan z_2 .

Dengan adanya proses refleksi, refraksi, atenuasi gelombang *ultrasound* dalam suatu jaringan, maka bentuk dan posisi jaringan dalam tubuh dapat dicitrakan.

Untuk melihat bagaimana penjalaran gelombang *ultrasound* dalam suatu objek, dapat dilakukan dengan teknik simulasi. Dengan simulasi juga dapat diketahui berbagai proses yang terjadi dan berbagai parameter penting yang terlibat. Dalam tugas ini, telah dilakukan simulasi pencitraan suatu objek dengan menggunakan gelombang *ultrasound*. Simulasi ini dilakukan dengan program Matlab, yaitu dengan menggunakan pde tool Matlab. Dalam simulasi ini telah dilakukan variasi berbagai parameter, seperti frekuensi gelombang ultrasonik, sifat objek, bentuk dan jumlah objek.

LANDASAN TEORI

Gelombang *ultrasound* adalah gelombang longitudinal. Gelombang *ultrasound*, menyebabkan partikel medium bergetar searah dengan arah rambat gelombang. Karakteristik gelombang *ultrasound* dinyatakan dengan beberapa parameter, diantaranya: frekuensi, perioda, panjang gelombang, laju, amplitude, dan intensitas.



Gambar 1. Gelombang *ultrasound*

Propagasi Gelombang *Ultrasound* Refleksi

Bila gelombang *ultrasound* mengenai batas dua medium dengan karakteristik akustik berbeda, terjadi refleksi. Rasio intensitas gelombang refleksi dengan gelombang datang (R), tergantung pada karakteristik impedansi kedua material z_1 dan z_2

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left[\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right]^2 \quad (1)$$

Bila dalam dua media $z_1 = z_2$, tidak terjadi refleksi pada bidang batas. Bila z_1 berbeda jauh dengan z_2 fraksi energi yang direfleksikan tinggi. Gas mempunyai z sangat rendah, sehingga bidang batas dengan gas akan *ultrasound* tidak ditransmisikan bila melalui gas (koefisien refleksi 0.999)

Refraksi

Bila *ultrasound* jatuh tidak tegak lurus (membentuk sudut) pada bidang batas antara dua medium yang berbeda (ditandai dengan kecepatan *ultrasound* di dalamnya berbeda), gelombang transmisi dibelokkan, mengikuti hukum Snellius.

Jika $c_2 > c_1$, berkas didefleksikan menjauhi garis normal. Jika $c_2 < c_1$, berkas didefleksikan mendekati garis normal. Sedangkan jika $c_2 = c_1$ dan gelombang datang tegak lurus, tidak terjadi refraksi

Variasi kecepatan gelombang dalam jaringan kecil, refraksi juga kecil:

$$\frac{\sin(\theta_i)}{\sin(\theta_r)} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2)$$

Bila $c_2 > c_1$, dan sudut datang besar, \sin sudut refraksi > 1 , sehingga tidak terjadi transmisi, berarti terjadi *total internal reflection* dan gelombang kembali ke medium pertama.

Hamburan

Bila target lebih kecil dari beberapa panjang gelombang, hamburan terjadi ke segala arah (*diffuse*). Bila ukuran target lebih kecil lagi, hamburan Rayleigh terjadi, dan daya (W) yang dihamburkan tergantung pada frekuensi f , dan ukuran penghambur (a).

$$W = \text{konstanta} \times a^6 f^4 \quad (3)$$

Perbedaan antar jaringan dan antar kondisi patologi akan menghasilkan *echo* yang berbeda, menimbulkan

bentuk *speckle* (becak) dan *texture* pada citra.

Atenuasi

Atenuasi terjadi akibat divergensi, refleksi, absorpsi dan hamburan

Ketika terjadi absorpsi, terjadi konversi energi gelombang menjadi panas. Jumlah panas yang diubah menjadi panas sama untuk tiap siklus, sehingga absorpsi meningkat sebanding dengan kenaikan frekuensi.

