

BAB III

METODA PENELITIAN

3.1. Lokasi

Penelitian dilakukan di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Umum Pusat Dokter Kariadi Semarang.

3.2. Obyek penelitian

Salah satu tujuan dari penelitian ini adalah untuk mendapatkan nilai normal dari P_1 dan v_m . Nilai normal diartikan nilai yang didapatkan dari orang yang normal (sehat), sehingga sampel yang diambil haruslah dilakukan tes kesehatan lebih dahulu apakah memenuhi kriteria sehat atau tidak. Namun dengan alasan keterbatasan biaya, waktu dan tenaga, penulis meneliti populasi dari sekelompok orang yang sudah dinyatakan sehat yakni mahasiswa ATRO Semarang (berjumlah 240 orang). Penulis mengambil sampel sejumlah 5% dari jumlah populasi (12 orang) dan sampel tersebut diambil dari mahasiswa ATRO yang sedang praktek di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Dokter Kariadi Semarang (36 orang) yang bertepatan dan bersamaan waktu dan tempatnya saat penulis melakukan penelitian. Kriteria obyek penelitian adalah sehat jasmani dan rohani (tidak menunjukkan keadaan suatu penyakit), usia antara 20 sampai 40 tahun, memiliki badan yang tidak gemuk, laki-laki dan bersedia dilakukan penelitian.

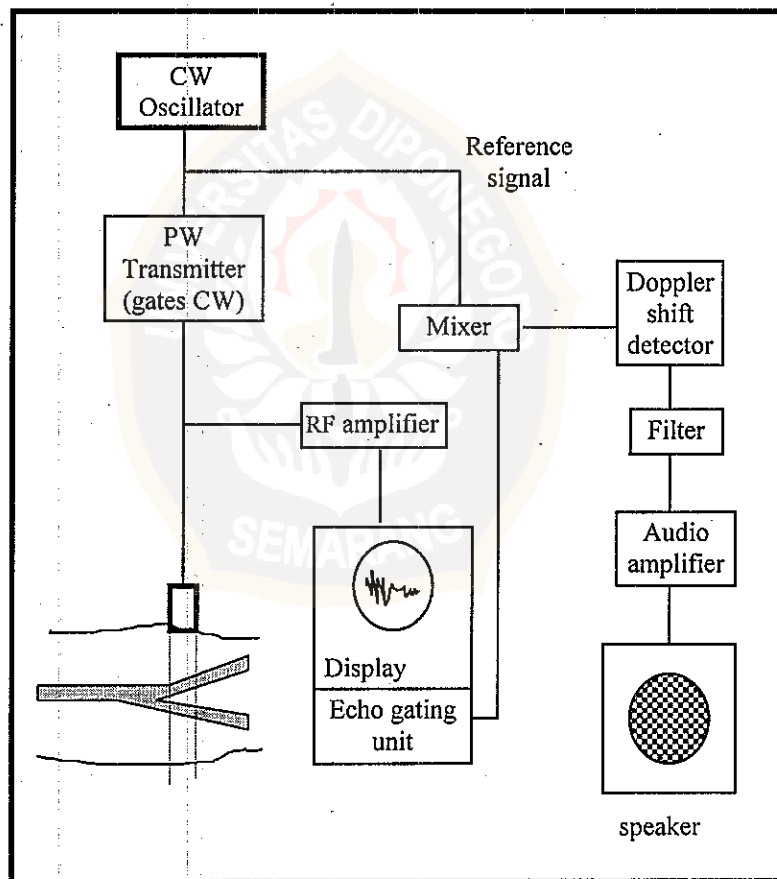
Obyek penelitian lebih khusus lagi adalah aorta *abdominalis*, karena lebih mudah dilakukan pengamatan dan pengukuran.

3.3. Peralatan

Peralatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah pesawat USG dengan diagram blok seperti gambar 3.2. yang spesifikasinya sebagai berikut :

- *Merk* : Shimadzu
- *Type* : SDU-500B
- *Voltage* : 90 V, 120 V, 150 V, 180 V.
- *Mode display* : *B Mode, Dual B Mode, (B+M) Mode, (B+M+M) Mode, M Mode, Dual M Mode.*
- *Monitor* : *Display CRT 12 inchi*
- *Gain* : Pengaturan B dan M secara tersendiri/terpisah.
- *Display karakter* : Tahun, bulan, hari, jam, nama rumah sakit, identitas pasien, type probe, pengukuran dan lain-lain.
- *Fungsi pengukuran* : Jarak, area, panjang circumference, sudut, kecepatan denyut jantung, kecepatan aliran darah, penentuan usia janin.
- *Power supply* : 100 V \pm 10 % (AC), 50/60 Hz (*fuse* : 15 A)
110 V \pm 10 % (AC), 50/60 Hz (*fuse* : 15 A)
200 V \pm 10 % (AC), 50/60 Hz (*fuse* : 10 A)
220 V \pm 10 % (AC), 50/60 Hz (*fuse* : 10 A)

- Berat : ± 80 kg
- Kondisi kerja : Temperatur : $10^{\circ} - 35^{\circ} \text{C}$
Humidity : 30 – 85 % (tidak ada kondensasi)
- Spesifikasi pilihan Doppler :
 - a. Metode Doppler : Metode Doppler pulsa
 - b. *Mode display* : B mode, B+D mode, M+D mode, B+M+D mode
 - c. *Probe* untuk Doppler : linear (3,5 dan 5 MHz)
- Kondisi penyimpanan : Temperatur : $10^{\circ} - 45^{\circ} \text{C}$
Humidity : 30 – 85 % (tidak ada kondensasi)



Gambar 3.1. Diagram blok prinsip instrumen Doppler gelombang pulsa (McDicken,1991)

3.4. Tahapan Penelitian

3.4.1. Persiapan pesawat

Sebelum dilakukan pemeriksaan terhadap pasien, pesawat harus terlebih dahulu dalam keadaan *on*, serta dilakukan pemilihan *probe* spesifikasi pilihan Doppler yang cocok untuk kedalaman aorta *abdominalis* ($\pm 15 - 20$ cm) yakni linear 3,5 MHz dan 5 MHz (umumnya antara 2 - 5 MHz).

3.4.2. Persiapan dan posisi pasien

Persiapan pasien dilakukan dengan cara tahan makan (4 - 6 jam sebelum pemeriksaan). Posisi pasien diletakkan tidur telentang (*supine*) di atas *brankart* pemeriksaan dan kedua tangan diletakkan di samping tubuh ke arah kaki.

3.4.3. Pengambilan sonogram

Pengambilan sonogram dilakukan secara beruntun dengan langkah-langkah sebagai berikut:

1. Melakukan *set mode display* yaitu : B + D-mode, sehingga dalam layar monitor akan tampak dua bagian yaitu *brightness mode* dan Doppler mode.
2. Mencari *window* yaitu tempat meletakkan *probe* sehingga didapat gambar aorta *abdominalis* secara maksimal, tempatnya pada *mid sagital plane* (MSP), sedikit (± 2 cm) ke arah kanan pasien setinggi antara prosesus xipoidus sampai dengan ± 2 cm ke arah bawah dari umbilikus.

3. Melakukan *optimize* letak dari *probe*, yaitu membuat ketepatan arah, termasuk lokalisasi dan kedalaman (*depth*) terhadap aorta *abdominalis*, dan apabila menginginkan memperkecil sudut θ maka dengan cara menekan ke dalam perut pasien pada bagian kaudal dari *probe*.
4. Mengidentifikasi bentuk gelombang pantul sinyal ultrasonik oleh sel-sel darah yang mengalir dalam aorta *abdominalis*, yang dalam keadaan normal, setiap aorta *abdominalis* memantulkan bentuk sinyal gelombang yang khas sehingga lebih mudah mengenal bentuk gelombang tersebut, selanjutnya akan mudah mengenal keadaan aorta *abdominalis*, apakah normal ataukah dalam keadaan patologis.
5. Setelah mendapatkan bentuk gelombang pantul sinyal ultrasonik (pada θ tertentu) kemudian melakukan pengukuran V_m dan P_I dengan mencari menu P_I , akan muncul *cursor* yang dipergunakan untuk membuat grafik (dengan cara menghubungkan v_s dan v_d), sehingga didapatkan data terukur P_I dan v_m .
6. Mengulangi langkah nomor 5 dengan mengubah arah perut untuk mendapatkan sudut θ yang bervariasi.

3.5. Variabel Operasional

3.5.1. Variabel tak gayut adalah *mean velocity* dan *pulsatility index* (v_m dan P_I).

3.5.2. Variabel gayut meliputi: sudut θ , frekuensi *probe* (transduser).

3.5.3. Parameter penelitian

Menurut Vollrat K, harga normal kecepatan rata-rata aliran darah dipengaruhi oleh *Cordiac output*, umur, jenis kelamin dan ras (Hasyim, 1997).

Parameter diagnostik yang umumnya bisa didapatkan dari pemeriksaan ultrasonik Doppler adalah:

- *Peak sistolik velocity* (v_s)
- *End diastolik velocity* (v_d)
- *Pulsatility index* (P_I)
- *Mean velocity* (v_m)

Dari nilai-nilai tersebut di atas, nilai *mean velocity* (v_m) dan *pulsatility index* (P_I) adalah merupakan dua nilai dasar yang harus diketahui, karena dipakai sebagai interpretasi berkaitan dengan berbagai macam keadaan patologis (Hasyim, 1997).

Pemeriksaan ultrasonik Doppler berdasarkan jenis pembuluh darah yang diperiksa dibedakan menjadi 2 macam, yaitu pemeriksaan ultrasonik Doppler intrakranial dan ekstrakranial. Pemeriksaan ultrasonik Doppler intrakranial, secara statistik telah didapatkan nilai normal untuk *mean velocity* (v_m) dan *pulsatility index* (P_I). Nilai normal ini diperoleh dari Eropa dan Amerika dengan kelompok umur 20 - 60 tahun seperti disajikan pada tabel 3.1.

Tabel 3.1. Nilai normal yang dipakai sebagai pembanding

Arteri	sumber	mean	SD
MCA (Arteri serebri media)	1	64	± 17
	2	55	± 12
ACA (Arteri serebri anterior)	1	50	± 13
	2	50	± 11
PCA (Arteri serebri posterior)	1	40	± 9
	2	39	± 10
BA (Arteri basilaris)	1	39	± 9
	2	41	± 10

Sumber 1 : Horder and Gilsbach J.M 1987 (Eropa)

2 : Neuroguard, Inc 1996 (Amerika)

Nilai P_1 yang normal adalah antara 0,5 - 1,2, karena intrakranial mempunyai resistensi yang rendah. Perhitungan nilai *mean velocity* (v_m) dan *pulsatility index* (PI) adalah sebagai berikut:

$$v_m = \frac{(v_s - v_d)}{3} + v_d \quad (3.1)$$

$$P_1 = \frac{v_s - v_d}{v_m} \quad (3.2)$$

Untuk pemeriksaan ultrasonik Doppler ekstrakranial, kedua nilai normal v_m dan P_1 sangat bervariasi, mulai dari pembuluh darah yang besar sampai yang kecil. Penulis belum mendapatkan contoh data statistiknya. Namun untuk P_1 , karena pembuluh darah ekstrakranial memiliki resistensi yang lebih tinggi dari intrakranial, maka disebut bahwa P_1 ekstrakranial umumnya lebih besar dari 1,5 (Hasyim, 1997).

3.6. Kerangka Penelitian

3.6.1. Prosedur penelitian

Pada penelitian ini, dilakukan pemeriksaan pada pembuluh darah ekstrakranial dan lebih khusus lagi yaitu aorta *abdominalis*. Pertimbangannya, aorta *abdominalis* merupakan pembuluh darah terbesar, yang mudah diteliti dan dideteksi dengan pemeriksaan Doppler. Dengan pemeriksaan Doppler, umumnya terlihat suatu gambaran spektrum Doppler yang trifasik dan mempunyai jendela spektrum yang besar. Semakin kedistal tampak *peak to peak flow velocity*nya menurun dan spektrum terlihat lebih pulsatil. Dengan bantuan pemeriksaan Doppler, kelainan dinding aorta *abdominalis* dan lumennya lebih mudah dideteksi. Diameter lumen lebih mudah dihitung. *Ekstensi* kelainan dinding lebih mudah ditentukan. Kelainan dinding, seperti misalnya diseksi lebih mudah terlihat. Patensi cabang-cabang pembuluh darah aorta *abdominalis* yang penting dapat dievaluasi. Diagnosa *aneurisma* aorta dapat dikenali. *Ekstensi aneurisma* ke *bifurcatio* dan arteri-arteri *iliaca* dapat terlihat dengan jelas. Panjang segmen aorta yang mengalami *aneurisma* mudah ditentukan. Keterlibatan arteri *renalis* kanan dan kiri juga dapat dideteksi. Dengan demikian, banyak informasi yang didapatkan dari pemeriksaan ultrasonik Doppler pada aorta *abdominalis* ini.

Berdasarkan persamaan : $v = \frac{f_D c_w}{2 f \cos \theta}$ dapat dinyatakan bahwa apabila v ,

c_w dan f adalah konstanta maka secara teori perubahan $\cos \theta$ akan

menyebabkan perubahan f_D . Namun dalam penerapan medis ada catatan-catatan sebagai berikut: (Terrence, 1991)

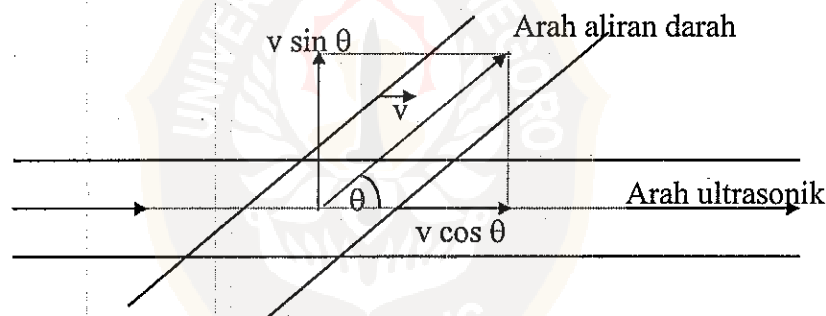
1. Persamaan Doppler

Dari persamaan Doppler, *velocity* (v) sebanding dengan frekuensi Doppler (f_D), bergantung sudut ($\cos \theta$) dan tidak bergantung frekuensi *probe* (f). Frekuensi Doppler (f_D) bergantung sudut ($\cos \theta$) dan frekuensi *probe* (f).

2. Gema Doppler

Pulsa ultrasonik dihamburkan oleh sel-sel darah merah, intensitas gema sebanding dengan jumlah sel-sel yang hambur dan intensitas penetrasi berkurang dengan bertambahnya frekuensi *probe* (f).

3. Vektor *velocity* (\vec{v})



Gambar 3.2. Vektor *velocity* (\vec{v}) (Terrence, 1991)

Vektor *velocity* darah (\vec{v}) dibuat oleh komponen kecepatan yang sejajar ($v \cos \theta$) dan komponen lain yang tegak lurus arah ultrasonik. *Probe* hanya mengukur komponen yang paralel dengan arah ultrasonik ($v \cos \theta$). Untuk memperoleh *velocity* darah secara nyata, harus dibagi dengan $\cos \theta$.

4. Pengukuran *velocity*

Velocity tidak tergantung frekuensi *probe* (f), dapat diperbaiki dengan pengaturan sudut θ dan dipengaruhi secara langsung oleh parameter fisiologis.

5. Pengukuran frekuensi Doppler

Frekuensi Doppler tergantung frekuensi *probe*, tidak dapat diperbaiki oleh sudut θ dan dipengaruhi secara tidak langsung oleh parameter fisiologis.

6. Faktor perubah Doppler di bawah *control operator*.

- a. Semakin tinggi frekuensi *probe* akan memberikan hamburan yang semakin besar akibatnya frekuensi Doppler juga semakin tinggi. Kaitannya dengan atenuasi jaringan maka pemilihan *probe* harus memperhatikan kedalaman jaringan (pembuluh darah) dan frekuensi Doppler yang lebih tinggi.
- b. Sudut antara aliran darah dan arah ultrasonik Doppler adalah faktor kritis yang disebut dengan $\cos \theta$. *Probe* mengukur komponen $v \cos \theta$ dari aliran darah. Kesalahan sudut estimasi pada *range* yang berbeda akan memberikan prosentase kesalahan yang berbeda. Semakin besar θ , semakin besar pula prosentase kesalahannya. Sebagian besar ahli menyarankan agar sudut θ yang digunakan operator tidak melebihi angka 60° . Contoh seperti pada tabel 3.2.

Tabel 3.2. Prosentase kesalahan sudut estimasi 3° hasil pengukuran *velocity*

Sudut θ ($^\circ$)	$\cos\theta$	Prosentase kesalahan nilai <i>velocity</i> (%)
0	1,000	0,1
10	0,985	1,1
20	0,984	2,0
30	0,866	3,1
40	0,766	4,6
50	0,602	6,4
60	0,500	9,2
70	0,342	14,3
80	0,174	29,9

Sumber: McDicken, 1991.

3.6.2. Metode analisis data

3.6.2.1. Perhitungan

Tujuan penelitian ini antara lain untuk mencari nilai normal dari (P_1) dan ($v_m = \bar{v}$). Pengukuran dilakukan pada 12 Responden. Setiap responden dilakukan bervariasi kali pengukuran, mulai 4 sampai 16 kali pengukuran, disesuaikan dengan kemudahan mendapatkan sonogram berdasarkan *B-mode*. Sedangkan pengukuran dengan *Doppler mode* menyesuaikan hasil dari *B-mode*.

Dari data pengukuran P_1 , dilakukan perhitungan rata-rata beserta ralatnya untuk setiap responden. Selanjutnya dilakukan perhitungan rata-rata lagi dari 12 rata-rata responden untuk mendapatkan nilai normal P_1 .

Pada data pengukuran $v_m(\bar{v})$ dilakukan perhitungan rata-rata berdasarkan pengaturan sudut, dikarenakan faktor pengaruh

penyudutan probe terhadap nilai \bar{v} yang terukur. Artinya dari 12 Responden, nilai \bar{v} yang diukur pada θ yang sama, dikelompokkan menjadi satu untuk dilakukan perhitungan rata-rata. Dari hasil \bar{v} pada saat θ_1 dikalikan dengan $\cos \theta_1$ dan seterusnya. Hasilnya adalah $\bar{v}_1 \cos \theta_1, \bar{v}_2 \cos \theta_2$ dan seterusnya. Selanjutnya dilakukan perhitungan rata-rata $\bar{v} \cos \theta$ dari θ terkecil sampai $\theta = x$, dimana x adalah batas θ dengan prosentase kesalahan sudut estimasi $2,5^\circ$ di bawah 10%. Hasilnya adalah rata-rata $\bar{v} \cos \theta$ ($\overline{v \cos \theta}$) yang merupakan ($v_m = \bar{v}$) secara riil yakni $v = v \cos \theta$, dimana $\theta = 0$. Selanjutnya dari nilai $v_m(\bar{v})$ secara riil ini dapat dibuat harga *mean velocity* pada semua nilai θ (\bar{v} terukur) yang caranya dibagi dengan nilai $\cos \theta$.

3.6.2.2. Analisis Grafik

Hasil perhitungan disajikan dalam bentuk grafik:

1. Grafik antara v dan $\theta/\cos \theta$ dari karakteristik pesawat.
2. Grafik antara \bar{v} dan $\theta/\cos \theta$ dari hasil pengukuran objek.
3. Grafik antara \bar{v} dan $1/\cos \theta$ dari hasil pengukuran objek.

