

ULTRASOUND TIGA - DIMENSI

SAFFUWAN BIN MOHAMED JOHAR

PERPUSTAKAAN TUNKUS RUDAT

UNIVERSITI SAINS MALAYSIA

2003

PERPUSTAKAAN KUI TTHO



3 0000 00076041 7



“Saya akui bahawa saya telah membaca karya ini dan pada pandangan saya karya ini adalah memadai dari segi skop dan kualiti untuk tujuan penganugerahan Ijazah Sarjana Sains Fizik Perubatan”.

Tandatangan :



Nama :

**Profesor Madya Dr. Mohamad Suhaimi bin Jaafar
Pengerusi Program Fizik Perubatan,
Pusat Pengajian Sains Fizik,
Universiti Sains Malaysia, Pulau Pinang.**

Tarikh :

23 - 5 - 2003

PTT AL-AMIN
PERPUSTAKAAN TUNKU TUN AMINAH



ULTRASOUND TIGA – DIMENSI

SAFFUWAN BIN MOHAMED JOHAR

Laporan projek ini dikemukakan
sebagai memenuhi sebahagian daripada syarat penganugerahan
Ijazah Sarjana Sains (Fizik Perubatan)

**Pusat Pengajian Sains Fizik
Universiti Sains Malaysia**

APRIL, 2003

PTTA UTHM
PERPUSTAKAAN TUNKU TUN AMINAH



“Saya akui karya ini adalah hasil kerja saya sendiri kecuali nukilan dan ringkasan yang tiap-tiap satunya telah saya jelaskan sumbernya”.

Tandatangan :

Nama Penulis : **Saffuwan bin Mohamed Johar**

Tarikh : **27/5/2003**



PERPUSTAKAAN TUN AMINAH

MOTIVASI

Sayangilah Tuhan
takutilah juga pada-Nya
kan Dia yang menciptakan dan yang akan mematikan
kan Dia yang memelihara dan menolong
bahkan Dia adalah tempat meminta-minta apa sahaja

Baiknya Dia
amat menyayangi hamba-hamba-Nya
terlalu agung cinta-Nya
mengapa tidak mempedulikan-Nya ?

Marilah...
marilah kita berusaha menyayangi-Nya
membalas cinta-Nya
dan takut kalau-kalau cinta tidak diterima ...

(Mawaddah, 2003)



PTA ALITHM
PERPUSTAKAAN TUN AMINAH

PENGHARGAAN

Penulis ingin merakamkan penghargaan kepada penyelia projek, Profesor Madya Dr. Wan Ahmad Kamil bin Wan Abdullah atas bimbingan dan dorongan yang diberi sepanjang tempoh penyelidikan projek ini. Penghargaan juga ditujukan kepada Dr. Che Anuar bin Che Yaakob dari Jabatan Obstetrik dan Ginekologi dan En. Nik Fauriza bin Nik Lah dari Jabatan Radiologi, Hospital Universiti Sains Malaysia Kubang Kerian, Kelantan, atas bantuan dan kerjasama yang telah diberikan. Kepada mereka yang terlibat secara langsung atau tidak langsung, juga diucapkan ribuan terima kasih.

Seterusnya penulis ingin merakamkan penghargaan kepada bahagian pengurusan Unit Latihan, Pejabat Pendaftar, Kolej Universiti Teknologi Tun Hussein Onn, Parit Raja, Batu Pahat, Johor dan kepada Unit SLAB, Bahagian Latihan, Jabatan Perkhidmatan Awam Malaysia atas bantuan dan sokongan yang telah diberikan.

Akhir sekali penulis ingin mengucapkan ribuan terima kasih kepada semua pensyarah Fizik Perubatan dan Biofizik Sinaran di Pusat Pengajian Sains Fizik, Universiti Sains Malaysia, Pulau Pinang di atas ilmu yang telah dicurahkan.

Terima kasih wahai Tuhanku, kerana Engkaulah yang memudahkan dan tempat kembalinya segala urusan. Kuharap usahaku tidak menjadi hampa di sisi-Mu.

ABSTRAK

Latarbelakang : Laporan projek ini dibuat bagi menilai kemampuan aplikasi ultrasonografi tiga dimensi (3-D) di dalam pemaparan visual fetus pada trimester ketiga di Hospital Universiti Sains Malaysia Kubang Kerian. Percubaan awal telah dilakukan secara *in-vitro* ke atas fantom ultraaun setaraan tisu, bagi mendapatkan imej-imej satahan yang berserenjang, imej arbitrari dan pembinaan semula imej berpeleraian tinggi serta imej render isipadu secara interaktif. Peleraian mesin-mesin ultraaun juga dibincangkan. *Kaedah* : Imej-imej *in-vitro* dan *in-vivo* 3-D dijana menerusi penggunaan sistem pengimejan ultraaun yang berlainan, dengan masing-masing berada di Jabatan Radiologi dan Jabatan Obstetrik dan Ginekologi. Sistem-sistem tersebut ialah : Sistem Pengimejan Ultraaun Sonoline Siemens Elegra yang dilengkapi dengan transduser tatasusunan linear dan sektor pada pelbagai julat frekuensi dan Sistem Pengimejan Ultraaun ATL HDI Phillips. Pemerolehan imej dilakukan melalui kaedah pengimbasan linear dan ayunan. *Keputusan* : Melalui dua sistem pengimejan yang digunakan, struktur-struktur dua dimensi (2-D) dan 3-D fetus dan fantom daripada pelbagai perspektif dan orientasi dapat dilihat menerusi paparan empat sukuan secara serentak. Tentukuran ketepatan kaliper dan peleraian di antara kedua-dua sistem memberikan keputusan yang pelbagai bergantung kepada jenis transduser dan frekuensi yang digunakan. *Kesimpulan* : Ultrasonografi secara 3-D memberikan satu dimensi baru di dalam pemaparan visual struktur-struktur anatomi. Hasil yang diperoleh menunjukkan ultrasonografi 3-D berupaya menjadi pelengkap kepada ultrasonografi 2-D dan ianya sangat berguna di dalam menilai keadaan fetus dalam kandungan kehamilan. Penggunaan peralatan pengimbasan mekanikal bermotor dan alat pengesan kedudukan pengimbas tangan bebas juga telah dicadangkan.

ABSTRACT

Backgrounds : This project report was done to investigate feasibility and potential application of three-dimensional (3-D) ultrasonography in viewing and imaging third trimester fetal visualization in Hospital Universiti Sains Malaysia Kubang Kerian. First attempt was tested in-vitro on tissue equivalent ultrasound phantom, to review several 3-D orthogonal slices, arbitrary slicing as well as high resolution reconstruction and volume rendering images interactively. Ultrasounds resolutions was also discussed. *Methods* : 3-D images of both in-vivo and in-vitro were generated under different ultrasound imaging systems located at Radiology and Obstetric and Gynecology Departments. These systems include : a Siemens Sonoline Elegra Ultrasound Imaging System equipped both linear and sector array transducers in various frequencies range and an ATL HDI Phillips Ultrasound Imaging System respectively. Images were acquired with free hand scanning by linear and rocked methods. *Results* : Using these imaging systems, two-dimensional (2-D) and 3-D phantom and fetal structures from various perspectives and orientations were reviewed simultaneously in a four-quadrant display. Caliper's accuracy calibration measurements and resolutions between two systems gives various results depending on types of transducers and range of frequencies. *Conclusions* : 3-D ultrasonography provides a new means of visualizing surface anatomic structures. The results suggest that 3-D ultrasonography has the potential to be a supplement to 2-D ultrasonography and should be useful in evaluating fetal conditions. Utilization of mechanical motorized scanning devices and free-hand scanning with position sensing were also suggested.

KANDUNGAN

HALAMAN JUDUL	i
PENGAKUAN	ii
MOTIVASI	iii
PENGHARGAAN	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KANDUNGAN	vii
SENARAI JADUAL	x
SENARAI RAJAH	xi
SENARAI SIMBOL	xv
SENARAI LAMPIRAN	xvii
BAB I PENGENALAN AM	
1.1 PENGENALAN	1
1.2 PENGIMEJAN ULTRASAUN	2
1.3 ULTRASAUN TIGA DIMENSI (3-D)	6
1.4 PENCIRIAN ULTRASAUN 3-D	7
1.5 METODOLOGI	9
BAB II ASAS FIZIK DAN INSTRUMENTASI	
ULTRASONOGRAFI MOD KECERAHAN	
2.1 PENGENALAN	11

2.2	CIRI ASAS PERAMBATAN ULTRASAUN	12
2.3	TINDAKBALAS ULTRASAUN DENGAN TISU BIOLOGIKAL	16
2.3.1	Pantulan dan pembiasan	17
2.3.2	Penyerakan	19
2.3.3	Penyerapan	20
2.3.4	Pengecilan (attenuation)	20
2.4	INSTRUMENTASI ULTRASAUN MOD KECERAHAN	22
2.4.1	Transduser mekanikal	26
2.4.2	Transduser tatasusunan linear	27
2.4.3	Transduser tatasusunan cembung (convex array)	31
2.4.4	Transduser tatasusunan cekung (concave array)	32
2.4.5	Transduser tatasusunan anular (annular array)	32
2.4.6	Transduser tatasusunan vektor (vector array)	33
2.4.7	Pemampasan peningkatan pemsasaan (time gain compensation, TGC)	34
BAB III PENILAIAN PRESTASI INSTRUMENTASI ULTRASAUN		
3.1	PENGENALAN	35
3.2	KUALITI IMEJ	37
3.2.1	Peleraian perincian (detail resolution)	38
3.3	FANTOM DAN OBJEK PENGUJIAN	40
3.4	PEMERIKSAAN TENTUKURAN DAN PENILAIAN PRESTASI	42
3.5	KAEDAH UJIKAJI	45
3.6	DATA DAN KEPUTUSAN	47
3.6.1	Tentukuran pengukuran jarak dan ukurlilitan	47
3.6.2	Pemeriksaan peleraian perincian (detail resolution)	50
3.6.3	Perbincangan dan kesimpulan	55
3.7	PENGUKURAN BEBERAPA PARAMETER PENTING FETUS	56
3.8	ARTIFAKS IMEJ FETUS	60

BAB IV PEMEROLEHAN DATA ISIPADU DAN PEMROSESAN LANJUTAN ULTRASONOGRAFI 3-D

4.1	PENGENALAN	63
4.2	PEMEROLEHAN DATA ISIPADU	64
4.2.1	Teknik pengimbasan linear	64
4.2.2	Teknik pengimbasan ayunan	67
4.2.3	Teknik pengimbasan putaran	70
4.3	PEMROSESAN LANJUTAN ULTRASONOGRAFI 3-D	71
4.4	IMEJ ISIPADU FANTOM	73
4.4.1	Paparan imej helaian 2-D yang berserenjang (orthogonal view)	74
4.4.2	Pembinaan semula imej 3-D berpeleraian tinggi	76
4.4.3	Penghelaian arbitrari (arbitrary slicing)	76
4.4.4	Perenderan isipadu (volume rendering)	78
4.4.5	Manipulasi imej secara interaktif	80
4.4.6	Pemerolehan imej isipadu melalui pengimbasan linear pada arah-y	81
4.5	IMEJ ISIPADU FETUS	83
4.6	PERBINCANGAN, KESIMPULAN DAN CADANGAN PENAMBAHBAIKAN	85
	RUJUKAN	87

SENARAI JADUAL

NO. JADUAL	TAJUK	MUKA SURAT
2.1	Laju rambatan ultraaun di dalam bahan	14
2.2	Ketumpatan dan impedans cirian bagi beberapa tisu-tisu biologikal	16
2.3	Pekali keamatan pantulan di sempadan tisu-tisu	18
2.4	Nilai pekali pengecilan tisu-tisu pada frekuensi 1 MHz	21
2.5	Ketebalan transduser dan frekuensi resonans yang dihasilkan	24
3.1	Kriteria pemeriksaan prestasi ultraaun	36
3.2	Analisis kuantitatif jarak tegak, ufuk dan ukur lilitan bulatan ke atas Sistem Pengimejan Ultraaun Siemens Sonoline Elegra	53
3.3	Analisis kuantitatif jarak tegak, ufuk dan ukur lilitan bulatan ke atas Sistem Pengimejan Ultraaun ATL HDI Phillips	53
3.4	Analisis kuantitatif peleraian paksi dan peleraian sisi ke atas Sistem Pengimejan Ultraaun Siemens Sonoline Elegra	54
3.5	Analisis kuantitatif peleraian paksi dan peleraian sisi ke atas Sistem Pengimejan Ultraaun ATL HDI Phillips	54

SENARAI RAJAH

NO. RAJAH	TAJUK	MUKA SURAT
1.1	Bilangan prosedur di Jabatan Radiologi, HUSM menunjukkan jenis-jenis modaliti pengimejan yang berlainan	3
1.2	Tiga jenis mod paparan imej ultraSaun diagnostik	4
1.3	Perbezaan imej helaian tomografi ultraSaun 2-D dan pemaparan visual 3-D	5
1.4	Pengimejan ultraSaun 3-D yang memaparkan helaian tomografi salur darah arteri karotid secara orthogonal	7
1.5	Pemaparan data 3-D ultraSaun yang menunjukkan imej-imej salur darah hati dengan cara menyisihkan imej hipo-gema	9
1.6	Sistem GE PathSpeed PACS	10
2.1	Proses mampatan dan regangan kesan daripada getaran transduser	13
2.2	Perbezaan paras keamatan di antara titik P dan Q di sepanjang alur ultraSaun	15
2.3	Kesan pantulan dan penghantaran di sempadan tisu	17
2.4	Kesan pembiasan alur ultraSaun	18
2.5	Serakan pembauran ultraSaun daripada permukaan kasar dan pemantul-pemantul ampaian	19

2.6	Skema binaan instrumentasi ultrasaun mod-B	22
2.7	Skema binaan asas transduser elemen tunggal bagi sistem ultrasaun denyut gema	23
2.8	Denyut-denyut ultrasaun yang terhasil tanpa atau dengan bahan pelembap dan julat frekuensi jalur lebar masing-masing	24
2.9	Tiga jenis pengimejan dinamik ultrasaun secara mekanikal	27
2.10	Transduser tatasusunan linear dari jenis berjujukan dan berfasa	28
2.11	Lima jujukan denyut berturutan dengan menggunakan pemasaan tertunda	29
2.12	Kedudukan titik fokus boleh ditentukan dengan mempelbagaikan kelengkungan corak pemasaan denyut tertunda	29
2.13	Penggunaan penundaan masa berfasa bagi menghasilkan berbilang titik fokus	30
2.14	Transduser tatasusunan cembung dengan bentuk imej medan penglihatan sektor	31
2.15	Pengimbasan sektor dengan tatasusunan berjujukan cekung	32
2.16	Transduser tatasusunan anular berfasa dengan elemen berbentuk gelang	33
2.17	Kegunaan TGC membesarkan isyarat pemampasan terhadap gema-gema lemah di kedudukan tisu yang lebih dalam	34
3.1	Saiz gema-gema <i>SPL</i> relatif terhadap jarak pemantul-pemantul yang berhampiran R_A	39
3.2	Peleraian sisi ditentukan oleh saiz diameter alur ultrasaun	40
3.3	Sistem Pengimejan Ultrasaun Siemens Sonoline Elegra yang berada di Jabatan Radiologi, HUSM	43
3.4	Sistem Pengimejan Ultrasaun ATL HDI Phillips yang berada di Jabatan Obstetrik dan Ginekologi, HUSM	43



3.5	Fantom Jaminan Kualiti Ultrasaun Setaraan Tisu (Model 40) dan susun letak kumpulan-kumpulan sasaran	44
3.6	Tentukuran pengukuran mengufuk, menegak dan ukur lilitan bulatan bagi transduser 3.5C40H	47
3.7	Tentukuran pengukuran menegak bagi transduser 7.5PL13	48
3.8	Tentukuran pengukuran menegak bagi transduser VF13-5	48
3.9	Tentukuran pengukuran mengufuk, menegak dan ukur lilitan bulatan bagi transduser tatasusunan cembung	49
3.10	Pengukuran saiz peleraian paksi dan peleraian sisi pada kedalaman fantom 3 cm dan 10 cm bagi transduser 3.5C40H	50
3.11	Pengukuran saiz peleraian paksi peleraian sisi pada kedalaman fantom 3 cm bagi transduser VF13-5	51
3.12	Pengukuran saiz peleraian paksi dan peleraian sisi pada kedalaman fantom 3 cm bagi transduser tatasusunan cembung	52
3.13	Kedudukan anatomi femur dan imej ultrasonografi fetus di bahagian tulang femur	57
3.14	Kedudukan anatomi parietal di bahagian kepala fetus dan imej ultrasonografi fetus di bahagian dwi-parietal	58
3.15	Kedudukan abdomen fetus dan imej ultrasonografi fetus di bahagian abdomen	59,60
3.16	Artifaks bayangan dan reverberasi di bahagian imej abdomen fetus	61
4.1	Turutan proses tipikal bagi mendapatkan imej ultrasaun 3-D	63
4.2	Teknik pengimbasan linear	65
4.3	Kedudukan relatif permukaan 1, 2 dan 3 terhadap arah gerakan translasi transduser dan paparan sukuan orthogonal	66
4.4	Kaedah pengimbasan linear yang piawai	67
4.5	Teknik pengimbasan ayunan	68
4.6	Kaedah pengimbasan ayunan yang piawai	69



4.7	Kedudukan relatif permukaan 1, 2 dan 3 terhadap arah gerakan ayunan transduser dan paparan sukuan orthogonal	66
4.8	Teknik pengimbasan ayunan	70
4.9	Pemerolehan data secara pengimbasan linear dilakukan ke atas fantom pada arah x dan y	73
4.10	Imej-imej helaian satah orthogonal 2-D fantom	74, 75
4.11	Imej isipadu 3-D binaan semula berpeleraian tinggi (high resolution reconstruction)	77
4.12	Imej penghelaian arbitrari	77
4.13	Imej isipadu render dipaparkan menerusi teknik MaxIP	79
4.14	Imej isipadu render dipaparkan menerusi teknik MinIP	79
4.15	Imej isipadu render dipaparkan menerusi teknik Kelegapan Permukaan (Surface Opacity)	80
4.16	Pengimbasan linear pada arah-y dibuat bagi melihat imej binaan semula interpolasi di bahagian atas dan sisi	82
4.17	Imej isipadu 3-D binaan semula fetus (reconstruction) melalui teknik pengimbasan linear	83
4.18	Imej isipadu 3-D binaan semula fetus (reconstruction) melalui teknik pengimbasan ayunan	84
4.19	Imej-imej helaian satah orthogonal 2-D fetus	84
4.20	Peralatan bermotor pengimbasan linear dan ayunan	86

SENARAI SIMBOL

<i>A</i>	-	amplitud maksimum ayunan zarah (m)
<i>A</i>	-	luas permukaan (m ²)
<i>I</i>	-	keamatan (W/m ²)
<i>P</i>	-	kuasa gelombang (W)
<i>R</i>	-	pekali keamatan pantulan
<i>SPL</i>	-	panjang denyut ruang (mm)
<i>T</i>	-	pekali keamatan penghantaran
<i>Z</i>	-	impedans cirian (kg/m ² s @ rayl)
<i>c</i>	-	laju rambatan gelombang (m/s)
<i>d</i>	-	ketebalan hablur (mm)
dB	-	paras keamatan (decibel)
<i>f</i>	-	frekuensi (Hz)
<i>k</i>	-	nombor gelombang (m ⁻¹)
<i>p</i>	-	amplitud maksimum tekanan bahantara (atm)
<i>t</i>	-	masa (s)
<i>x</i>	-	kedudukan (m)
<i>z</i>	-	jarak kedalaman tisu (m)
<i>α</i>	-	pekali pengecilan
<i>κ</i>	-	modulus pukal bahan
<i>λ</i>	-	panjang gelombang (m)
<i>μ</i>	-	ukuran log kehilangan keamatan tenaga per cm pergerakan gelombang ultrasaun di dalam medium tisu

ω	-	halaju sudut (rad/s)
ρ	-	ketumpatan bahan (kg/m^3)
R_A	-	peleraian paksi (mm)
R_L	-	peleraian sisi (mm)
D_B	-	saiz diameter alur (cm)
p_o	-	tekanan normal (atm)
θ_i	-	sudut tuju
θ_r	-	sudut pembiasan
θ_t	-	sudut pantulan



SENARAI LAMPIRAN

LAMPIRAN	TAJUK	MUKA SURAT
-----------------	--------------	-------------------

A	Spesifikasi Fantom Jaminan Kualiti Setaraan Tisu (Model 40)	90
---	--	----

B	Cakera Padat Mengandungi Manipulasi Imej 3-D Fantom Secara Interaktif	91
---	--	----

PTTAUTHM

PERPUSTAKAAN TUNKU TUN AMINAH



BAB I

PENGENALAN AM

1.1 PENGENALAN

Pengimejan perubatan telah memainkan peranan yang sangat penting di dalam proses perawatan pesakit. Maklumat-maklumat berguna seperti diagnosis keadaan pesakit dan tindakbalas pesakit terhadap rawatan terapi perlu dilakukan supaya pesakit mendapat rawatan yang sesuai dengan penyakit yang dihidapi. Ini membolehkan ahli perubatan dapat menilai kemajuan rawatan ke atas pesakit dengan lebih tepat.

Terdapat pelbagai jenis modaliti pengimejan telah diguna bagi tujuan di atas. Antaranya ialah filem radiografi sinar-x, tomografi berkomputer (pengimbasan CT), pengimejan resonans magnetik (MRI), pengimejan nuklear (kamera gamma, Tomografi Pancaran Foton Tunggal Berkomputer, SPECT dan Tomografi Pancaran Positron, PET) serta ultrasaun. Teknik-teknik modaliti pengimejan berfungsi berasaskan fenomena-fenomena fizikal seperti pengecilan (attenuation) sinar-x, penggandingan magnetik atom-atom, taburan aktiviti isotop dalam organ dan impedans akustik tisu-tisu badan.

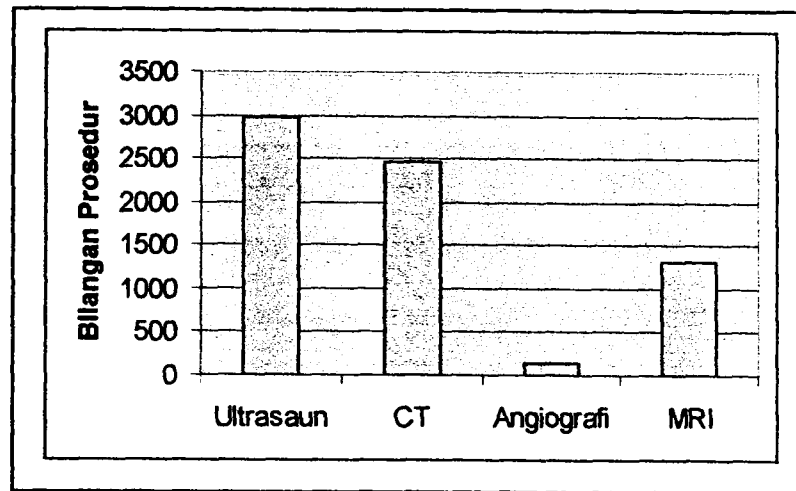
Penghujung kurun ke-20 dan awal kurun ke-21 telah memperlihatkan beberapa kemajuan yang pesat dalam bidang teknologi maklumat, teknik-teknik grafik dan pemprosesan komputer berkuasa tinggi. Pengimejan tiga dimensi (3-D) seperti CT, MRI dan ultrasaun sangat bergantung kepada keupayaan pemprosesan komputer. Ini menyebabkan teknik-teknik modaliti pengimejan juga mengambil kemudahan dan peluang daripada perkembangan di atas.

Peringkat awal pengimejan 3-D melibatkan penggunaan minikomputer yang sangat mahal, tetapi mampu melaksanakan sejuta arahan setiap saat. Pada hari ini penggunaan stesen kerja komputer (workstation) mampu melaksanakan kapasiti di atas lebih sepuluh kali ganda dengan kos yang kurang daripada satu persepuluh daripada kos asal (Fishman *et al.*, 1991). Dapat diperhatikan di sini pengurangan nisbah harga terhadap prestasi pemprosesan imej berlaku secara dramatik. Hasilnya imej-imej diagnostik yang disimpan secara digital dalam sistem rangkaian komputer dapat dikeluarkan semula (retrieved) untuk dinilai dan dibincang oleh pakar-pakar perubatan yang berada di hospital-hospital yang berjauhan secara maya.

1.2 PENGIMEJAN ULTRASAUN

Dewasa ini aplikasi pengimejan ultrasaun boleh didapati di semua institusi perubatan. Ia menawarkan satu kaedah pengimejan diagnostik yang cepat, tidak merosakkan, murah dan keputusan boleh diperolehi secara langsung dari masa nyata (real time). Berbanding modaliti pengimejan yang lain, ultrasaun didapati tidak mendatangkan risiko kesan sampingan ke atas pesakit.

Di Malaysia khususnya di Hospital Universiti Sains Malaysia, Kubang Kerian, penggunaan ultrasaun bagi tujuan diagnosis didapati mengatasi penggunaan modaliti diagnostik yang lain (Rajah 1.1).



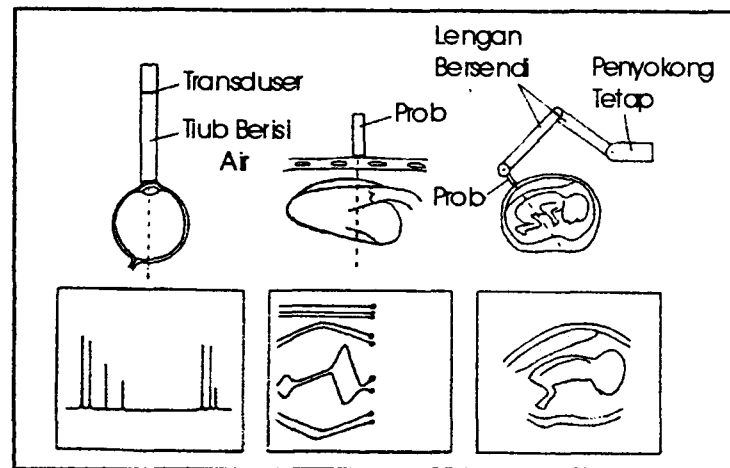
Rajah 1.1 Bilangan prosedur di Jabatan Radiologi, HUSM menunjukkan kepelbagaian penggunaannya terhadap jenis-jenis modaliti pengimejan yang berlainan.

(<http://www.medic.usm.my/dept/radiology/service.html>, 2000).

Jika pengimbasan CT dan MRI berguna bagi mendapatkan imej-imej anatomi dan pengimejan SPECT dan PET diguna bagi mendapat maklumat fisiologi organ pesakit, penggunaan ultrasaun didapati menawarkan kedua-dua maklumat anatomi dan fisiologi secara langsung. Hal ini boleh diperhatikan daripada penggunaan pengimbasan ultrasaun mod kecerahan (mod-B) bagi mendapatkan struktur anatomi tisu dan penggunaan teknik Doppler bagi mendapatkan spektrum frekuensi anjakan dan halaju aliran darah di dalam sistem vaskular. Lebih menarik lagi, penggunaan ultrasaun mod warna dan mod kuasa boleh diguna bagi menentukan arah dan corak aliran darah di zon stenosis sekalipun bagi salur darah dengan diameter yang sangat kecil (Hennerici *et al.*, 1998).