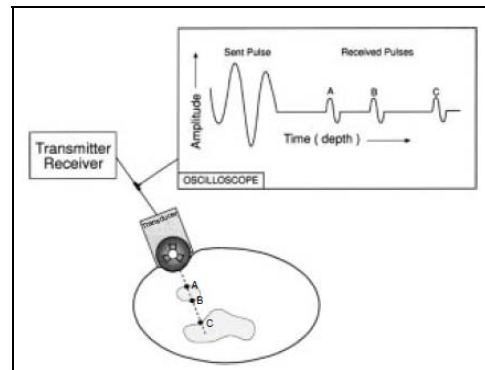
Hamburan terjadi bila gelombang merambat dan mengenai halangan dengan ukuran sekitar atau lebih kecil dari panjang gelombang. Fraksi energi yang dihamburkan meningkat cepat dengan kenaikan frekuensi.

Pencitraan dengan Ultrasound

A-mode scans

Pada saat gelombang *ultrasound* dipancarkan oleh *ultrasound transmitter*, *ultrasound* kemudian merambat melalui jaringan. Saat mengenai bidang batas suatu objek, sebagian gelombang *ultrasound* dipantulkan dan sebagian ditransmisikan. Gelombang yang dipantulkan kemudian ditangkap kembali oleh detektor (*ultrasound receiver*). Amplitudo *echo* yang ditangkap sebagai fungsi waktu ditayangkan pada monitor. Waktu dihitung mulai pulsa dipancarkan dan menjadi sumbu horizontal. Posisi horizontal pada amplitudo maksimum menunjukkan waktu perjalanan *ultrasound* (pergi-pulang), sesuai dengan kedalaman pemantul (Gambar 2).

A mode adalah cara yang teliti untuk mengetahui jarak antara dua target dengan kedalaman berbeda.



Gambar 2. *Scan* objek menggunakan A-mode, menghasilkan citra objek dengan kedalaman tertentu, yaitu kedalaman A, B dan C. A-mode mengambil citra hanya satu garis scan saja. Bila detektor digerakkan, akan didapat citra dari garis-garis scan yang lain. Pencitraan ini dinamakan B-mode.

B-mode scans

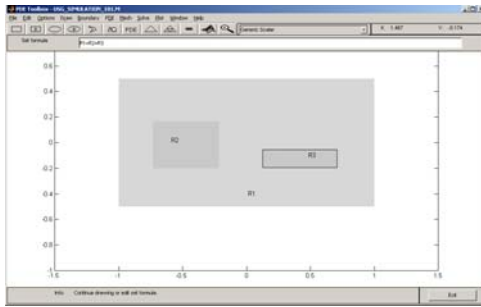
Dalam *B scan*, sumbu berkas (*scan line*) digerakkan menyapu objek untuk memperoleh bidang *scan*. Sebelum ada *real time scanner* B mode, gerakan transduser dilakukan manual (*static B scanner*). Pada *scanner* moderen, berkas menyapu otomatis yang dikontrol oleh *a hand held probe*. Sudut dan posisi sumbu berkas relatif terhadap *probe* dimonitor secara elektronis. *Echo* dari semua garis *scan* membentuk citra dan ditayangkan citra dua dimensi. Amplitudo setiap *echo* menentukan derajat keabuan (*brightness*) titik pada *display*.

METODE PENELITIAN

Simulasi dengan pde tool Matlab

Simulasi ini menggunakan pde tool Matlab. Pde tool Matlab merupakan *tool* yang disediakan oleh Matlab untuk penyelesaian persamaan diferensial parsial.

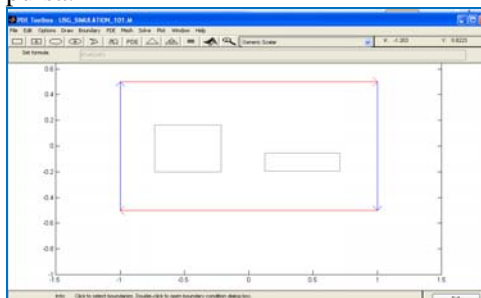
Langkah pertama adalah pembuatan objek, seperti pada gambar 3. Menggambar objek pada pde tool dikerjakan dengan *mode* "Draw".