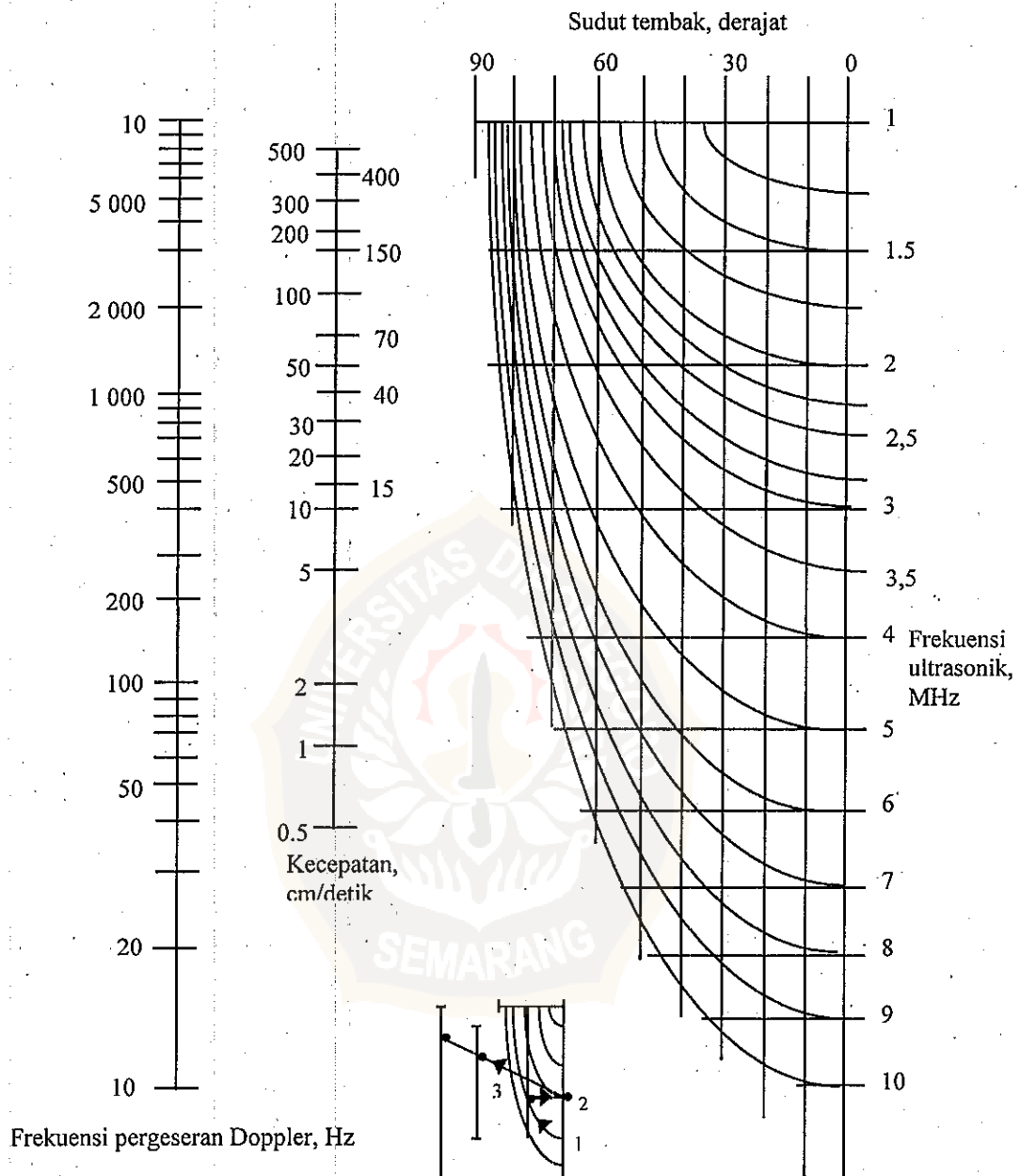
Dari grafik v dan $\theta/\cos \theta$ akan diketahui pengaruh timbal balik antara pengaturan penyudutan probe dan nilai \bar{v} terukur.

Untuk grafik \bar{v} dan $1/\cos \theta$ merupakan persamaan linear Doppler

$$f_D = \frac{2f}{c_w} v \cos \theta, \text{ sehingga nilai } f_D \text{ dapat ditentukan berdasarkan}$$

perhitungan maupun analisa grafik. Selanjutnya sebagai alternatif

untuk mendapatkan hubungan antara v , f , θ dan f_D , juga dicantumkan cara mendapatkan f_D dengan menggunakan nomogram berikut:



Gambar 3.3. Nomografi hubungan antara *velocity*, frekuensi *probe* dengan variasi sudut θ , pada perhitungan $c_w = 1570$ m/detik (Wells, 1988)