Secara umum terdapat pelbagai jenis mod paparan ultrasaun. Antaranya ialah ultrasaun mod amplitud (mod-A), mod pergerakan (mod-M) dan mod kecerahan (mod-B). Rajah 1.2 menunjukkan pelbagai jenis mod paparan ultrasaun diagnostik (Wells, 1977). Ultrasaun mod-A merupakan kaedah mod paparan yang paling mudah difahami (Shirley *et al.*, 1978). Denyut-denyut gelombang ultrasaun yang dipantul semula akan menghasilkan pantulan asas masa (time base) secara

menegak (amplitud) pada osiloskop. Saiz amplitud pada osiloskop menggambarkan kekuatan gema yang diterima oleh transduser. Ultrason dari jenis ini sesuai digunakan dalam pengukuran dimensi organ.



Rajah 1.2 Tiga jenis mod paparan imej ultrason diagnostik iaitu (dari kiri) mod amplitud, mod pergerakan dan mod kecerahan (Wells, 1977).

Dalam teknik paparan mod-B, isyarat gema yang diterima oleh satu elemen piezoelektrik tunggal ditukar kepada satu siri bintik di sepanjang paksi alur ultrason. Melalui pemprosesan skala kelabu (grey scale), keamatan atau kecerahan bintik-bintik adalah berkadar dengan kekuatan gema yang di pantulkan. Penggunaan elemen-elemen piezoelektrik yang disusun secara linear dan teknik pengimbasan secara berjjukan linear (linear sequential) atau berfasa (phased sequential) menyebabkan satu taburan bintik-bintik skala kelabu yang mewakili struktur anatomi dipaparkan. Secara tidak langsung imej-imej sonografi keratan rentas badan pesakit diperoleh (Kremkau, 1998).

Daripada keterangan di atas dapat difahami bahawa paparan isyarat yang diperoleh daripada ultrason mod-A mewakili paparan satu dimensi (1-D) dan paparan isyarat ultrason mod-B berlaku secara dua dimensi (2-D). Ini menunjukkan imej sonografi keratan rentas organ daripada pengimbasan mod-B hanya menghasilkan satu helaian tomografi pada satu satah sahaja. Bagi

mendapatkan imej helaian pada satah yang lain, ahli sonografi perlu menggerakkan transduser kepada orientasi kedudukan yang berlainan. Hal ini dengan sendirinya memerlukan kemahiran integrasi di antara tangan, mata dan daya imaginasi ahli sonografi terhadap struktur anatomi yang hendak diimbas. Ini menyebabkan pengimejan ultrasaun merupakan satu-satunya teknik pengimejan yang tidak mempunyai piawai orientasi pengimbasan imej yang tetap secara rutin (Nelson *et al.*, 1999).

Penggunaan masa yang lama bagi mendapatkan imej helaian sonografi yang benar-benar optimum bagi tujuan diagnostik secara tidak langsung meningkatkan pertimbangan keselamatan seperti kesan pemanasan setempat (local heating), kesan peronggaan (cavitation) dan kerosakan mekanikal ke atas membran sel.

Disebabkan pemerhatian diagnostik terhadap kedudukan-kedudukan organ yang penting (landmarks) adalah asas kepada penafsiran anatomi, kita akan dapati pengimejan ultrasaun secara tiga dimensi (3-D) boleh memainkan peranan penting yang tidak diperoleh daripada helaian-helaian tomografi satahan ultrasaun 2-D (Nelson *et al.*, 1999). Rajah 1.3 menunjukkan perbezaan pengimejan helaian tomografi secara 2-D dengan pemaparan visual secara 3-D bagi fetus.



Rajah 1.3 Perbezaan imej helaian tomografi ultrasaun 2-D (kiri) dan pemaparan visual 3-D (kanan) (Nelson *et al.*, 1999).

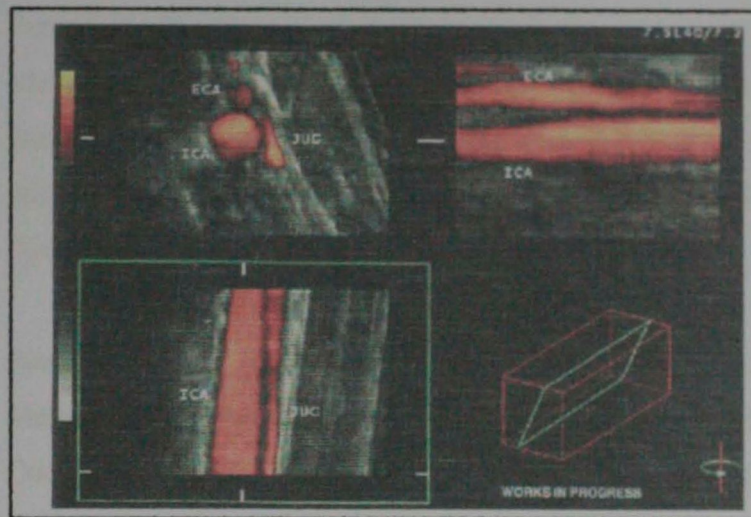
1.3 ULTRASAUN TIGA DIMENSI (3-D)

Pengimejan ultrasaun secara 3-D bermaksud pemaparan keseluruhan struktur di dalam satu imej tunggal. Ia memperbaiki kefahaman kita terhadap perkaitan-perkaitan ruang di dalam imej (Nelson *et al.*, 1999).

Kelebihan pengimejan ultrasaun 3-D berbanding ultrasaun 2-D ialah kemampuannya memberi kemudahan pemeriksaan semula imej data pesakit secara interaktif. Imej yang diperoleh boleh diputar, diskala, dibesar, dimanipulasi dan dilihat dari pelbagai perspektif dan orientasi, walaupun pesakit telah meninggalkan sesi pemeriksaan ultrasaun. Ia secara tidak langsung membolehkan visual struktur anatomi yang normal dan tidak normal serta struktur anatomi yang kompleks dapat dipaparkan dan difahami dengan mudah.

Ultrasaun 3-D memerlukan masa pengimbasan yang lebih singkat berbanding teknik 2-D. Ia sekaligus mengurangkan dedahan sonasi yang menghasilkan kesan pemanasan setempat. Selain dari itu bilangan pesakit yang perlu menjalani pemeriksaan ultrasaun dapat ditambah. Ini dengan sendirinya menambah kecekapan operasi harian ahli sonografi dan peralatan ultrasaun.

Penggunaan pengimejan ultrasaun 3-D juga membolehkan protokol pemeriksaan dipiawaikan. Oleh itu prosedur pemeriksaan yang seragam dan berkualiti tinggi dapat dihasilkan. Kos penjagaan kesihatan juga dapat dikurangkan (Nelson *et al.*, 1999). Selain daripada itu paparan imej-imej helaian 2D yang saling berserenjang (orthogonal) boleh diterbitkan dengan serentak daripada satu imej data isipadu (Rajah 1.4).



Rajah 1.4 Pengimejan ultrasound 3D yang memaparkan helaian tomografi salur darah arteri karotid pada satah melintang (atas kiri), satah sagittal (atas kanan), satah koronal (bawah kiri) dan imej helaian arbitrari 2-D (bawah kanan) (Nelson *et al.*, 1999).

1.4 PENCIRIAN ULTRASAUN 3-D

Berikut ialah ciri-ciri penambahbaikan di dalam pengimejan ultrasound 3-D yang tidak terdapat di dalam pengimejan ultrasound 2-D. Ia dinyatakan oleh Blaas *et al.* (2000) seperti berikut :

- i) Penciptaan tomogram ultrasound yang baru.
Keratan-keratan imej 2-D boleh dipetik daripada satu isipadu 3-D bagi tujuan pemaparan visual, pengukuran dan analisa isipadu. Imej-imej keratan 2-D yang saling berserenjang boleh dipaparkan dengan serentak seperti pada Rajah 1.3. Selain dari itu helaian 2-D yang dilihat dari sudut pandangan yang lain juga boleh dicipta daripada satu imej isipadu 3-D. Ia dinamai helaian arbitrari. Pemaparan ini membolehkan perkaitan di antara permukaan organ dan bahagian dalaman organ dapat diperhatikan.

ii) Perenderan isipadu.

Menerusi teknik perenderan isipadu, data 3-D diluncurkan bagi membentuk satu imej satah 2-D. Imej yang terbentuk bergantung kepada nilai keamatan piksel di dalam data isipadu. Teknik-teknik render telah dijelaskan dengan terperinci oleh Fishman *et al.* (1991).

iii) Pemaparan visual permukaan.

Menerusi teknik ini imej permukaan yang sebenar boleh dipaparkan. Contoh terbaik ialah pengimejan wajah fetus. Ia boleh dilakukan dengan menetapkan nilai ambang (threshold) bagi nilai voksel di antara permukaan tersebut dengan bahan-bahan di sekelilingnya (bendalir amniotik). Ini membolehkan imej bendalir amniotik di sekeliling permukaan tersebut dapat dibuang menerusi penggunaan pelbagai algoritma berkomputer.

iv) Pemaparan visual lutsinar.

Dalam mod lutsinar, imej organ dalaman dapat dipaparkan seolah-olah tisu di sekelilingnya terdiri daripada bahan telus cahaya (Rajah 1.5). Kaedah ini selalu digunakan bagi melihat bentuk tulang rangka fetus (Nelson dan Pretorius, 1995).

v) Pengukuran-pengukuran isipadu.

Menerusi pengimejan isipadu 3-D, saiz isipadu tisu boleh dianggarkan dengan ketepatan -0.2% bagi objek dengan isipadu melebihi 500 mm³. Ketepatan ukuran bagi objek dengan isipadu yang lebih kecil daripada 500 mm³ ialah 15.6% (Blaas *et al.*, 2000).



Rajah 1.5 Pemaparan data 3-D ultraaun yang menunjukkan imej-imej salur darah di dalam hati dengan cara menyisihkan imej hipo-gema. Gambar atas ialah imej peluncuran keamatan minimum songsangan (inverted minimum intensity projection) dan gambar bawah ialah imej peluncuran keamatan maksimum (maximum intensity projection) (Nelson *et al.*, 1999).

1.5 METODOLOGI

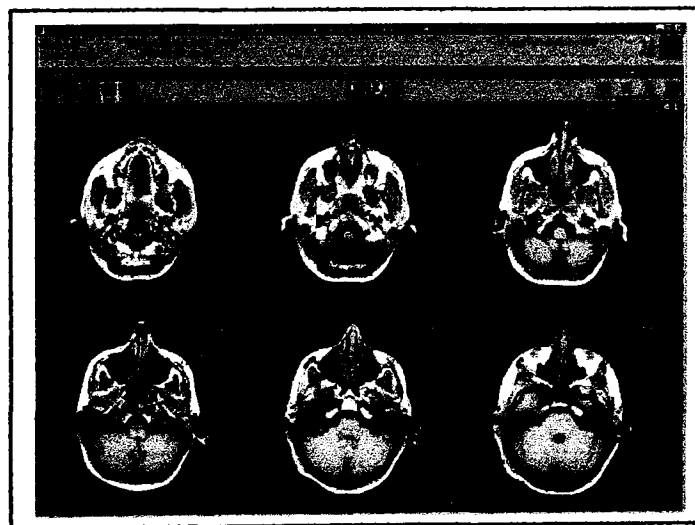
Dalam laporan projek ini, aplikasi pengimejan ultraaun secara tiga dimensi akan dikaji dan diteliti keupayaannya bagi menghasilkan pencirian pengimejan seperti yang telah disenaraikan di atas. Untuk tujuan itu dua buah sistem pengimejan ultraaun yang di tempatkan di Jabatan Radiologi dan di Jabatan Obstetrik dan Ginekologi, Hospital Universiti Sains Malaysia, Kubang Kerian, Kelantan akan diuji tahap kemampuan pengimejan isipadunya.

Subjek-subjek yang akan digunakan ialah Fantom Jaminan Kualiti Ultraaun Setaraan Tisu dari Model 40 dan lima orang pesakit obstetrik yang berada pada tahap kehamilan trimester ketiga. Imej-imej yang terbaik akan dipilih dan dipaparkan dalam Bab 4. Bagi subjek pesakit obstetrik, penulis tidak terlibat secara

langsung di dalam kerja-kerja pengimbasan, melainkan ianya dilakukan oleh seorang doktor pakar obstetrik dan ginekologi yang terlatih dan bertauliah dalam bidang berkenaan. Teknik-teknik pengimbasan yang berlainan dipaparkan dan perbandingan kualiti imej akan dibuat.

Disebabkan pengimejan diagnostik sangat bergantung kepada ketepatan pengukuran kaliper dan kualiti peleraian imej, kerja-kerja penentukuran (calibration) dan penilaian kualiti dilakukan terlebih dahulu ke atas sistem-sistem pengimejan dan transduser masing-masing. Keputusan yang diperolehi akan dibincang secara terperinci dalam Bab 3.

Selaras dengan kemajuan teknologi maklumat, imej-imej ultrasonografi 2-D dan 3-D yang diperolehi akan disimpan dan dibuka secara elektronik di dalam satu sistem rangkaian kawasan meluas (wide area network, WAN). Sistem rangkaian komputer ini digunakan sepenuhnya di Jabatan Radiologi, HUSM dan ia dinamai Sistem Komunikasi Arkib Bergambar (Picture Archiving Communications Systems, GE PathSpeed PACS) (Rajah 1.6) (GE Medical Systems, 2001). Sistem PACS HUSM menghubungkan peralatan pengimejan diagnostik seperti ultra-son, CT dan MRI dengan pelayan (server). Ini membolehkan imej-imej diagnostik tersebut dicapai di tempat-tempat yang berlainan melalui satu persekitaran tanpa filem (film less).



Rajah 1.6 Sistem GE PathSpeed PACS.

BAB II

ASAS FIZIK DAN INSTRUMENTASI ULTRASONOGRAFI MOD KECERAHAN

2.1 PENGENALAN

Ultrason merupakan satu bentuk gelombang bunyi yang tidak dapat didengari menerusi telinga manusia. Seperti gelombang bunyi, ultrason terhasil daripada proses mampatan dan regangan medium bahantara dan ia tidak boleh merambat menerusi ruang vakum. Secara relatif ultrason mempunyai frekuensi yang lebih tinggi dan panjang gelombang yang lebih pendek berbanding gelombang bunyi biasa. Walaubagaimanapun lajunya dalam udara adalah sama dengan gelombang bunyi yang boleh didengari iaitu 330 m/s. Ciri asas perambatan ultrason dalam tisu akan dibincang dalam sub-judul 2.2.

Terdapat beberapa faktor yang membatasi pemaparan imej tisu-tisu organ yang berkedudukan yang lebih jauh ke dalam badan. Ia berlaku hasil daripada tindakbalas ultrason dengan tisu biologi badan dan akan dibincang dengan mendalam dalam sub-judul 2.3. Beberapa teknik bagi mengatasi masalah tersebut juga dibincangkan.

Walaupun ultrasound berada di luar julat pendengaran manusia, tetapi menerusi penggunaan teknik gema-denyut membolehkan kita melihat bentuk struktur dalaman suatu objek yang dikaji. Ini dilakukan oleh peralatan elektronik berkaitan yang akan dibincang dalam sub-judul 2.4.

2.2 CIRI ASAS PERAMBATAN ULTRASAUN

Ultrasound adalah gelombang bunyi yang dihasilkan oleh transduser yang bergetar pada frekuensi yang melebihi 20,000 Hz. Secara umum transduser adalah alat penukar tenaga dari satu bentuk ke satu bentuk yang lain. Dalam kes ini ia berfungsi menukar tenaga elektrik kepada tenaga mekanikal (getaran) dan sebaliknya. Semasa ultrasound merambat, proses mampatan dan regangan zarah-zarah bahantara berlaku secara berkala mengikut persamaan ;

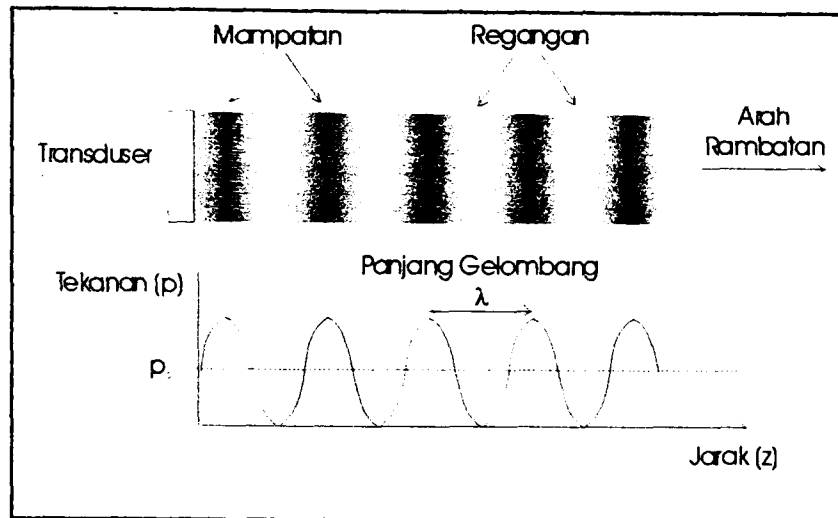
$$x = A \cos \omega t \quad \text{-----} \quad (2.1)$$

dengan x ialah kedudukan satu zarah tunggal selepas masa t (m), A ialah amplitud maksimum ayunan zarah (m) dan ω ialah halaju sudut (rad/s).

Proses mampatan dan regangan zarah bahantara menghasilkan perubahan terhadap tekanan dan ketumpatan medium yang juga secara berkala, sama ada lebih tinggi atau lebih rendah berbanding tekanan normal, p_0 (Rajah 2.1). Hasilnya satu alur rambatan gelombang berlaku mengikut persamaan

$$y = p \cos(\omega t - kx) \quad \text{-----} \quad (2.2)$$

dengan p ialah amplitud maksimum tekanan bahantara (atm) dan k ialah nombor gelombang (m^{-1}).



Rajah 2.1 Proses mampatan dan regangan kesan daripada getaran transduser.

Walaupun gelombang bergerak dari satu kedudukan ke satu kedudukan yang lain, tetapi zarah-zarah bahantara tidak ikut sama bergerak. Ia hanya berayun di sekitar titik keseimbangannya secara berkala.

Beberapa kuantiti asas lain yang mencirikan rambatan sesuatu gelombang ialah frekuensi, f (Hz) dan panjang gelombang, λ (m). Frekuensi ultrasonik klinikal biasanya berada dalam julat 2 hingga 10 MHz dan ia bergantung kepada jenis aplikasi (Kremkau, 1998). Panjang gelombang ialah jarak di antara dua kawasan mampatan (atau regangan) yang berturutan. Daripada dua kuantiti ini, laju rambatan, c boleh diterbitkan menerusi persamaan

$$c = f\lambda \quad \text{----- (2.3)}$$

Laju rambatan ultrasonik boleh juga diterbitkan daripada ciri modulus pukal bahan (κ) dan ketumpatan bahan (ρ) tersebut mengikut persamaan yang diberikan oleh Wells, 1977 iaitu

$$c = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho}} \quad \text{----- (2.4)}$$

Persamaan 2.4 menunjukkan jika ultrasaun merambat menerusi medium yang mudah mampat seperti udara, laju rambatannya adalah rendah berbanding rambatannya di dalam tisu lembut dan tulang. Disebabkan tulang mempunyai kemampuan yang rendah berbanding tisu lembut maka laju rambatan ultrasaun di dalam tulang adalah paling tinggi. Jadual 2.1 menunjukkan laju rambatan ultrasaun di dalam pelbagai medium (Bushberg *et al.*, 1994). Bagi tujuan pengiraan jarak, laju rambatan ultrasaun dalam tisu lembut diambil sebagai bernilai 1540 m/s.

Jadual 2.1 Laju rambatan ultrasaun di dalam bahan.

Bahan	Laju (m/s)
Air	1430
Lemak	1450
Tisu lembut	1540
Darah	1570
Otot	1585
PZT-4 (transduser)	4000
Tulang tengkorak	4080

Satu kuantiti yang menggambarkan kadar pemindahan tenaga gelombang pada satu keluasan tertentu di sepanjang rambatan alur ultrasaun dinamai keamatan (I). Ia ditakrif melalui persamaan 2.5 sebagai kuasa gelombang (P) perunit luas permukaan (A) dan diukur dalam unit W/cm^2 .

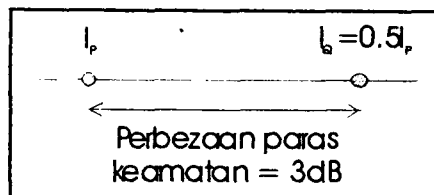
$$I = \frac{P}{A} \quad \text{-----} \quad (2.5)$$

Dalam alur ultrasaun, kuantiti luas permukaan ditentukan oleh saiz transduser. Saiz keluasan ini berlainan dari satu titik ke satu titik yang lain. Disebabkan luas keratan rentas di kawasan zon fokal adalah minimum maka keamatan ultrasaun adalah maksimum di kawasan tersebut. Ini menunjukkan paras keamatan yang diukur dalam unit decibel (dB) sentiasa tidak sama dari satu titik ke satu titik yang lain. Paras keamatan di antara dua titik berlainan dinyatakan oleh persamaan berikut :

$$dB = 10 \log \left(\frac{I_P}{I_Q} \right) \quad \text{-----} \quad (2.6)$$

Rajah 2.2 menunjukkan dua titik P dan Q yang berada di sepanjang alur ultraaun. Jika keamatan ultraaun di titik Q berkurangan kepada separuh berbanding keamatan di titik P, maka perbezaan paras keamatan di antara kedua-dua titik tersebut ialah

$$dB = 10 \log \left(\frac{I_P}{1/2 I_P} \right) = 3 \text{ dB}$$



Rajah 2.2 Perbezaan paras keamatan di antara titik P dan Q yang berada di sepanjang alur ultraaun.

Satu kuantiti penting yang menggambarkan pencirian medium apabila ultraaun merambat merentasinya ialah impedans cirian, Z . Impedans ditakrif sebagai ketumpatan medium (ρ) didarabkan dengan laju rambatan ultraaun dalam medium tersebut (c), iaitu

$$Z = \rho c \quad \text{-----} \quad (2.7)$$

Unit bagi impedans ialah $\text{kg/m}^2\text{s}$ atau rayl. 1 rayl bersamaan dengan $1 \text{ g/cm}^2\text{s}$.

Impedans memainkan peranan penting dalam menentukan bentuk imej yang diperoleh pada paparan. Ini kerana perbezaan impedans di sempadan tisu-tisu biologikal yang berlainan akan mempengaruhi pekali keamatan pantulan, R . Ia sekaligus menandakan perbezaan kuantiti keamatan gema yang diterima oleh transduser. Jadual 2.2 memaparkan nilai-nilai ketumpatan yang tipikal bagi beberapa bahan-bahan biologikal dan nilai-nilai impedans ciriannya yang berkaitan

berdasarkan nilai laju rambatan yang telah diberikan oleh Wells (1977). Ia jelas menunjukkan paru-paru dengan kandungan udara yang tinggi mempunyai nilai impedans yang paling kecil manakala tulang mempunyai nilai impedans yang paling besar. Oleh itu kebanyakan isyarat denyut ultra-saun akan dipantulkan sepenuhnya di sempadan tisu tulang rusuk dan paru-paru.

Jadual 2.2 Ketumpatan dan impedans cirian bagi beberapa tisu-tisu biologikal.

Bahan Tisu	Ketumpatan, ρ (g/ml)	Impedans Cirian, Z (kg/m ² s) $\times 10^6$
Darah	1.06	1.62
Tulang	1.38-1.81	3.75 – 7.38
Otak	1.03	1.55 – 1.66
Lemak	0.92	1.35
Buah pinggang	1.04	1.62
Hati	1.06	1.64 – 1.68
Paru-paru	0.40	0.26
Otot	1.07	1.65 – 1.74
Limpa	1.06	1.65 – 1.67
Air	1.00	1.52

2.3 TINDAKBALAS ULTRASAUN DENGAN TISU BIOLOGIKAL

Semasa ultra-saun merambat menerusi tisu badan, pelbagai jenis tindakbalas di antara gelombang tersebut dengan tisu boleh berlaku. Ini kerana terdapat perbezaan ketumpatan dan impedans di antara tisu-tisu berlainan. Tindakbalas tersebut menghasilkan kesan-kesan pantulan, pembiasan, penyerakan, penyerapan dan pengecilan (attenuation). Oleh itu pengimejan ultrasonografi keratan rentas anatomi berfungsi berasaskan kesan tindakbalas ini terutamanya kesan pantulan dan

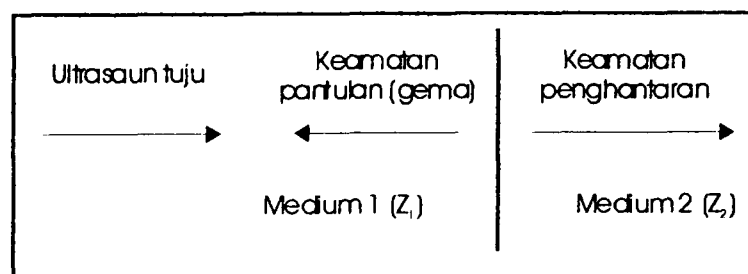
pembiasan di sempadan tisu atau organ serta kesan penyerakan bagi tisu-tisu heterogen (Kremkau, 1998).

2.3.1 Pantulan dan pembiasan

Pantulan ultrasaun berlaku disebabkan adanya perbezaan impedans akustik di sempadan tisu-tisu yang berlainan (Rajah 2.3). Apabila ultrasaun menuju ke permukaan pemantul secara berserenjang, gelombang pantulan akan dibalikkan semula ke transduser sebagai gema. Pecahan keamatan tenaga yang pantulkan diberi oleh persamaan (2.8) dan ia dikenali sebagai pekali keamatan pantulan, R .

$$R = \left[\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right]^2 \quad \text{----- (2.8)}$$

Baki pecahan keamatan tenaga ultrasaun akan bergerak merentasi sempadan tisu sebagai gelombang penghantaran. Ia dikenali sebagai pekali keamatan penghantaran, T (dengan $T = 1 - R$). Persamaan 2.8 menunjukkan jika impedans akustik medium 1 sama dengan impedans akustik medium 2 ($Z_1 = Z_2$), maka nilai R bersamaan dengan sifar dan tidak ada pantulan gema berlaku di sempadan dua medium tersebut.



Rajah 2.3 Kesan pantulan dan penghantaran di sempadan tisu.

Jadual 2.3 menunjukkan nilai-nilai pekali keamatan pantulan di sempadan permukaan beberapa tisu berdasarkan data yang disediakan oleh Farr *et al.* (1997).

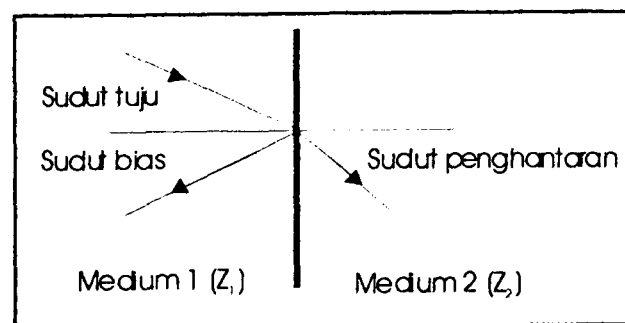
Jadual 2.3 Pekali keamatan pantulan di sempadan tisu-tisu.