Gambar 3. Objek yang dibuat pada pde tool. Objek yang paling besar sebagai *frame*, sementara dua objek di dalamnya adalah objek yang akan dicitrakan dalam simulasi ini.

Selanjutnya adalah penentuan syarat batas dan beberapa parameter lain. Penentuan syarat batas ini dilakukan pada *mode* “Boundary”. *Mode* “Boundary” seperti terlihat pada gambar 4.

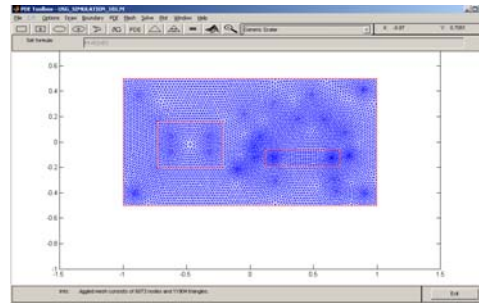
Dua garis kanan dan kiri, *condition type*-nya dibuat Neuman. Pada garis bawah, *condition type*-nya dibuat Dirichlet dengan $h = 1$ dan $r = 0$. Garis atas dibuat sebagai sumber sinyal, karena itu tipenya dipilih Dirichlet dengan $h = 1$ dan $r = \exp(-b \cdot t^2) \cdot \sin(a \cdot t)$. Nilai a menggambarkan frekuensi dan b menggambar lebar pulsa.



Gambar 4. Gambar pde tool pada *mode* “Boundary”.

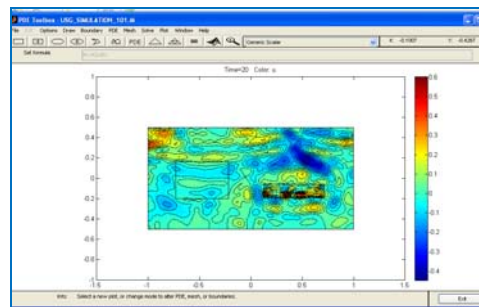
Selanjutnya, masuk ke *mode* “PDE”. Pada *mode* “PDE” ini, ditentukan jenis persamaan diferensial yang digunakan. Karena yang akan disimulasikan adalah perjalanan gelombang, maka dipilih persamaan diferensial hiperbolik.

Sebelum persamaan diferensial diselesaikan, dibuat *Mesh* dari objek-objek yang akan disimulasikan., seperti terlihat gambar 5.



Gambar 5. Pde tool pada *mode* “Mesh”.

Setelah itu, persamaan diferensial diselesaikan, dan hasilnya ditampilkan pada gambar dua dimensi, seperti pada gambar 6.



Gambar 6. Solusi persamaan diferensial untuk simulasi USG.

Pembuatan Citra Objek

Untuk mendapatkan citra objek yang telah disimulasikan, maka perlu dilakukan konversi dari *triangular mesh* menjadi *rectangular grid*. Untuk melakukan hal itu, dibutuhkan kode program:

```
%Define rectangular grid
dx=.01;
dy=.01;
X=[-1:dx:1];
Y=[-1:dy:1];
tmax=201;
for i=1:tmax
    i
    Uxy(:,:,i)=tri2grid(p,t,u(:,i),X,Y);
end
```

Untuk menampilkan hasil konversi ke *rectangular grid* dan menampilkan hasil pencitraan dibuat program:

```
%Display results in
rectangular grid
for i=1:tmax
    figure(1)
    imagesc(X,Y,Uxy(:, :, i))
    axis square
    pause(.1)
end
%Display signal in
point(x1,y1)
y1=-1;
for t1=1:tmax
    x1=.48;
    y1=y1+.01;
    xnumber=find(X==x1);
    signal1=Uxy(xnumber, t1, :);
    signal2=reshape(signal1,1,tmax
);
    signal2(1:20)=0;
    image_USG(t1,1:tmax)=signal2;
    figure(3)
    plot(signal2)
    xlabel('Time');
    ylabel('Intensity');
    grid on
    title(['Signal at x1='
    num2str(x1) ', y1='
    num2str(y1) ' File: '
    filename1])
end
figure
imagesc(Y,[1:tmax],image_USG')
ylabel('Time')
xlabel('Y-Position')
```

