

## BAB II

### DASAR TEORI

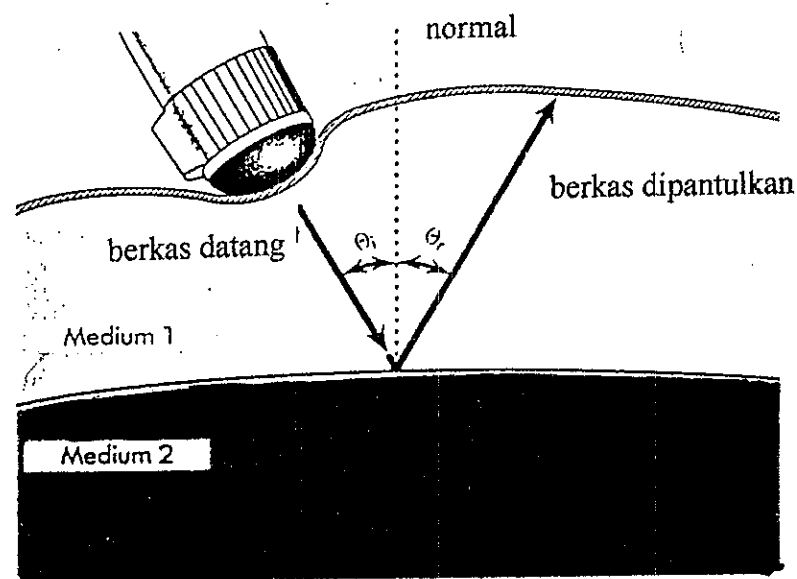
#### 2.1. Gelombang Ultrasonik

Berkas bunyi serupa dengan berkas sinar-X, ialah bahwa keduanya adalah gelombang yang meneruskan tenaga. Salah satu perbedaan yang penting adalah sinar-X melalui vakum sedang gelombang bunyi memerlukan medium untuk perpindahannya. Dengan demikian kecepatan bunyi tergantung dari sifat medium perambatnya (Curry, 1984).

Ultrasonik adalah gelombang bunyi dengan frekuensi lebih tinggi dari pada kemampuan pendengaran telinga manusia sehingga kita tidak biasa mendengarnya sama sekali. Bunyi yang dapat didengar manusia (audibel sonik ) mempunyai frekuensi 20 – 20.000 Hz. Ultrasonik mempunyai frekuensi lebih besar dari 20.000 Hz. Sedangkan berkas bunyi yang digunakan dalam diagnostik imaging mempunyai frekuensi dari 1000.000 Hz – 20.000.000 Hz.

Bila dikaitkan dengan medium perambatan gelombang, maka ultrasonik merupakan gelombang mekanik, yaitu gelombang yang dapat dibuat, diciptakan dan dirambatkan dalam medium elastis (Longren, 1985).

Bila gelombang datang mengenai bidang batas antara dua medium, maka sebagian gelombang akan dipantulkan kembali. Medium 1 mempunyai impedansi  $Z_1 = \rho_1 c_1$  dan medium 2 mempunyai  $Z_2 = \rho_2 c_2$ . Gambar berikut ini merupakan gambaran bagaimana suatu gelombang dipantulkan.



Gambar 2.1. Pemantulan gelombang (Bushong,1991).

Prosentase berkas yang dipantulkan pada permukaan jaringan tergantung pada dua faktor yaitu impedansi akustik ( $Z$ ) dan besarnya sudut datang dari berkas bunyi. Impedansi bahan adalah hasil kali densitas ( $\rho$ ) dan kecepatan bunyi dalam bahan ( $c$ ).

$$Z = \rho \cdot c \quad \dots(2.1)$$

Dimana  $Z$  adalah impedansi akustik (Rayle),  $\rho$  adalah densitas (gr/cm) dan  $c$  adalah kecepatan bunyi dalam bahan.

Udara merupakan medium yang yang memiliki impedansi akustik rendah sedang tulang memiliki akustik impedansi yang tinggi. Hal ini disebabkan semakin tinggi rapat jenis suatu bahan maka semakin tinggi pula nilai impedansi akustiknya.