Sempadan permukaan	Pekali keamatan pantulan, R
Tisu → Gas	0.999
Tulang → Otot	0.300
Lemak → Otot	0.010
Darah → Otot	0.001
Hati → Otot	0.0001
Tisu lembut → PZT	0.800
Plastik → Tisu lembut	0.100

Jika alur ultra-saun menuju ke permukaan sempadan tisu secara tidak berserenjang, pada sudut tuju tertentu (θ_1), kesan pembiasan boleh berlaku (Rajah 2.4). Ini menyebabkan gelombang penghantaran yang melepasi sempadan tisu kedua mengalami pembiasan pada sudut tertentu (θ_2). Sudut pembiasan bergantung kepada laju rambatan di dalam kedua-dua medium seperti dinyatakan menerusi Hukum Snell iaitu

$$\sin \theta_2 = \sin \theta_1 \times \frac{c_2}{c_1} \quad \text{----- (2.9)}$$

dengan c_1 dan c_2 masing-masing mewakili laju ultra-saun dalam medium 1 dan medium 2.

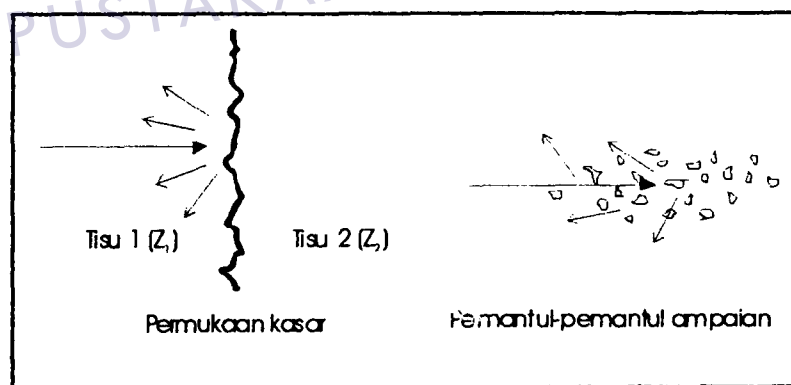


Rajah 2.4 Kesan pembiasan alur ultra-saun.

Sudut gelombang pantulan (θ_r) mengalami perubahan arah pada sudut yang sama dengan sudut ultrason tuju ($\theta_i = \theta_r$). Daripada aspek pengimejan ultrason diagnostik, gema pantulan ini akan bergerak pada arah yang berlainan daripada arah ultrason tuju. Ini menyebabkan tiada maklumat diagnostik dapat diperolehi kerana denyut gema gagal kembali ke transduser. Masalah ini boleh di atasi dengan menggunakan kaedah pengimejan dinamik seperti kemudi alur (beam steering) secara elektronik.

2.3.2 Penyerakan

Jika permukaan sempadan di antara dua tisu adalah kasar, dan saiz tisu-tisu menghampiri saiz panjang gelombang ultrason, didapati gelombang akan mengalami pantulan pada arah-arrah berlainan secara rawak (Rajah 2.5). Fenomena penyerakan dikatakan berlaku.



Rajah 2.5 Serakan pembauran ultrason yang dihasil oleh permukaan kasar dan pemantul-pemantul ampaian.

Jika saiz panjang gelombang lebih besar daripada pelbagai saiz permukaan sempadan dan saiz tisu penyerak (seperti sel-sel darah), maka imej yang diperoleh akan kelihatan kabur. Ini berlaku kerana serakan pembauran terjadi. Penggunaan ultrasaun dengan panjang gelombang yang lebih pendek (frekuensi tinggi) membolehkan imej tisu penyerak yang kabur menjadi lebih jelas. Ini berlaku kerana lebih banyak pantulan spekulat terhasil berbanding serakan pembauran terhadap zarah-zarah pemantul kecil yang berada di antara tisu dan permukaan sempadan bukan spekulat.

2.3.3 Penyerapan

Penyerapan ultrasaun di dalam medium menyebabkan berlaku perubahan bentuk tenaga daripada tenaga mekanikal kepada tenaga haba. Semasa zarah-zarah tisu bergetar, geseran berlaku di antara zarah-zarah yang bersebelahan. Ini menyebabkan berlaku pengurangan kepada saiz amplitud getaran dan tenaga haba dipindah kepada persekitaran tisu. Oleh itu semakin jauh ultrasaun merambat ke dalam tisu, semakin kurang amplitud gelombangnya. Pengurangan ini berlaku secara eksponen melalui fenomena yang dikenali sebagai pengecilan (attenuation).

2.3.4 Pengecilan (attenuation)

Pengecilan berlaku apabila terdapat pengurangan terhadap keamatan dan kuasa ultrasaun, semasa ultrasaun merambat merentasi tisu. Pengurangan keamatan terhadap jarak kedalaman tisu (z) berlaku secara eksponen mengikut persamaan berikut

$$I_z = I_0 e^{-\alpha z} \quad \text{-----} \quad (2.10)$$

dengan I_0 ialah keamatan awal di kedudukan $z = 0$ dan α ialah pekali pengecilan.

Semua faktor tindakbalas ultrasaun dengan tisu biologikal seperti pantulan, serakan dan serapan adalah penyumbang kepada pengecilan ultrasaun di dalam tisu. Proses-proses tersebut berlaku dengan serentak. Oleh itu pekali pengecilan, α daripada persamaan 2.10 adalah gabungan daripada pekali-pekali pengecilan pantulan, serakan dan serapan. Selalunya pengecilan lebih sesuai dinyatakan dalam sebutan pekali μ yang diukur dalam unit decibel per cm iaitu

$$10 \log \left(\frac{I_z}{I_0} \right) = \mu z \quad \text{-----} \quad (2.11)$$

dengan μ ialah -4.3α . Ia ditarifkan sebagai ukuran log kehilangan keamatan tenaga per cm pergerakan gelombang ultrasaun di dalam medium tisu.

Jadual 2.4 menunjukkan pekali pengecilan, μ bagi beberapa tisu biologikal pada frekuensi 1 MHz (Kremkau, 1998). Pertambahan frekuensi ultrasaun menyebabkan pekali pengecilan turut bertambah berdasarkan perkaitan yang dinyatakan oleh Wells (1977) iaitu

$$\mu = g f^h \quad \text{-----} \quad (2.12)$$

dengan nilai-nilai g dan h bergantung kepada pencirian tisu dan keadaan pengukuran (seperti pengaruh suhu). Nilai h umumnya lebih besar sedikit daripada uniti.

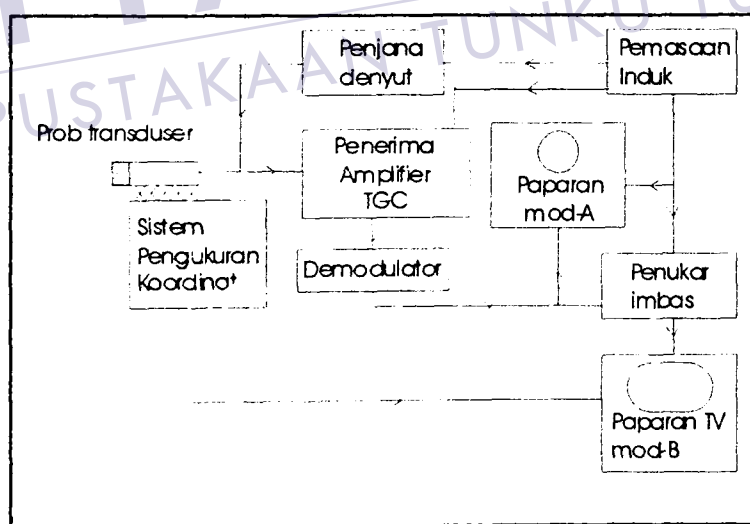
Jadual 2.4 Nilai pekali pengecilan tisu-tisu pada frekuensi 1 MHz.

Jenis Tisu	Pekali pengecilan, dB/cm
Hati	0.7 – 0.94
Lemak	0.6 – 0.65
Buah pinggang	0.9 – 1.0
Otak	0.8 – 0.9
Tisu lembut (purata)	0.5 – 1.0

Penggunaan frekuensi yang lebih tinggi menyebabkan kedalaman penembusan bagi tujuan pengimejan berkurangan. Walaubagaimanapun panjang gelombang yang lebih pendek dapat dihasilkan, sekaligus membentuk imej dengan peleraian yang lebih baik.

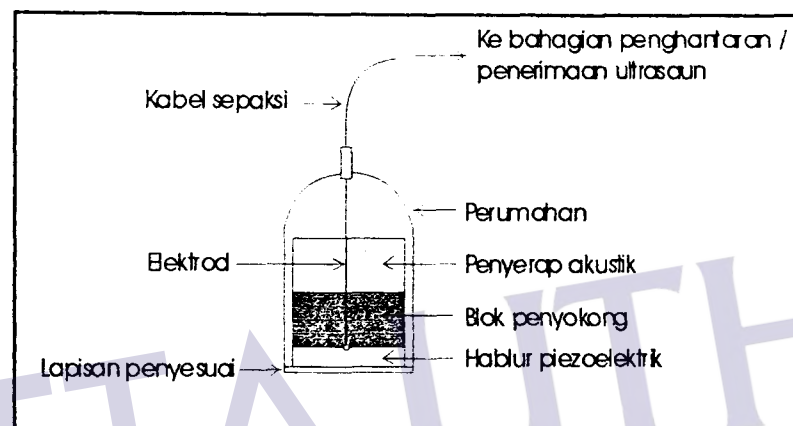
2.4 INSTRUMENTASI ULTRASAUN MOD KECERAHAN

Ultrasaun mod kecerahan (mod-B) diguna bertujuan mengatasi kekurangan di dalam ultrasaun mod-A. Melalui teknik pengimejan mod-B struktur keratan rentas organ pada helaian pengimbasan yang dipilih dapat dipaparkan secara masa nyata. Rajah 2.6 menunjukkan skema binaan instrumentasi pengimbasan ultrasaun mod-B. Peralatan yang paling penting dalam rajah tersebut ialah transduser. Ini kerana daripada alat tersebut denyut-denyut ultrasaun dapat dihantar dan diterima semula supaya dapat diproses oleh komponen-komponen pengimejan yang lain.



Rajah 2.6 Skema binaan instrumentasi ultrasaun mod-B.

Bagi tujuan penjanaan ultrasound, bahan transduser yang diguna berfungsi berasaskan prinsip piezoelektrik. Prinsip ini menyatakan tentang sifat bahan (seperti seramik, kuarza dan polivinil klorida, PVDF) akan menghasilkan beza keupayaan merentasi permukaan-permukaannya apabila bahan tersebut mengalami ubah bentuk semasa tekanan dikenakan ke atasnya (Kremkau, 1998). Kesan sebaliknya boleh berlaku apabila beza keupayaan luaran dikenakan ke atas bahan tersebut. Dewasa ini elemen transduser moden sering menggunakan bahan komposit tembaga zirkonit titanit (PZT) sebagai bahan piezoelektrik. Rajah 2.7 menunjukkan bentuk binaan asas sebuah transduser bagi satu elemen tunggal (Bushberg *et al.*, 1994).



Rajah 2.7 Skema binaan asas transduser elemen tunggal bagi sistem ultrasound denyut gema.

Hablur piezoelektrik yang berbentuk selinder berfungsi menghasilkan ultrasound pada frekuensi-frekuensi resonans, apabila beza keupayaan dikenakan merentasinya. Bagi menghasilkan frekuensi resonans (f_0), laju ultrasound dalam hablur (c) dan ketebalan hablur (d) perlu disesuaikan pada tahap yang optimum mengikut persamaan

$$f_0 = \frac{c}{2d} \quad \text{maka} \quad d = \frac{c}{2f_0} = \frac{\lambda}{2} \quad \text{-----} \quad (2.13)$$

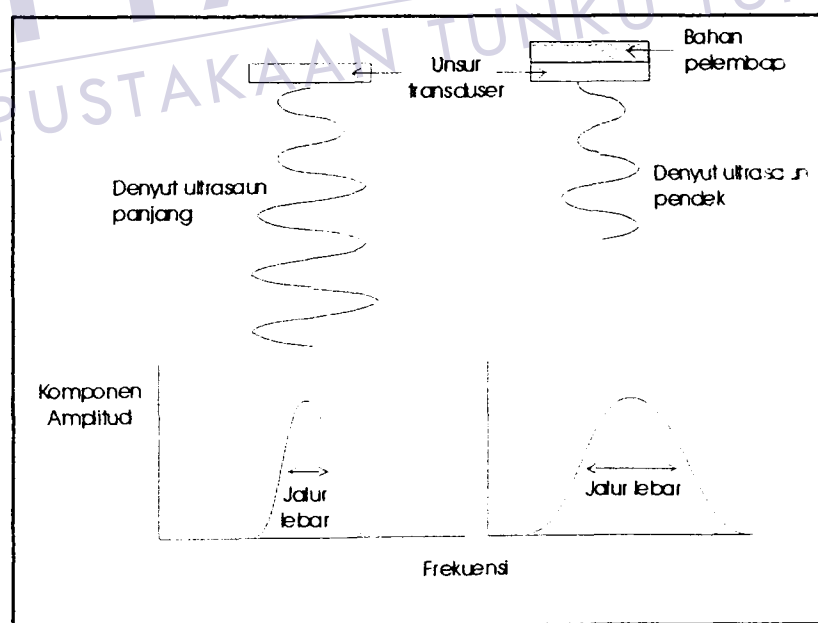
Persamaan 2.11 menunjukkan ketebalan bahan piezoelektrik berbentuk cakera yang diperlukan bagi menghasilkan ultrasound pada frekuensi resonans ialah separuh daripada panjang gelombang ultrasound yang dihasilkan. Diberi daripada Jadual 2.1 laju ultrasound dalam transduser PZT 4 ialah 4000 m/s, maka Jadual 2.5 memberikan

ketebalan transduser tersebut dan frekuensi resonans yang dihasilkan daripada ketebalan tersebut (Kremkau, 1998).

Jadual 2.5 Ketebalan transduser dan frekuensi resonans yang dihasilkan.

Tebal Transduser (mm)	Frekuensi (MHz)
1.0	2.0
0.6	3.5
0.4	5.0
0.3	7.5
0.2	10.0

Kehadiran blok penyokong (backing block) di dalam transduser dapat membezakan fungsi transduser tersebut sama ada ia beroperasi dalam mod selanjar (continuous) atau mod denyut-gema (pulse-echo). Fungsi blok penyokong ialah menyerap tenaga ultraaun yang menuju ke arah belakang unsur piezoelektrik dan ia bertindak sebagai alat pelembap (damping device) bagi mendapatkan denyut-denyut ultraaun yang pendek (Rajah 2.8) (Kremkau, 1998).



Rajah 2.8 Denyut-denyut ultraaun yang terhasil tanpa atau dengan bahan pelembap berserta dengan julat frekuensi jalur lebarnya masing-masing.

RUJUKAN

Angelsen, B. A. J., Torp, H., Holm, S., Kristoffersen, K. and Whittingham, T. A. (1995). "Review Paper : Which Transducer Array is Best ?". *European Journal of Ultrasound*. 2. 151 – 164.

Bamber, J. C. and Tristram, M. (1988). "Diagnostic Ultrasound." dlm. Webb, S. "The Physics of Medical Imaging." Bristol and Philadelphia. IOP Publishing Ltd. 319 – 386.

Blaas, H. G. K., Eik-Nes, S. H. and Berg, S. H. (2000). "Three-Dimensional Fetal Ultrasound". *Bailliere's Clinical Obstetrics and Gynecology*. 4. 611 – 627.

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M. and Boone, J. M. (1994); "The Essential Physics of Medical Imaging". Maryland. Williams & Wilkins. 367 – 416.

Computerized Imaging Reference Systems, Inc. (1998). "Technical Paper : Tissue Equivalent Ultrasound Quality Assurance Phantom." Virginia (USA). Kertas Teknikal.

Farr, R. F., Allisy-Robert, P. J., Weir, J. (1997). "Physics for Medical Imaging." London. W. B. Saunders. 194.

Fishman, E. K., Magid, D., Ney, D. R., Chaney, E. L., Pizer, S. M., Rosenman, J. G., Levin, D. N., Vannier, M. W., Kuhlman, J. E., Robertson, D. D. (1991). "Three-Dimensional Imaging". *Radiology*. **181**. 321 – 337.

Hennerici, M., Heusler, D. N. (1998). "Vascular Diagnosis with Ultrasound". Stuttgart. Thieme Medical Publisher.

Kremkau, F. W. (1998). "Diagnostics Ultrasound: Principles and Instruments." 5th. ed. Philadelphia. W. B. Saunders Company. 19 – 474.

McCarty, K. (1986). "Test Object for the Assesment of the Performance of Diagnostic Ultrasound Equipment." dlm. IOP Short Meeting. "Quality Assurance in Medical Imaging." London. Institute of Physics. 77 – 98.

Nelson, T. R., Downey, D. B., Pretorius, D. H. and Fenster, A. (1999), "Three-Dimensional Ultrasound". Philadelphia. Lippincott, Williams & Wilkins. 1 – 110.

Nelson, T. R. and Pretorius, D. H. (1995). "Visualization of the Fetal Thoracic Skeleton with Three-Dimensional Sonography: A Preliminary Report". *AJR*. **164**. 1485 – 1488.



PTTA AUTHM
PERPUSTAKAAN TUNJUKKAN AMINAH

GE Medical Systems. (2001). "Technical Publication: PathSpeed™ Web Operator's Manual PACS Release 8.1". USA. Kertas Teknikal.

Shirley, I. M., Blackwell, R. J., Cusick, G., Farman, D. J. and Vicary F. R. (1978). "A User Guide to Diagnostic Ultrasound." Baltimore. University Park Press.

Siemens. (2000). "Sonoline Elegra Ultrasound Imaging System Operating Instruction." Issaquah (USA). Manual.

Wells, P. N. T. (1977). "Ultrasonics in Medicine and Biology". *Phys. Med. Biol.* 4. 629 – 669.

<http://svr-www.engcam.ac.uk/>. 1998.

<http://www.medic.usm.my/dept/radiology/service.html>. 2000.

<http://www.ob-ultrasound.net/xac.html>. 1995.

<http://www.ob-ultrasound.net/xfl.html>. 1995.



PTTA UTHM
BERPUSTAKAAN TUN AMINAH