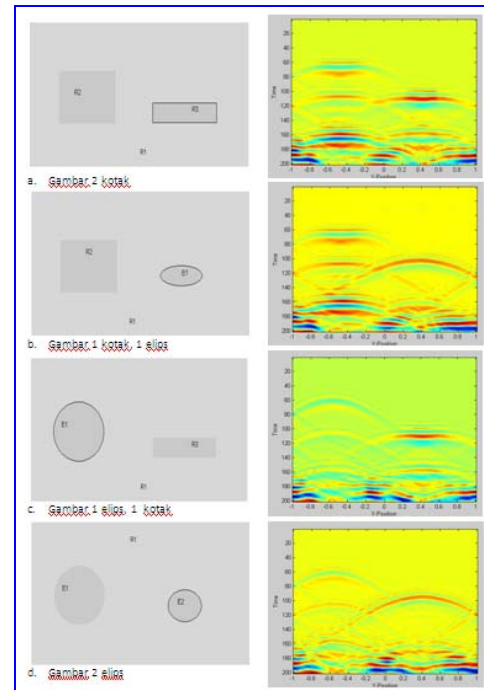
4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Dari simulasi ini didapatkan beberapa hasil citra objek untuk beberapa variasi, diantaranya adalah variasi bentuk objek, variasi jumlah objek, variasi jenis objek, dan variasi frekuensi sinyal.

4.1 Bentuk Objek

Hasil citra untuk variasi bentuk objek sebagai hasil simulasi dari persamaan diferensial yang diselesaikan

pada pde tool, ditunjukkan pada gambar 7.



Gambar 7. Hasil pencitraan objek dari simulasi untuk berbagai variasi bentuk objek a. dua kotak b. kotak dan elips c. elips dan kotak d. dua elips.

Pada gambar 7, gambar sebelah kanan adalah objek asli yang akan dicitrakan, sementara gambar kiri adalah hasil citranya dengan gelombang *ultrasound*.

Pencitraan *ultrasound* ini juga dapat mencitrakan objek dengan bentuk geometri yang berbeda-beda.

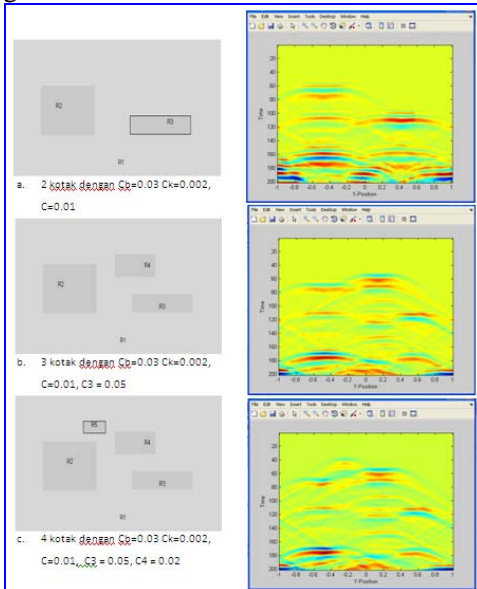
Objek kotak dengan garis datar diatas dan dibawah akan terlihat dalam citra relatif datar. Tetapi tetap saja agak melengkung, karena pantulan hamburan dari batas tersebut.

Sedangkan objek berbentuk elips atau lingkaran, maka garis atas dan bawah, akan tampak melengkung.

Adapun garis vertikal tidak terlihat, hal ini terjadi karena tidak ada refleksi dari garis vertikal ini. Inilah salah kesulitan dalam interpretasi citra dengan teknik *ultrasound* ini.

4.2 Jumlah Objek

Jumlah objek yang banyak juga dapat dicitrakan dengan gelombang *ultrasound*. Hasil pencitraan untuk variasi jumlah objek dapat dilihat pada gambar 8.



Gambar 8. Hasil pencitraan objek dari simulasi untuk berbagai variasi jumlah objek, yaitu mulai dari a. 2 objek dengan $C_b=0.03$ $C_k=0.002$, $C=0.01$ b. untuk 3 objek dengan $C_3=0.05$. C_3 adalah kecepatan gelombang pada objek baru (ketiga). C . untuk 4 objek dengan $C_4=0.02$. C_4 adalah kecepatan gelombang pada objek baru (keempat).