Tabel 2. 1. Impedansi akustik berbagai bahan (Curry, 1984)

No	Bahan	Impedansi Akustik (gr/cm <sup>2</sup> detik x 10 <sup>-5</sup> )
1	Udara	0,0004
2	Lemak	1,38
3	Air (50 <sup>0</sup> C)	1,54
4	Otak	1,58
5	Darah	1,61
6	Ginjal	1,62
7	Hati	1,65
8	Otot	1,70
9	Lensa mata	1,84
10	Tengkorak – tulang	7,80
11	Alumunium	18,0
12	Air raksa	19,7
13	Kuningan	38,0

Bila gelombang suara melewati dua permukaan jaringan maka jumlah pemantulan ditentukan oleh perbedaan impedansi akustik kedua jaringan. Semakin besar perbedaan impedansi akustik maka semakin besar prosentase berkas suara yang dipantulkan.

Perbedaan impedansi akustik antara *water bag* dan jaringan lunak tubuh relatif kecil. Agar dapat meneruskan bunyi dengan kuat maka perbedaan impedansi akustik kedua bahan yang dilalui harus kecil. Penggunaan *water bag* sebagai alat bantu harus memenuhi kondisi demikian, sehingga dapat meneruskan bunyi cukup kuat untuk dapat menghasilkan gema pada tingkat yang lebih dalam.

Harga koefisien pantul R dapat dicari dengan rumus berikut :

$$R = \frac{Z_{02} - Z_{01}}{Z_{02} + Z_{01}} \quad \dots(2.2)$$

Dimana  $Z_{01}$  adalah impedansi akustik medium pertama dan  $Z_{02}$  adalah impedansi akustik medium kedua masing-masing dalam satuan Rayle.

Bila persamaan (2.1) disubstitusikan ke persamaan (2.2) diperoleh :

$$R = \frac{\rho_2 c_2 - \rho_1 c_1}{\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1} \quad \dots(2.3)$$

Dimana  $\rho_1$  adalah densitas medium pertama ( $\text{gr/cm}^3$ ),  $\rho_2$  adalah densitas medium kedua ( $\text{gr/cm}^3$ ),  $c_1$  adalah kecepatan suara pada medium pertama dan  $c_2$  adalah kecepatan suara pada medium kedua.

Dari persamaan ini menunjukkan bahwa koefisien pantul dapat dihitung dari parameter-parameter fisis dari jaringan yaitu rapat jenis ( $\rho$ ) dan kecepatan gelombang suara ( $c$ ).

Jumlah berkas suara yang dipantulkan dan yang diteruskan adalah 100%. Bila berkas bunyi mengenai perbatasan yang halus yang tegak lurus berkas maka banyaknya pemantulan ditentukan oleh :

$$r = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \times 100\% \quad \dots(2.4)$$

Dimana  $r$  adalah prosentase berkas yang dipantulkan,  $Z_1$  adalah impedansi akustik medium pertama dan  $Z_2$  adalah impedansi akustik medium kedua.

Dengan mengetahui besarnya berkas bunyi yang dipantulkan maka berkas bunyi yang diteruskan akan diketahui.

## 2.2. Interaksi Gelombang Ultrasonik dengan Bahan .

Interaksi gelombang ultrasonik dengan bahan akan menyebabkan berkurangnya intensitas ultrasonik. Proses ini dikenal dengan atenuasi.

Intensitas gelombang ultrasonik akan mengalami atenuasi secara eksponensial .

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} \quad \dots(2.5)$$

Dimana  $I_0$  adalah intensitas awal,  $I_x$  adalah intensitas setelah melalui bahan setebal  $x$ ,  $\mu$  adalah koefisien atenuasi dan  $x$  adalah tebal bahan.

Jumlah atenuasi setiap satu cm media yang dilewati dinamakan koefisien atenuasi. Atenuasi mempunyai satuan dalam dB sedangkan koefisien atenuasi satuannya dalam dB/cm. Koefisien atenuasi pada berbagai jaringan tubuh manusia disajikan pada tabel 2.2.

Tabel 2.2. Nilai koefisien atenuasi berbagai bahan (Curry, 1984).

No	Jenis Bahan	Koefisien Atenuasi(dB/cm)
1	Paru-paru	41
2	Tulang	20
3	Udara	12
4	Otot	3,3
5	Lensa mata	2,0
6	Ginjal	1,0
7	Castor oil	0,95
8	Hati	0,94
9	Otak	0,85
10	Lemak	0,63
11	Darah	0,18
12	Alumunium	0,018
13	Air	0,0022
14	Air raksi	0,00048

Atenuasi yang terjadi karena interaksi ini dikenal dengan interaksi atenuasi yang meliputi proses absorpsi, refraksi, difraksi, hamburan (*scatter*), interferensi dan refleksi.

