

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

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)



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 Tuhan, 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 ultrasaun 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 ultrasaun juga dibincangkan. *Kaedah* : Imej-imej *in-vitro* dan *in-vivo* 3-D dijana menerusi penggunaan sistem pengimejan ultrasaun yang berlainan, dengan masing-masing berada di Jabatan Radiologi dan Jabatan Obstetrik dan Ginekologi. Sistem-sistem tersebut ialah : Sistem Pengimejan Ultrasaun Sonoline Siemens Elegra yang dilengkapi dengan transduser tatasusunan linear dan sektor pada pelbagai julat frekuensi dan Sistem Pengimejan Ultrasaun 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 pemasaan (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 UJKAJI	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 PEMPROSESAN
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	PEMPROSESAN 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	Pemerolesan 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 ultrasaun 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 ultrasaun	36
3.2	Analisis kuantitatif jarak tegak, ufuk dan ukur lilitan bulatan ke atas Sistem Pengimejan Ultrasaun Siemens Sonoline Elegra	53
3.3	Analisis kuantitatif jarak tegak, ufuk dan ukur lilitan bulatan ke atas Sistem Pengimejan Ultrasaun ATL HDI Phillips	53
3.4	Analisis kuantitatif peleraian paksi dan peleraian sisi ke atas Sistem Pengimejan Ultrasaun Siemens Sonoline Elegra	54
3.5	Analisis kuantitatif peleraian paksi dan peleraian sisi ke atas Sistem Pengimejan Ultrasaun 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	Skima binaan instrumentasi ultrasaun mod-B	22
2.7	Skima 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 tatususunan 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 tatususunan cembung dengan bentuk imej medan penglihatan sektor	31
2.15	Pengimbasan sektor dengan tatususunan berjujukan cekung	32
2.16	Transduser tatususunan anular berfasa dengan elemen berbentuk gelang	33
2.17	Kegunaan TGC membesaraskan 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 fetas 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 sukuhan 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^2s @ ray)
<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)
α	-	pekali pengecilan
κ	-	modulus pukal bahan
λ	-	panjang gelombang (m)
μ	-	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_0	-	tekanan normal (atm)
θ_i	-	sudut tuju
α	-	sudut pembiasan
θ_r	-	sudut pantulan



PTT AUTHM
PERPUSTAKAAN TUNKU TUN AMINAH

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



PTT AUTHM
PERPUSTAKAAN TUNKU TUN AMINAH

BAB I

PENGENALAN AM

1.1 PENGENALAN

Pengimejan perubatan telah memainkan peranan yang sangat penting 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.

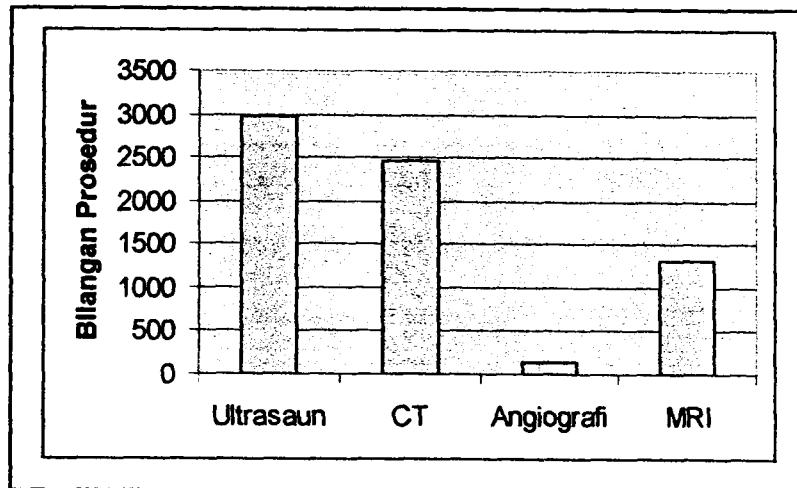
Penghujung kurun ke-20 dan awal kurun ke-21 telah memperlihatkan beberapa kemajuan yang pesat dalam bidang teknologi maklumat, teknik-teknik grafik dan pemprosesan komputer berkuasa tinggi. Pengimejan tiga dimensi (3-D) seperti CT, MRI dan ultrasaun sangat bergantung kepada keupayaan pemprosesan komputer. 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 persepuhl 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 diperoleh 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).



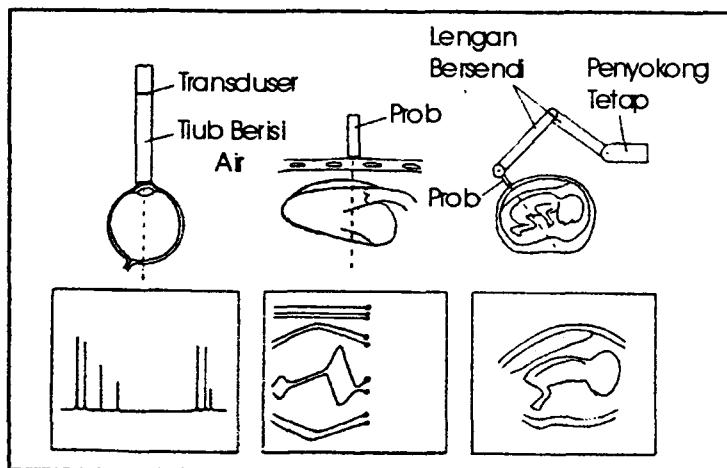
Rajah 1.1 Bilangan prosedur di Jabatan Radiologi, HUSM menunjukkan kepelbagaian penggunaannya terhadap jenis-jenis modaliti pengimejan yang berlainan.

(<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. Ultrasaun dari jenis ini sesuai digunakan dalam pengukuran dimensi organ.



Rajah 1.2 Tiga jenis mod paparan imej ultrasaun 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 ultrasaun. Melalui pemprosesan skala kelabu (grey scale), keamatian atau kecerahan bintik-bintik adalah berkadar dengan kekuatan gema yang di pantulkan. Penggunaan elemen-elemen piezoelektrik yang disusun secara linear dan teknik pengimbasan secara berjujukan 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 ultrasaun mod-A mewakili paparan satu dimensi (1-D) dan paparan isyarat ultrasaun 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 piawaian 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 dapatkan 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).

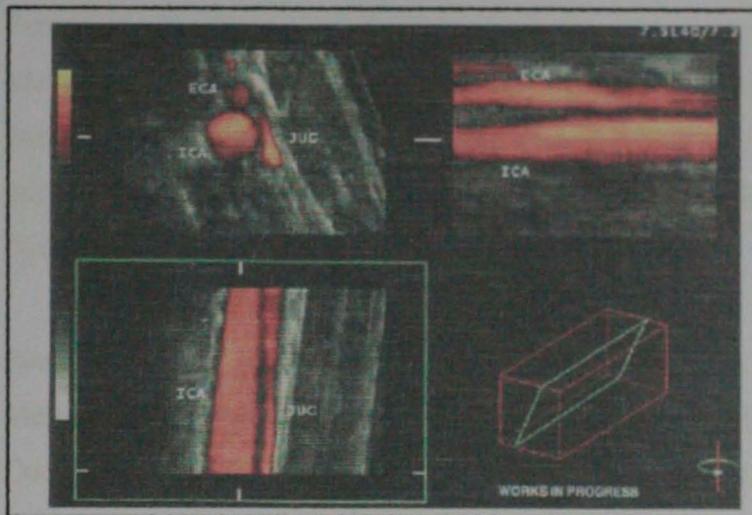
1.3 ULTRASAUN TIGA DIMENSI (3-D)

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

- i) Penciptaan tomogram ultrasaun 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 berserengjang 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 mm^3 . Ketepatan ukuran bagi objek dengan isipadu yang lebih kecil daripada 500 mm^3 ialah 15.6% (Blaas *et al.*, 2000).

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 Tristam, 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 Phaniom." 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 Assessment 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.

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.