Dari gambar 8 terlihat bahwa untuk jumlah objek yang semakin banyak, maka citra akan menjadi lebih kompleks. Hal ini terjadi, ketika suatu objek merefleksikan gelombang *ultrasound*, refleksinya tidak hanya lurus ke satu arah, tapi menyebar. Demikian pula gelombang yang diteruskan, juga bergerak menyebar.

Akibatnya, satu objek akan berpengaruh pada objek lain, sehingga membuat gambar citra tampak lebih kompleks.

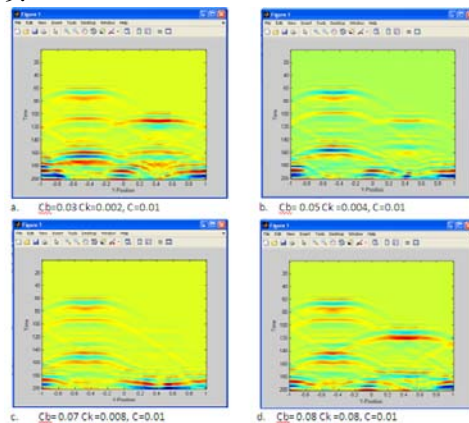
4.3 Jenis Objek

Jika suatu objek yang berbeda (impedansinya berbeda), maka kecepatan gelombang *ultrasound* c yang

melewatinya akan memiliki laju yang berbeda.

Gambar 8 memperlihatkan citra objek dengan c yang berbeda-beda. C_b adalah kecepatan gelombang ketika melewati objek kotak besar, C_k adalah kecepatan gelombang ketika melewati kotak kecil, dan C (tanpa indeks) adalah kecepatan gelombang *ultrasound* dalam bingkai, namun di luar kotak besar dan kecil. Kecepatan diset tanpa satuan, karena sudah dinormalisasi. Disini hanya dilihat dari efek dari perbandingan kecepatan saja.

Hasil citra objek untuk variasi jenis objek sebagai hasil simulasi dari persamaan diferensial yang diselesaikan pada pdetool, ditunjukkan pada gambar 9.



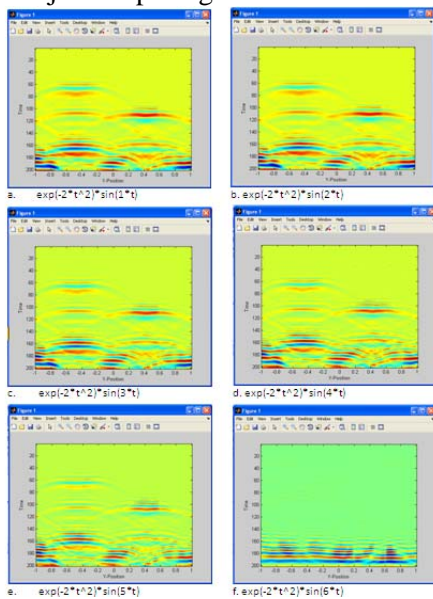
Gambar 9. Hasil pencitraan objek dari simulasi untuk berbagai variasi jenis benda yang ditandai dengan perbedaan c , yaitu mulai dari a. $C_b=0.03$ $C_k=0.002$, $C=0.01$ b. $C_b=0.05$ $C_k=0.004$, $C=0.01$ c. $C_b=0.07$ $C_k=0.008$, $C=0.01$ d. $C_b=0.08$ $C_k=0.08$, $C=0.01$

Jika gelombang *ultrasound* melewati batas dua medium yang berbeda atau dengan impedansi yang berbeda, maka fraksi gelombang yang dipantulkan akan tinggi. Fraksi gelombang inilah yang digunakan sebagai pencitraan. Sebaliknya jika gelombang *ultrasound* melewati batas antara dua medium yang impedansinya hampir sama, maka kecepatan gelombang *ultrasound* mendekati sama dan akibatnya refleksi kecil, sehingga

batas dua medium tadi tidak akan terdeteksi dalam pencitraan dengan *ultrasound*. Pada gambar 10c, terlihat bahwa objek kecil dengan $C_k = 0.008$ tidak terdeteksi, karena nilai itu hampir sama dengan C (tanpa indeks) yang besarnya 0.01. Namun, pada kotak besar yang nilai $C_b = 0.07$ dan berbeda jauh dengan C yang besarnya 0.01, maka bidang batas terlihat dengan jelas.