### 2.2.1. Absorpsi

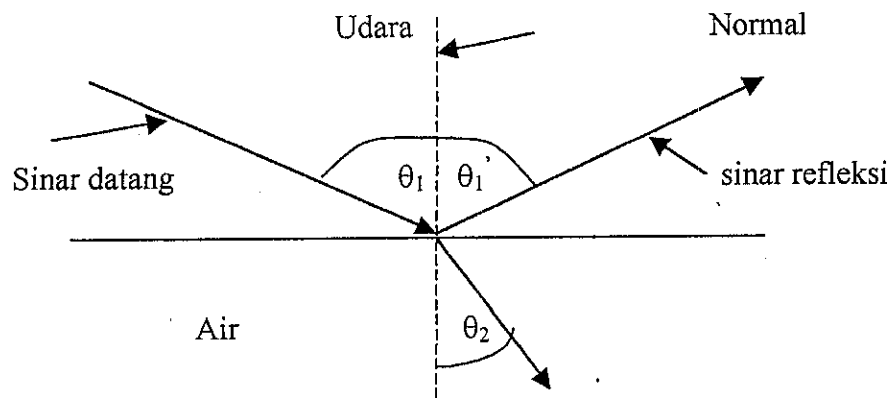
Absorpsi merupakan proses penyerapan energi dimana sebagian energi berubah menjadi energi panas karena gerakan molekul dari jaringan yang terkena ultrasonik. Ada tiga faktor yang berpengaruh pada proses absorpsi yaitu viskositas (kekentalan), waktu relaksasi molekul dan frekuensi ultrasonik.

Viskositas berhubungan dengan sifat kohesi atau adhesi dari molekul jaringan. Semakin tinggi viskositas, semakin bertambah absorpsi yang terjadi. Waktu relaksasi yaitu waktu yang dibutuhkan molekul untuk kembali ke posisi semula sebelum pulsa berikutnya datang, begitu sebaliknya. Semakin lama waktu relaksasi semakin bertambah absorpsi yang terjadi.

Semakin tinggi frekuensi gelombang, akan semakin banyak gelombang yang berinteraksi dengan molekul-molekul sehingga absorpsi yang terjadi semakin besar. Oleh karena itu gelombang dengan frekuensi tinggi digunakan untuk pemeriksaan organ-organ permukaan, sedangkan yang frekuensi rendah untuk organ-organ dalam.

### 2.2.2. Refraksi dan Refleksi

Hukum refleksi diperkenalkan oleh Euclides dan diperoleh secara eksperimen oleh Willford Snellius (1591-1626). Sehingga dikenal sebagai hukum Snellius (Halliday dan Resnick, 1994).



Gambar 2.2. Hukum refleksi dan refraksi dengan menggunakan sinar (Halliday dan Resnick, 1994).

Keterangan :

Berkas datang digambarkan dengan sebuah garis lurus sejajar dengan arus perambatan,  $\theta_1$  : sudut datang,  $\theta_1'$  : sudut refleksi dan  $\theta_2$  : sudut refraksi.

Bedasarkan eksperimen diperoleh hukum-hukum mengenai hukum-hukum refleksi dan refraksi sebagai berikut:

1. Sinar yang direfleksikan dan yang direfraksikan terletak pada satu bidang yang dibentuk oleh sinar datang dan normal bidang batas di titik sinar datang.
2. Untuk refleksi berlaku hukum  $\theta_1 = \theta_1'$
3. Untuk refraksi berlaku hukum :

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = n_{2,1} \quad \dots(2.6)$$

Dengan  $n_{2,1}$  adalah konstanta indeks refraksi dari medium dua terhadap medium satu.

Cepat rambat suara dipengaruhi oleh rapat jenis bahan yang dilalui, semakin tinggi rapat jenis suatu bahan atau medium maka semakin tinggi cepat rambat suara tersebut. Dengan demikian apabila terjadi perubahan rapat jenis bahan yang dilalui maka akan terjadi perubahan sudut refraksi ( $\theta_2$ ). Bila suara datang melalui medium yang memiliki kerapatan lebih besar dari medium berikutnya maka sudut refraksi lebih kecil daripada sudut datang. Sebaliknya apabila suara datang melalui medium yang memiliki kerapatan lebih kecil dari pada kerapatan medium berikutnya maka sudut refraksi lebih besar daripada sudut datang.

Tabel 2.3. Deviasi sudut pada penyudutan berkas suara  $30^\circ$ .

(Dicken, 1991)

No.	Jaringan	Deviasi
1.	Tulang/jaringan lunak	$19^\circ$
2.	Otot/darah	$0^\circ$
3.	Otot/lemak	$2^\circ$
4.	Otot/cairan	$1^\circ$
5.	Lensa mata/aqueous humor	$3^\circ$

Jika berkas suara diarahkan tegak lurus atas antar muka/bidang batas (*interface*), maka sebagian berkas ditransmisikan (diteruskan) dan sebagian lagi direfleksikan (dipantulkan) kembali menuju sumber.



Prosentasi refleksi pulsa dari *interface-interface* jaringan tergantung dari sudut berkas datang dan perbedaan impedansi akustik ( $Z$ ) jaringan yang membentuk *interface*. Pada refleksi spekuler, sudut datang sama dengan sudut pantul. Jika berkas ultrasonik membentur atau mengenai reflektor spekuler secara tegak lurus, intensitas dari gema ditentukan oleh perbedaan impedansi akustik antara dua media yang membentuk *interface*. Perbedaan yang semakin besar pada *interface* akan semakin besar intensitas gema yang kembali ke *probe*, sebaliknya bila perbedaannya mendekati bilangan nol maka hampir semua berkas (pulsa) ditransmisikan, tidak ada yang direfleksikan.

### 2.2.3. Hamburan (*Scattering*)

Proses penghamburan atau penyebaran gelombang ultrasonik disebabkan oleh adanya *interface-interface* yang lebih kecil dari panjang gelombang ultrasonik, bisa juga disebabkan oleh permukaan jaringan yang kasar atau tidak teratur.

### 2.2.4. Lenturan (*Difraksi*)

Lenturan merupakan proses penyebaran atau penjalaran berkas ultrasonik yang bergerak dari sumber ke arah menjauh. Derajat lenturan tergantung ukuran sumber sinar. Sumber sinar yang kecil akan menghasilkan lenturan yang besar. Lenturan juga dapat terjadi

setelah berkas melalui pintu atau celah yang kecil. Celah ini bertindak sebagai sumber yang kecil dan melentur dengan cepat.

#### 2.2.5. Interferensi

Interferensi merupakan perpaduan dua gelombang atau lebih yang menghasilkan pola gelombang yang teratur. Interferensi terjadi jika gelombang-gelombang itu mempunyai sifat yang koheren yaitu mempunyai frekuensi, amplitudo dan fase yang sama. Hasil interferensi ada dua macam yaitu konstruktif (saling memperkuat) dan destruktif (saling memperlemah).

### 2.3. Pengaruh Frekuensi Gelombang Ultrasonik Terhadap Daya Tembus

Frekuensi gelombang ultrasonik adalah banyaknya getaran setiap detik dari gelombang yang merambat pada materi. Satuan frekuensi dinyatakan dengan *oscillation/second* = Hertz. Standar Internasional menyatakan bahwa Hertz sebagai satuan frekuensi. Frekuensi gelombang ultrasonik yang dipakai dalam bidang diagnostik adalah 1 – 20 MHz, tetapi yang paling umum digunakan dalam bidang ini adalah 1-10 MHz.

Frekuensi gelombang ultrasonik ini dihasilkan dengan mengubah osilasi mekanik kedalam osilasi tegangan. Frekuensi ini akan mempengaruhi besarnya penyerapan (absorpsi) bahan terhadap gelombang ultrasonik. Di dalam jaringan absorpsi berbanding lurus dengan frekuensi sehingga apabila frekuensi makin tinggi maka absorpsi akan semakin tinggi pula.

Frekuensi gelombang ultrasonik mempengaruhi jumlah absorpsi yang disebabkan oleh viskositas jaringan. Semakin tinggi frekuensi semakin sering partikel bergerak dalam waktu tertentu, sehingga lebih sering partikel-partikel tersebut bertumbukan.

Frekuensi juga mempengaruhi banyaknya penyerapan yang disebabkan oleh waktu relaksasi. Pada frekuensi rendah molekul-molekul mempunyai cukup waktu untuk istirahat antara osilasi satu ke osilasi lain. Semakin lama waktu relaksasi semakin bertambah absorpsi yang terjadi.

Hubungan antara frekuensi gelombang ultrasonik dengan ketebalan bahan yang dapat ditembus dapat dirumuskan sebagai berikut :

Dari persamaan koefisien atenuasi pada frekuensi tertentu diketahui bahwa  $\mu_f = f \mu_0$  ( Dicken 1991). ....( 2.7)

Dimana  $\mu_f$  adalah koefisien atenuasi pada frekuensi tertentu,  $f$  adalah frakuensi sumber bunyi dan  $\mu_0$  adalah koefisien atenuasi setiap frekuensi 1 MHz.

Sedangkan persamaan intensitas suara diketahui :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \dots(2.8.)$$

Untuk mendapatkan intensitas sama pada pemakaian frekuensi yang berbeda maka :

$$\text{pada } f_1 \text{ intensitasnya adalah } I = I_0 e^{-\mu_0 x_1 f_1} \quad \dots(2.9)$$

$$\text{pada } f_2 \text{ intensitasnya adalah } I = I_0 e^{-\mu_0 x_2 f_2} \quad \dots(2.10)$$

Dimana  $f_1$  adalah frekuensi pertama,  $f_2$  adalah frekuensi kedua,  $x_1$  adalah tebal bahan pertama dan  $x_2$  adalah tebal bahan kedua.

dari persamaan (2.9) dan (2.10) apabila disubstitusikan maka diperoleh

$$e^{-\mu_0 x_2 f_2} = e^{-\mu_0 x_1 f_1}$$

$$\mu_0 x_1 f_1 = \mu_0 x_2 f_2 = \text{konstan (C)} \quad \dots(2.11)$$

maka  $x f = C$

$$\text{sehingga } x = \frac{c}{f} = \frac{1}{f} \quad \dots(2.12)$$

Dengan demikian semakin tinggi frekuensi, semakin kecil ketebalan bahan ( $x$ ) yang dapat ditembus karena terjadinya peningkatan absorpsi. Sebaliknya semakin kecil frekuensi yang digunakan, semakin besar ketebalan bahan yang dapat ditembus. Oleh karena itu gelombang dengan frekuensi tinggi digunakan untuk pemeriksaan organ-organ permukaan sedangkan untuk yang berfrekuensi rendah untuk pemeriksaan organ-organ dalam. Tabel 2.4 menunjukkan ketebalan bahan yang dapat ditembus ultrasonik dengan variasi frekuensi.

Tabel 2.4. Kedalaman penetrasi ultrasonik dengan berbagai variasi frekuensi  
( Dicken, 1991 )

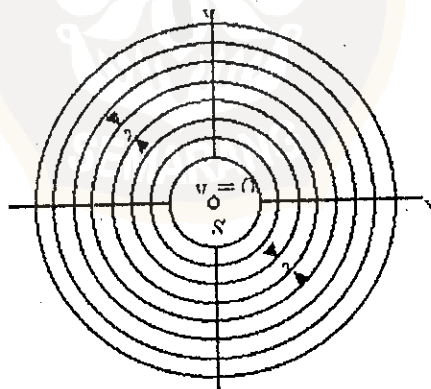
No.	Frekuensi (MHz)	Kedalaman (cm)
1.	1	15
2.	2	10
3.	5	5
4	8	3
5.	10	2

#### 2.4. Prinsip Dasar Efek Doppler

Efek doppler adalah efek yang timbul akibat Bergeraknya bunyi dan atau Bergeraknya pendengar sehingga menimbulkan frekuensi yang berbeda.

Bila seorang pendengar Bergerak menuju sumber stasioner maka frekuensi suara yang terdengar akan lebih tinggi dibandingkan apabila pendengar dan sumber suara sama-sama diam. Sebaliknya frekuensi suara akan lebih rendah apabila antara pendengar dan sumber suara salah satu menjauh atau dua-duanya menjauh. Efek diatas disebut efek doppler.

Gambar 2.3. dibawah ini menunjukkan sebuah suara S yang diam dan seorang pengamat O yang Bergerak menuju sumber dengan kecepatan  $v_0$ , lingkaran-lingkaran tersebut menyatakan muka gelombang yang berjarak satu panjang gelombang, satu terhadap yang lainnya, yang berjalan melalui medium tersebut.



Gambar 2.3. Sumber suara diam, pengamat O Bergerak mendekati

( Halliday dan Resnick, 1994 )

Frekuensi yang didengar oleh pengamat tersebut adalah banyaknya gelombang diterima per satuan waktu atau

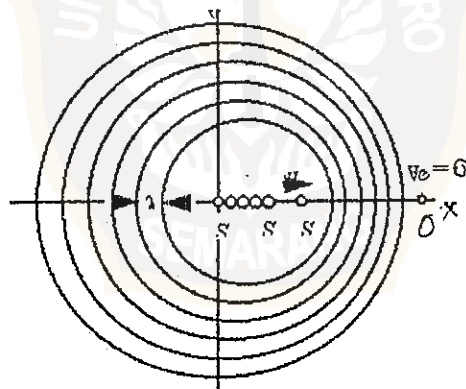
$$f' = \frac{c+v}{c} f \quad (\text{pengamat bergerak mendekat}) \quad \dots(2.13)$$

$$f' = \frac{c-v}{c} f \quad (\text{pengamat bergerak menjauh}) \quad \dots(2.14)$$

Dimana  $f'$  adalah frekuensi yang didengar oleh pengamat dalam keadaan bergerak,  $f$  adalah frekuensi yang didengar pengamat dalam keadaan diam,  $v$  adalah kecepatan gerak pengamat dan  $c$  adalah cepat rambat suara dalam medium.

Apabila sumber suara bergerak menuju seorang pengamat yang diam maka terjadi pemendekan panjang gelombang (lihat gambar 2.4.).

Muka gelombang 1 dipancarkan oleh sumber pada saat di  $S_1$ , muka gelombang 2 dipancarkan oleh sumber pada saat di  $S_2$  dan seterusnya.



Gambar 2.4. Sumber suara bergerak menuju pengamat diam.

( Halliday dan Resnick, 1994 )

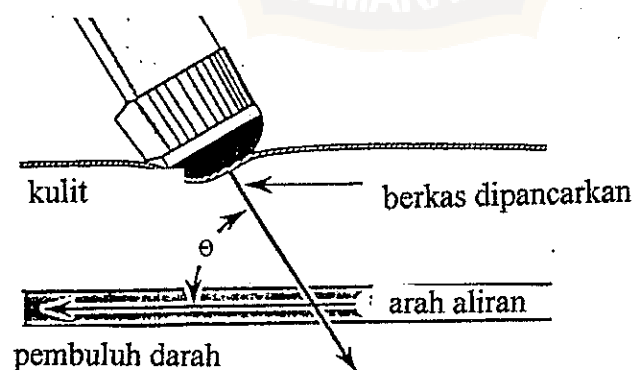
Apabila sumber suara dan pengamat sama-sama bergerak, maka frekuensi yang didengar pengamat adalah

$$f' = \frac{c \pm v}{c \pm v_s} f \quad \dots(2.15)$$

Pada ultrasonik diagnostik, efek doppler digunakan untuk mendeteksi aliran darah. Ketika sumber ultrasonik dipantulkan oleh obyek yang bergerak, frekuensinya akan berbeda dengan frekuensi sumber ultrasonik. Perubahan frekuensi ini disebut frekuensi pergeseran doppler ( Doppler Shift Frequency,  $f_D$ ). Dengan kata lain  $f_D$  adalah perbedaan antara frekuensi yang dipantulkan oleh obyek yang bergerak ( $f_R$ ) dan frekuensi yang ditransmisikan ( $f_T$ ).

Frekuensi pergeseran doppler biasanya berada dalam jangkah frekuensi yang dapat ditangkap oleh telinga manusia, setelah diperbesar maka frekuensi pergeseran doppler ini menjadi suara yang dapat didengar oleh telinga manusia.

Berbeda dengan ultrasonografi biasa dimana intensitas suara terbesar yang dipantulkan bila berkas suara tegak lurus permukaan medium pantul, maka dalam ultrasonografi doppler frekuensi perubahan doppler terbesar saat berkas suara mengenai pembuluh darah dengan sudut lancip.



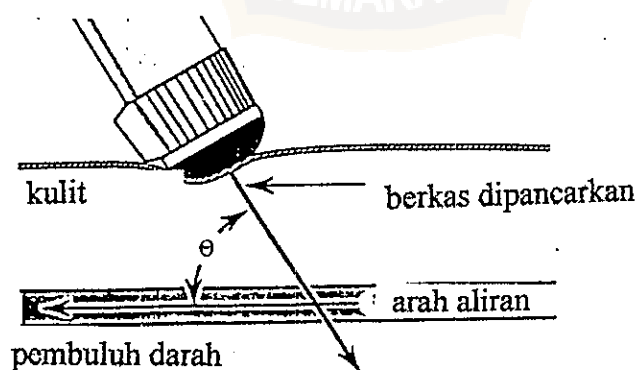
Gambar 2.5. Penyudutan transduser ( Bushong, 1991 ).

$$f' = \frac{c \pm v}{c \pm v_s} f \quad \dots(2.15)$$

Pada ultrasonik diagnostik, efek doppler digunakan untuk mendeteksi aliran darah. Ketika sumber ultrasonik dipantulkan oleh obyek yang bergerak, frekuensinya akan berbeda dengan frekuensi sumber ultrasonik. Perubahan frekuensi ini disebut frekuensi pergeseran doppler ( Doppler Shift Frequency,  $f_D$ ). Dengan kata lain  $f_D$  adalah perbedaan antara frekuensi yang dipantulkan oleh obyek yang bergerak ( $f_R$ ) dan frekuensi yang ditransmisikan ( $f_T$ ).

Frekuensi pergeseran doppler biasanya berada dalam jangkah frekuensi yang dapat ditangkap oleh telinga manusia, setelah diperbesar maka frekuensi pergeseran doppler ini menjadi suara yang dapat didengar oleh telinga manusia.

Berbeda dengan ultrasonografi biasa dimana intensitas suara terbesar yang dipantulkan bila berkas suara tegak lurus permukaan medium pantul, maka dalam ultrasonografi doppler frekuensi perubahan doppler terbesar saat berkas suara mengenai pembuluh darah dengan sudut lancip.



Gambar 2.5. Penyudutan transduser ( Bushong, 1991 ).



Gambar diatas menunjukkan penyudutan transduser terhadap aliran pembuluh darah dengan sudut  $\theta$ . Semakin kecil sudut antara berkas bunyi dan aliran darah semakin besar vektor gerakan dan semakin besar frekuensi pergeseran dopplernya. Pada penyudutan transduser ini dianjurkan untuk tidak melebihi sudut  $60^\circ$  karena apabila melebihi sudut tersebut prosentase kesalahan akan besar.

Tabel 2.5. Prosentase kesalahan pengukuran kecepatan dengan variasi sudut ( $\theta$ ) (Dicken, 1991)

No.	Sudut ( $\theta$ )	Cos $\theta$	% kesalahan nilai kecepatan
1.	$0^\circ$	1,000	0,1
2.	$10^\circ$	0,985	1,1
3.	$20^\circ$	0,984	2,0
4.	$30^\circ$	0,866	3,1
5.	$40^\circ$	0,766	4,6
6.	$50^\circ$	0,602	6,4
7.	$60^\circ$	0,500	9,2
8.	$70^\circ$	0,342	14,3
9.	$80^\circ$	0,174	29,9

Frekuensi pergeseran doppler dapat dihitung dengan rumus berikut :

$$f_D = \frac{2f_v}{c} \cos \theta \quad \dots(2.16)$$

Dimana  $f_D$  adalah frekuensi pergeseran doppler (MHz),  $f$  adalah frekuensi mula-mula (MHz),  $v$  adalah kecepatan aliran darah(m/detik),  $c$  adalah kecepatan suara dalam jaringan ( 1540 m/detik).

## 2.5. Visualisasi Ultrasonik

Gambaran ultrasonik merupakan kumpulan data-data elektronik yang dihasilkan dari gema-gema suara yang diterima transduser dan diperagakan pada TV monitor atau osiloskup. Setiap gema yang ditangkap oleh transduser membuat sebagian kecil dari data, dan data-data tersebut bersama-sama membentuk gambaran elektronik. Perubahan gambaran bunyi berkembang secara bertahap.

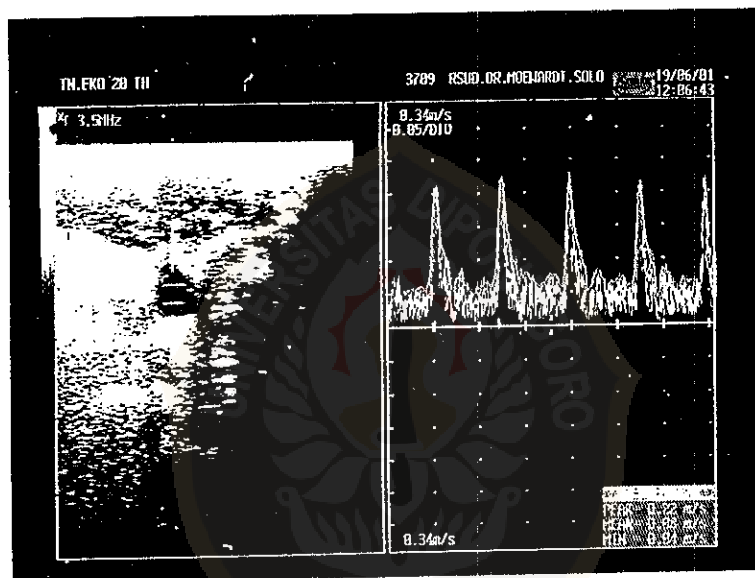
Perkembangan sistem visualisasi ultrasonik diawali dengan model amplitudo atau dikenal dengan *A-mode*, kemudian berkembang dengan ditemukannya mode kecerahan atau *B-mode*, mode gerakan atau *M-mode* dan perkembangan selanjutnya adalah ditemukannya mode doppler atau *Doppler-mode*.

Pada penelitian ini model visualisasi yang dipakai adalah *duplex-doppler*, yaitu kombinasi antara *B-mode* dan *doppler-mode*. Dengan visualisasi model ini dalam satu tampilan terdiri dari dua gambar yaitu sebelah kiri merupakan gambar *B-mode* dan sebelah kanan merupakan gambar dari *doppler-mode*.

Pada *B-mode* sonograf ditampilkan dalam bentuk bintik-bintik kecerahan yang merupakan pantulan dari ultrasonik oleh obyek yang

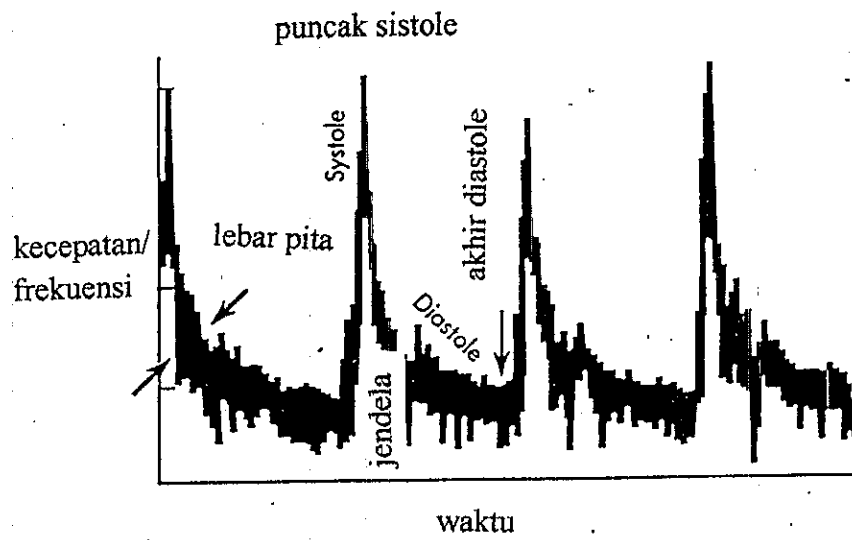
diperiksa. Bintik gelap dan terang tergantung dari intensitas ultrasonik yang dipantulkan. Dengan *B-mode* ini sonograf yang didapatkan merupakan gambar dua dimensi. Perkembangan dari *B-mode* ini adalah dengan ditemukannya skala keabuan atau *grey scale*.

*Doppler-mode* merupakan sonograf hasil konversi dari gerakan pembuluh darah yang diperiksa dengan *B-mode* kedalam bentuk spektrum kecepatan (Bushong, 1991). Gambar berikut merupakan visualisasi ultrasonik dalam bentuk *duplex-doppler*.



Gambar 2.6. Visualisasi arteri carotis dalam bentuk *duplex-doppler*.

Puncak dari spektrum yang tinggi merupakan *sistole* dan puncak dari spektrum yang pendek merupakan *diastole*.



Gambar 2.7. Spektrum kecepatan yang dihasilkan oleh ultrasonik doppler  
(Bushong, 1991).