4.4 Pengaruh Frekuensi Sinyal

Sinyal yang digunakan dalam simulasi ini berbentuk $\exp(-2*t^2)*\sin(a*t)$. Notasi a adalah frekuensi atau banyaknya gelombang *ultrasound* perdetik. Hasil citra objek untuk variasi frekuensi sinyal sebagai hasil simulasi dari persamaan diferensial yang diselesaikan pada *pdeTool*, ditunjukkan pada gambar 10.



Gambar 10. Hasil pencitraan objek dari simulasi dengan variasi frekuensi sinyal, yaitu mulai dari a. $\sin(1*t)$ sampai f. $\sin(6*t)$

Dari gambar 10 terlihat bahwa citra yang dihasilkan tidak seperti objek aslinya yang berupa kotak. Hanya batas antara dua medium yang berbeda, yaitu bagian atas kotak dan bagian bawah kotak yang terdeteksi. Sedangkan batas kanan dan kiri dari kotak tidak terlihat.

Dari gambar 10 terlihat, bahwa pada 10a sampai 10e gambar masih terlihat jelas, namun pada 10f sudah tidak jelas.

Meningkatnya frekuensi dapat meningkatkan resolusi aksial. Resolusi aksial, kemampuan menentukan jarak terkecil (memisahkan) dua titik target, satu di belakang yang lain dan berada pada garis scan yang sama. Namun peningkatan frekuensi dapat menimbulkan absorpsi yang semakin besar, karena konversi energi gelombang menjadi panas.

Pada gambar 10f, tidak terlihat adanya citra kemungkinan besar, adanya atenuasi gelombang yang terlalu tinggi.

Karena itu dalam aplikasi klinis harus dicari frekuensi optimal sehingga resolusi aksial cukup baik, tapi absorpsi tidak terlalu tinggi.

5. KESIMPULAN

Dari simulasi ini dapat disimpulkan beberapa hal berikut ini:

1. Objek elips dan kotak dapat dibedakan. Namun hanya garis horizontal, yakni pada bidang batas bagian atas dan bawah saja yang tampak dalam citra. Adapun garis objek vertikal tidak dapat terlihat dalam citra.
2. Kenaikan jumlah objek yang dicitrakan, akan menyebabkan citra semakin kompleks. Gelombang yang mengenai suatu objek, akan mengganggu gelombang *ultrasound* yang akan digunakan untuk mencitrakan objek berikutnya.
3. Dua objek yang memiliki perbedaan c cukup tinggi, maka pencitraan pada bidang batas dua objek tadi sangat jelas. Sebaliknya, jika perbedaan c sangat kecil, maka batas dua medium tadi tidak kelihatan.
4. Meningkatnya frekuensi gelombang *ultrasound*, menyebabkan resolusi aksial naik,

hanya saja kenaikan ferkuensi ini menyebabkan kenaikan atenuasi gelombang *ultrasound*.

REFERENSI

- [1] Gabriel, J. F, 1996, *Fisika Kedokteran*, Buku Kedokteran, Jakarta.
- [2] Webster, JW, 1998, *Medical Instrumentation; Application and Design*, John Wiley & Sons, Inc, New York.
- [3] Handee, WR dan Ritenour ER, 2002, *Medical Imaging Physics*, Wiley-Liss, Inc, New York.
- [4] Halliday & Resnick, 1994, *Fundamental of Physics*, John Wiley & Sons, Inc.
- [5] Bushberg, JT, Seibert, JA, dan Boone, JM, 2002, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippicott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [6] Dendy, PP dan Heaton B, 1999, *Physics for Diagnostic Radiology*, Institue of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia