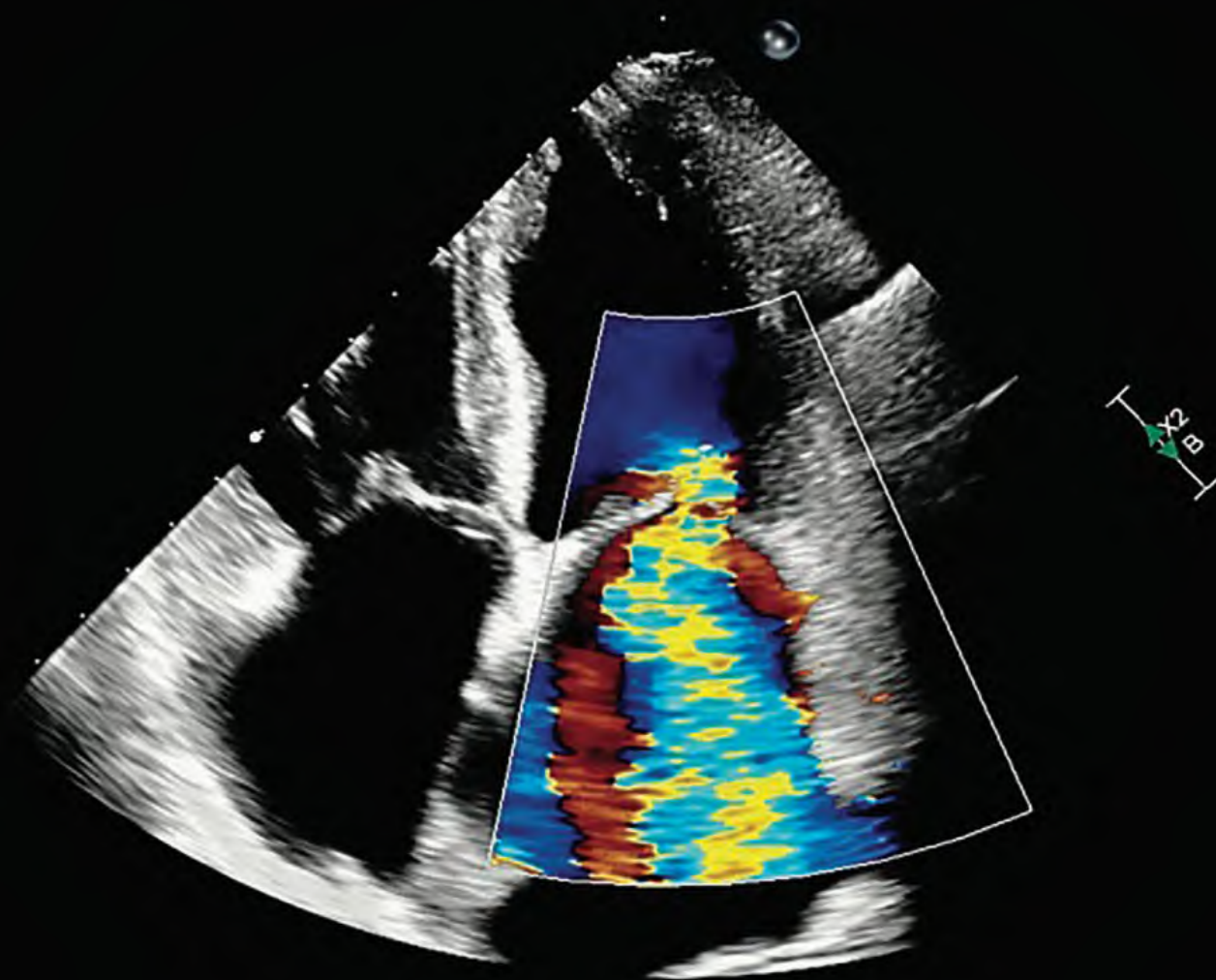
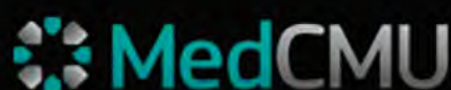


PRACTICAL ECHOCARDIOGRAPHY

การตรวจคลื่นสะท้อนเสียงหัวใจในเวชปฏิบัติ



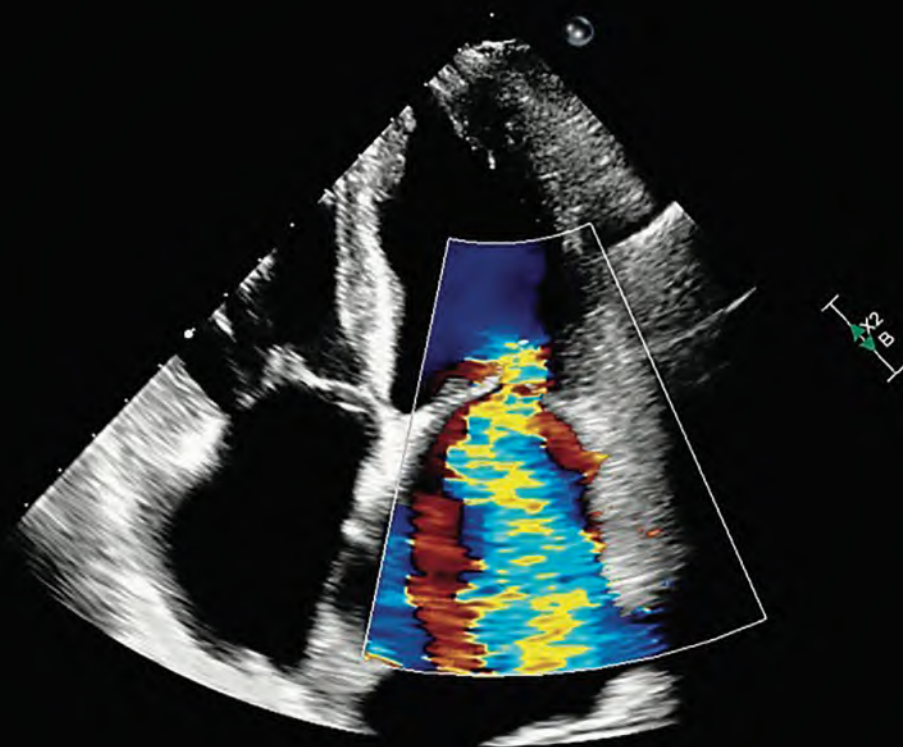
รังสฤษฎ์ กาญจนะวณิชย์



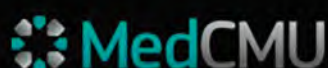
คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

PRACTICAL ECHOCARDIOGRAPHY

การตรวจคลื่นสะท้อนเสียงหัวใจในเวชปฏิบัติ



รังสฤษฎ์ กาญจนะวณิชย์



คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

รังสฤษฎ์ กาญจนะวณิชย์
เชียงใหม่, ทรึค ธึงค้, 2567

บสรณธึการ

รังสฤษฎ์ กาญจนะวณิชย์

พึมพค้รังที่ 1 พฤษภาคม 2567
จำนวน 1,000 เล่ม

พึมพค้รังที่ 2 กรกฎาคม 2567
จำนวน 500 เล่ม

สงวนลิขสิทธิ์
เล่มละ 850 บาท



ผู้รับผิตชอบการพึมพ
อ.บพ.รังสฤษฎ์ กาญจนะวณิชย์
ศูนย์ความเป็นเลิศทางการแพทย
คณะแพทยศาสตร มหาวิทาลัยเชียงใหม
110 ถ. อินทวโรสส อ. เมือง จ. เชียงใหม่ 50200
โทรค้พท์ +66(0)53 934 710
e-mail: rungkritk@gmail.com

พึมพที่
ทรึค ธึงค้ 24/5 ซอย 17
ถ. นึมมานเหมินกร้ ต. สุกเทพ
อ. เมือง จ. เชียงใหม่
0-812-883-908
e-mail : trickthink@gmail.com

ข้อมูลทางบรรณานุกรมของทอสมุดแห่งชาติ

National Library of Thailand Cataloging in Publication data

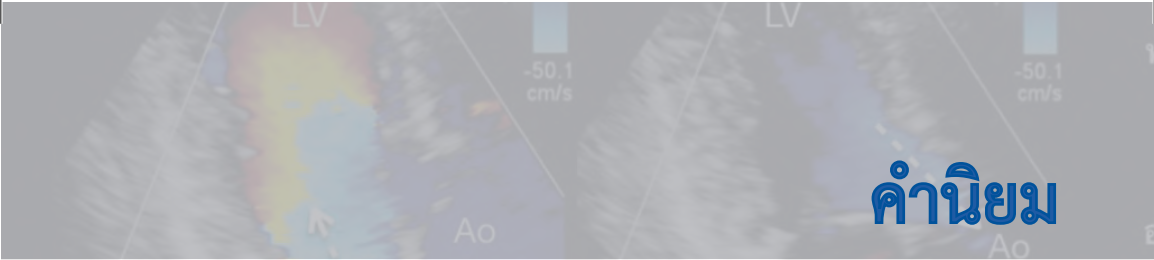
รังสฤษฎ์ กาญจนะวณิชย์.

การตรจกลึนเสียงสะท้อนหัวใจในเวชปฏิบัติ = Practical echocardiography.- เชียงใหม่ :
ทรึค ธึงค้, 2567.
418 หน้า.

1. การบ้นที่กภาพหัวใจด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง. I. ชื่อเรื่อง.

616.1207543

ISBN 978-616-612-467-5



ค่านิยม

อ.รังสฤษดิ์ หรือที่เราเรียกขานกันว่า “ อ.หม่อง ” เป็นผู้ที่มีความรู้ความเชี่ยวชาญหลายด้าน แต่ละด้านนอกจากความรู้แล้ว ยังมีความรัก ความละเอียดประณีต ประกอบอยู่ในศาสตร์ด้านนั้นๆ

อ.หม่องเป็นตัวอย่างของความเป็นครู ที่ต้องการถ่ายทอดความรู้ให้กับลูกศิษย์ และยินดีเมื่อมีคนนำความรู้ที่ได้ไปใช้และต่อยอดให้งอกงาม และเมื่อประกอบกับความเป็นครูแพทย์ ทุกคนจะทราบว่าอ.หม่องจะดีใจมาก ถ้าความรู้ที่ถ่ายทอดไป ได้นำไปใช้เป็นประโยชน์ในการดูแลผู้ป่วยเช่นที่ทำมาโดยตลอด

การตรวจ Echocardiography หรือการตรวจคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจ เป็นการตรวจที่สำคัญทางด้านหัวใจและหลอดเลือด เป็นเหมือน gatekeeper ที่ทำให้แพทย์สามารถวางแผนการรักษาและติดตามต่อไปได้อย่างถูกต้อง ถูกทาง และสมเหตุผล ดังนั้นเมื่อได้ทราบว่าอ.หม่องเขียนหนังสือ Practical Echocardiography ทำให้รู้สึกยินดีและดีใจกับแพทย์ที่จะได้มีหนังสือภาษาไทย เป็นคู่มือคู่มือใจ นำไปใช้ได้จริง เนื่องจากมีประสบการณ์ และ practical points แทรกอยู่ตลอด

อ.หม่องเป็นผู้ที่ทำอะไรด้วยหัวใจและความรัก ซึ่งรู้สึกได้ชัดเจนจากการอ่านหนังสือเล่มนี้จากหน้าแรกจนถึงหน้าสุดท้าย เหมือนการปรุงอาหารที่พ่อครัวสรรหาวัตถุดิบที่มีคุณภาพ ปรุงอย่างมีเอกลักษณ์สุดฝีมือ ขอขอบคุณที่เขียนหนังสือเล่มนี้ เพื่อแบ่งปันความรู้และประสบการณ์ที่มีค่ายิ่ง ขอให้ผู้อ่านได้นำความรู้ไปใช้ให้เป็นประโยชน์ สมเจตนารมณ์ของผู้นิพนธ์

พญ. สมนพร บุญยะรัตเวช สองเมือง

คำนำ

Echocardiogram หรือ cardiac ultrasound เกิดขึ้นในโลกตั้งแต่ปีค.ศ.1953 ในปัจจุบันแม้จะมีการพัฒนาเทคนิคการตรวจ cardiac imaging modalities อื่น ๆ เช่น computerized tomography (CT), Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging (CMR), Single-Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography (SPECT) และ Positron Emission Tomography (PET) ที่ให้ภาพและข้อมูลทางพยาธิสภาพหัวใจได้อย่างละเอียดในหลายแง่มุม

แต่ “Echo” ก็ได้พิสูจน์คุณค่าด้วยกาลเวลา ไม่เคยล้าสมัย และยังมีการเติบโตขององค์ความรู้ การพัฒนาทั้งในด้านเทคโนโลยี เครื่องมือและเทคนิคใหม่ ๆ ตลอดเวลา

Echocardiogram สามารถใช้ตรวจข้างเตียงผู้ป่วย เพื่อตรวจหาพยาธิสภาพและศึกษาพยาธิสรีรวิทยา เพื่อวินิจฉัย บอกลักษณะโรคและตัดสินใจการรักษา ควบคู่ไปกับติดตามผลการรักษาโรคหัวใจและหลอดเลือดในหลากหลายสถานการณ์ทางคลินิก

ทั้งนี้เพราะเป็นการตรวจที่ non invasive ปลอดภัย ไม่มีรังสี ทำได้เร็ว ทำซ้ำได้ ราคาไม่แพง โดยเฉพาะในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเครื่องตรวจให้มินิ น้ำหนักเบา พกพา เคลื่อนย้ายได้สะดวก ทุกวันนี้จึงมีผู้ใช้ echocardiogram กว้างขวางขึ้น ไม่จำกัดเฉพาะเพียงแพทย์โรคหัวใจเท่านั้น

Echocardiography จึงเป็นศาสตร์ที่มีความจำเป็นกับการดูแลผู้ป่วย สำหรับแพทย์เวชบำบัดวิกฤต (intensivist) แพทย์เวชศาสตร์ฉุกเฉิน วิกฤติแพทย์ และการแพทย์ด้านอื่น ๆ อีกหลายสาขา

การเรียนรู้ที่จะเป็นผู้ตรวจและแปลผลตรวจ echocardiogram ได้อย่างถูกต้องแม่นยำ ผู้ตรวจต้องมีความรู้ความเข้าใจเป็นอย่างดี ตั้งแต่พื้นฐานทางฟิสิกส์ของ ultrasound รู้จักกายวิภาคและสรีรวิทยา โดยเฉพาะอย่างยิ่งในด้านพลศาสตร์การไหลเวียนเลือด (hemodynamics) ทั้งในภาวะการทำงานของหัวใจที่ปกติและภาวะที่เป็นโรคได้เป็นอย่างดี

ผู้ตรวจจะต้องฝึกฝนให้มีทักษะและความชำนาญในการเก็บภาพที่คมชัด ให้ได้รายละเอียดและข้อมูลที่ครบถ้วน รู้ถึงข้อจำกัดและหลุมพรางในการบันทึกและแปลผลภาพ สามารถแยกแยะ normal variant และ artifact ออกจากความผิดปกติที่แท้จริงได้

ในสมัยเริ่มแรกที่ผมเรียนศาสตร์ของ echocardiography มีตำราภาษาไทยอยู่เพียงเล่มเดียวคือของ ศ.เกียรติคุณ นพ.ยงยุทธ สหสกุล ผมได้ประโยชน์จากตำรานั้นอย่างมากเป็นตำราที่ช่วยเปิดโลกแห่งคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจให้กับผม

นับแต่วันนั้นมาศาสตร์ของ echocardiography ได้พัฒนาก้าวหน้าไปอีกมากมาย แต่กลับไม่มีตำราภาษาไทยฉบับใหม่ออกมาอีกเลย

ในฐานะที่ตนเองเป็นอาจารย์แพทย์ ต้องสอน cardiology fellow ในทุก ๆ ปี เห็นความยากลำบากของผู้เริ่มต้นเรียนรู้ใหม่ที่ต้องทำความเข้าใจเนื้อหาที่ซับซ้อนจำนวนมากในช่วงเวลาสั้น ๆ จึงมีความประสงค์ให้มีคู่มือที่จะช่วยให้เรียนรู้ได้เร็วและสะดวกยิ่งขึ้น

นอกจากนี้จากประสบการณ์การดูแลผู้ป่วยโรคหัวใจและคลุกคลีการทำ echo มากกว่า 28 ปี จึงคิดว่าตนเองได้สะสมประสบการณ์ในแวดวงนี้มาพอสมควร การได้เรียนรู้จากข้อผิดพลาดของตนเองและผู้อื่น นำมาสู่ความต้องการที่จะถ่ายทอดทั้งจุดเน้นที่สำคัญ ข้อจำกัด และหลุมพรางในการตรวจและแปลผล echocardiogram ให้กับแพทย์รวมถึงนักเทคโนโลยีหัวใจและทรวงอกรุ่นหลังต่อไป

หนังสือ การตรวจคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจในเวชปฏิบัตินี้ ผมตั้งใจให้เป็นสิ่งที่พึงพาสำหรับผู้เริ่มต้น จึงเน้นการปูพื้นฐานและกล่าวถึงหัวข้อที่มีความสำคัญในทางปฏิบัติ เทคนิคใหม่ ๆ อย่าง strain imaging และ 3D echocardiogram จึงละไว้ ไม่ได้นำมากล่าว ณ ที่นี้

และเพื่อให้อ่านง่าย หนังสือเล่มนี้จึงถูกเขียนขึ้นในลักษณะที่ลดความเป็นแบบแผนของการเขียนตำราทั่วไป โดยใช้คำทับศัพท์สำหรับศัพท์เฉพาะที่ใช้ทางการแพทย์ รวมถึงหน่วยการวัด ไม่ได้แปลเป็นภาษาไทยเพราะคนส่วนใหญ่มักคุ้นเคยภาษาอังกฤษมากกว่า ส่วนเอกสารอ้างอิง เอกสารแนะนำสำหรับค้นคว้าเพิ่มเติม ได้รวบรวมไว้ท้ายบท

หนังสือเล่มนี้เป็นครั้งแรกของตำราที่ผมวางแผนเขียนไว้

ในเล่มสองจะมีบทโรคหัวใจจากความผิดปกติของปอด (Pulmonary Heart Disease), โรคของเยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardial Disease), ลิ้นหัวใจเทียม (Prosthetic Valves), โรคติดเชื้อที่ลิ้นหัวใจ (Infective Endocarditis), การสืบค้นต้นตอของภาวะลิ่มเลือดอุดตัน และก้อนในหัวใจ (Cardiac Source of Embolus and Cardiac Masses), โรคของ aorta (Diseases of Aorta), โรคหัวใจพิการแต่กำเนิดในผู้ใหญ่ (Adult Congenital Heart Disease)

ผมหวังเป็นอย่างยิ่งว่าหนังสือเล่มนี้จะช่วยเปิดประตูให้ผู้สนใจได้ก้าวเข้าไปสู่โลกอันอัศจรรย์ของ echocardiography และเป็นจุดเริ่มต้นของการหลงใหลศาสตร์ของ echocardiography เช่นเดียวกับผม

ทุกครั้งที่ตรวจหรืออ่านผล หากเรากระหายที่ได้เรียนรู้สิ่งใหม่ ๆ ตลอดเวลา เราจะไม่เคยเบื่อ เราจะตื่นเต้นกับพยาธิสภาพที่ไม่เคยพบ กระตือรือร้นในการค้นหาคำอธิบายกับปรากฏการณ์ที่แปลก ๆ อยู่เสมอ

สำหรับผม Echocardiogram คือ ศาสตร์แห่งการไขความลับของหัวใจ ทำให้เราสามารถเข้าใจและมองเห็นส่วนลึกของหัวใจผู้อื่น ได้อย่างแจ่มชัดที่สุด

กิตติกรรมประกาศ

การผลิตตำราออกมาเป็นเล่มเป็นเรื่องท้าทายมากสำหรับผม
กว่าจะสำเร็จเป็นตำราเล่มนี้ ผมได้รับความช่วยเหลือจากผู้คนมากมาย
ผมอยากขอบคุณ เพื่อนร่วมงานวิชาชีพ คณะอาจารย์ หน่วยวิชาหัวใจหลอดเลือด
ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ทุกท่าน

ขอขอบคุณ อ.นพ. ธนวัฒน์ เบญจานุวัตร ครูสอนทำ echo คนแรกของผม
ขอบคุณเป็นพิเศษสำหรับ รศ.พญ. อรินทยา พรหมนิจกุล ที่ช่วยตรวจทานต้นฉบับ
และจัดทำบรรณานุกรม

ขอขอบคุณ คณะอาจารย์ ต่างสถาบัน ในชมรมคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจ ที่ผมได้แลกเปลี่ยน
เรียนรู้จากประสบการณ์ของท่าน และได้ร่วมพัฒนางานการคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจ
ของประเทศไทยมาด้วยกัน

โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ศาสตราจารย์คุณ พญ. สมนพร บุญยะรัตเวช สองเมือง ที่ได้กรุณา
อ่านแก้ไขตรวจทานต้นฉบับ และให้เกียรติเขียนคำนิยมให้หนังสือเล่มนี้

และขอขอบคุณ รศ.นพ. อธิภัทร ยิ่งชนม์เจริญ และ รศ.พญ. แรกขวัญ สิทธิวงศ์กุล
ที่กรุณา อ่านแก้ไขตรวจทานต้นฉบับ และให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์

I also would like to express my gratitude to Prof. Petros Nihoyannopoulos
of the Imperial college for his mentorship during my training in UK. I have gain
so much from your expertise in the field and your ability to explain complex
issues into simplified crystalized concept.

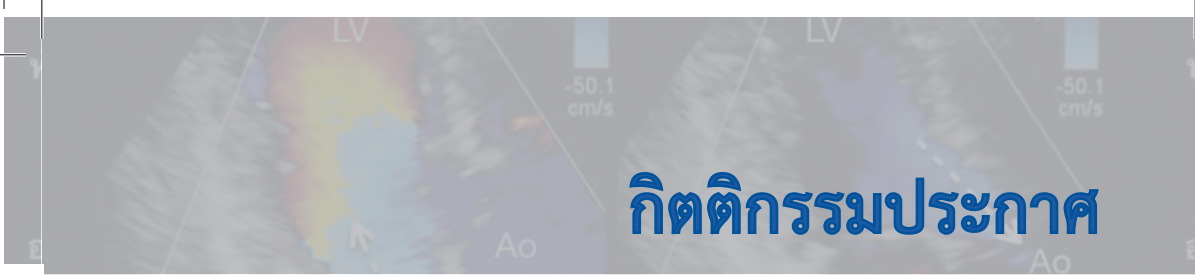
ขอบคุณ คุณปรียาดี เอี่ยมประไพ Sonographer ที่ช่วยเก็บภาพ ค้นหาภาพในคลัง
เพื่อประกอบในหนังสือ

ขอบคุณ คุณอนงค์ อมฤตโกมล หัวหน้าหอผู้ป่วย Non invasive ที่ดูแล พัฒนา
ห้องตรวจ echo ของ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ มาด้วยกัน ช่วยตรวจทาน
และสนับสนุนให้ผมเขียนตำรา

ขอบคุณ ผศ.พญ. กรองกาญจน์ สุธรรม ที่ช่วยวาดรูป probe manipulation และ
ออกแบบปก

ขอบคุณ Cardiology Fellow ทุกคนทุกรุ่น ที่ร่วมดูผู้ป่วยด้วยกัน หมั่นตั้งคำถามให้
ผมได้พัฒนาตัวเองในการสอน หาแนวทางอธิบายเรื่องซับซ้อนให้เข้าใจได้ง่ายขึ้น

ขอบคุณ อ.นพ. ภาณุพงศ์ โปธา ที่มาเป็น normal subject ให้ในการแสดงการเก็บ
ภาพ echo ในหนังสือเล่มนี้



กิตติกรรมประกาศ

ขอบคุณ ผู้ป่วยทุก ๆ คน ที่เป็นผู้ช่วยให้กับผม ได้เรียนรู้ สะสมประสบการณ์

ขอบคุณ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ และ ศูนย์ความเป็นเลิศ ที่ให้โอกาส
ผมได้ทำงาน มี facility ที่สะดวก และจัดสรรเวลาในการเขียนตำรา เล่มนี้

สุดท้าย ต้องขอขอบคุณ พญ.สุภารัตน์ กาญจนะวณิช ผู้เป็นทั้งกำลังใจ และเคียงข้าง
ให้ผมตั้งใจทำหนังสือเล่มนี้ให้จบแล้วเสร็จ และยังช่วยตรวจทานคำผิด แก้ไขภาษาให้ถูกต้อง
และอ่านเข้าใจมากขึ้น

รังสฤษฎ์ กาญจนะวณิช

Abbreviations

2D-TTE	2D-transthoracic echocardiography	COPD	chronic obstructive pulmonary disease
3D-TTE	3D-transthoracic echocardiography	CRT	cardiac resynchronization therapy
A	amplitude	CS	coronary sinus
A2C	apical 2-chamber	CT scan	computerized tomography scan
A4C	apical 4-chamber	CVP	central venous pressure
A5C	apical 5-chamber	CW	continuous wave
AA	aortic arch	D1	first diagonal branch
AAO	ascending aorta	D2	second diagonal branch
ACC	American College of Cardiology	DAO	descending aorta
ACE	angiotensin converting enzyme	dB	decibel
ACS	acute coronary syndrome	DCM	dilated cardiomyopathy
AD	aortic dissection	DLVOTO	dynamic left ventricular outflow tract obstruction
AF	atrial fibrillation	DM	diabetes mellitus
AHA	American Heart Association	DT	deceleration time
AL	anterolateral papillary muscle	ECG	electrocardiogram
ALAX	apical long-axis view	Echo	echocardiogram
AMI	acute myocardial infarction	EDV	end-diastolic volume
AML	anterior mitral valve leaflet	EF	ejection fraction
AR	aortic regurgitation	EMF	endomyocardial fibrosis
ARVC	arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy	EPSS	E-point septal separation
ARVD	arrhythmogenic right ventricular dysplasia	ERO	effective regurgitant orifice
AS	aortic stenosis	EST	exercise stress test
ASD	atrial septal defect	ESV	end-systolic volume
ASE	American Society of Echocardiography	f	frequency
AV	aortic valve	FAC	fractional area change
AVA	aortic valve area	FMR	functional mitral regurgitation
BSA	body surface area	FS	fractional shortening
C	ความเร็วการเคลื่อนที่ในตัวกลาง (velocity of propagation)	HCM	hypertrophic cardiomyopathy
CABG	coronary artery bypass grafting	HFpEF	heart failure with preserved ejection fraction
CAD	coronary artery disease	HFrEF	heart failure with reduced ejection fraction
CCS	chronic coronary syndrome	HIV	human immunodeficiency virus
CFM	color flow mapping	HOCM	hypertrophic obstructive cardiomyopathy
CI	cardiac index	HP	hemopericardium
CIEDs	cardiac implantable electrical devices	HR	heart rate
CMV	cytomegalovirus		
CO	cardiac output		

Abbreviations

HT	hypertension	LVIDd	diastolic left ventricular internal diameter
HV	hepatic vein	LVIDs	systolic left ventricular internal diameter
Hz	Hertz	LVNC	left ventricular non compaction
ICE	intra-cardiac echocardiography	LVOT	left ventricular outflow tract
IE	infective endocarditis	LVOT CSA	left ventricular outflow tract cross sectional area
IVC	inferior vena cava	LVOT VTI	left ventricular outflow tract velocity-time-integral
IVCT	isovolumic contraction time	LVOT/Ao	left ventricular outflow tract diameter aortic valve
IVRT	isovolumic relaxation time	m/s	meter per second
IVS	interventricular septum	MAC	mitral annular calcification
IVSd	interventricular septum diastole dimension	MHz	Mega Hertz
IVUS	intra-vascular ultrasound	MI	myocardial infarction
LA	left atrium	mm	millimeter
LAA	left atrial appendage	MPA	main pulmonary artery
LAD	left anterior descending coronary artery	MPG	mean pressure gradient
LAP	left atrial pressure	MR	mitral regurgitation
LASEC	left atrial spontaneous echo contrast	MS	mitral stenosis
LAVI	left atrial volume index	MV	mitral valve
LAX	long axis	MVA	mitral valve area
LBBS	left bundle branch block	MVP	mitral valve prolapse
LC	left coronary cusp	NC	non coronary cusp
LCx	left circumflex coronary artery	NYHA	New York Heart Association
LPA	left pulmonary artery	OM	obtuse marginal branch
LUPV	left upper pulmonary vein	OM1	first obtuse marginal branch
LV	left ventricle	OM2	second obtuse marginal branch
LVEDD	left ventricular end diastolic diameter	OMV	open mitral valvuloplasty
LVEDP	left ventricular end diastolic pressure	PA	pulmonary artery
LVEDV	left ventricular end diastolic volume	PBMV	percutaneous balloon mitral valvuloplasty
LVEF	left ventricular ejection fraction	PCI	percutaneous coronary intervention
LVESD	left ventricular end systolic diameter	PDA	patent ductus arteriosus
LVESV	left ventricular end systolic volume	PFC	proximal flow convergence
LVH	left ventricular hypertrophy	PFO	patent foramen ovale
LVID	left ventricular internal diameter	PH	pulmonary hypertension

Abbreviations

PHT	pressure half time	RVI	right ventricular infarction
PISA	proximal isovelocity surface area	RVOT	right ventricular outflow tract
PL	posterolateral branch	RVSP	right ventricle systolic pressure
PLAX	parasternal long axis view	RWMA	regional wall motion abnormality
PM	posteromedial	SAM	systolic anterior motion
PML	posterior mitral valve leaflet	SAX	short axis
PPCI	primary percutaneous coronary intervention	SCD	sudden cardiac death
PPG	peak transaortic pressure gradient	SD	standard deviation
PR	pulmonary regurgitation	SEC	spontaneous echo contrast
PRF	pulse repetition frequency	SLE	systemic lupus erythematosus
PS	pulmonic stenosis	SV	stroke volume
PSAX	parasternal short axis view	SV1	sample volume
PV	pulmonic valve	TAPSE	tricuspid annular plane systolic excursion
PW	pulsed wave Doppler	TDI	tissue Doppler imaging
PWd	posterior wall diastolic dimension	TEE	transesophageal echocardiogram
RA	right atrium	TGC	time-gain compensation
RAAS	renin – angiotensin - aldosterone system	TIA	transient ischemic attack
RCC	right coronary cusp	TOF	Tetralogy of Fallot
RCA	right coronary artery	TR	tricuspid regurgitation
RCM	restrictive cardiomyopathy	TS	tricuspid stenosis
Reg Vol	regurgitant volume	TTE	transthoracic echocardiogram
RF	regurgitation fraction	TV	tricuspid valve
RF ablation	radiofrequency ablation	TVA	tricuspid valve area
RHD	rheumatic heart disease	VAD	ventricular assisted device
ROA	regurgitant orifice area	VC	vena contracta
RPA	right pulmonary artery	VSD	ventricular septal defect
RV	right ventricle	VSR	ventricular septal rupture
RVA4C	right ventricle focused apical 4-chamber view	VTI	velocity-time-integral
RVEDP	right ventricle end diastolic pressure	WMSI	wall motion score index
RVEF	right ventricular ejection fraction	WPW	Wolff-Parkinson-White
RVFAC	right ventricular fractional area change	λ	wavelength หรือ period



Contents

บทที่ 1 หลักการสร้างภาพคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจและการวิเคราะห์สัญญาณ

Doppler

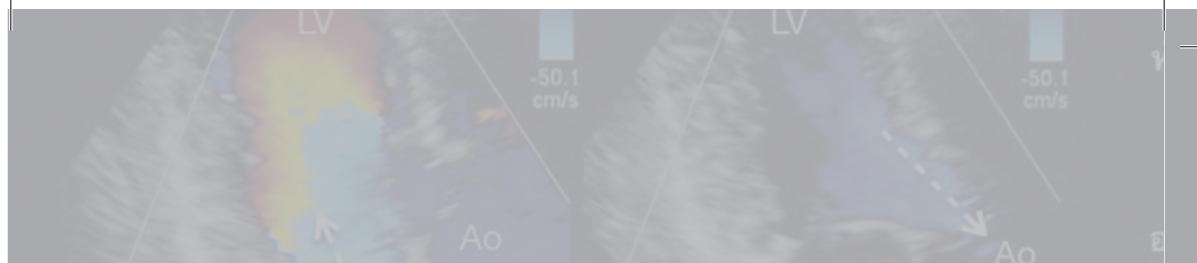
Principles of echocardiographic image acquisition and Doppler analysis

หลักการพื้นฐานของ ultrasound	1
ปฏิสัมพันธ์ระหว่างคลื่นเสียง ultrasound กับเนื้อเยื่อ	3
หัวตรวจ (Transducer)	6
คุณสมบัติของหัวตรวจ	8
ปัจจัยที่มีผลต่อความละเอียดของภาพ 2 มิติ (Two dimensional (2D) resolution)	10
รูปแบบการสร้างภาพ (Imaging modalities)	11
ภาพเคลื่อนไหว 2 มิติ (Two dimensional echocardiogram; 2D)	12
การปรับตั้งค่า (Instrument setting) ในการตรวจ 2D echocardiogram	13
ภาพลวง (Imaging artifact)	20
Doppler Echocardiogram	33
การใช้ Doppler ในการศึกษาพลศาสตร์การไหลของเลือด (Hemodynamics)	39
ภาพลวงของ Doppler display (Doppler artifact)	53
Tissue Doppler Imaging (TDI)	55

บทที่ 2 วิธีการตรวจหัวใจด้วยคลื่นเสียงสะท้อนผ่านทางหน้าอก

Transthoracic Echocardiogram [TTE]

การศึกษาข้อมูลผู้ป่วยก่อนตรวจ	59
การเตรียมผู้ป่วยเพื่อตรวจ	60
การจับหัวตรวจ	63
การเคลื่อนที่หรือขยับหัวตรวจ (Probe manipulation)	63
ท่ามาตรฐานในการตรวจคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจในเวชปฏิบัติ (Echocardiographic view)	64

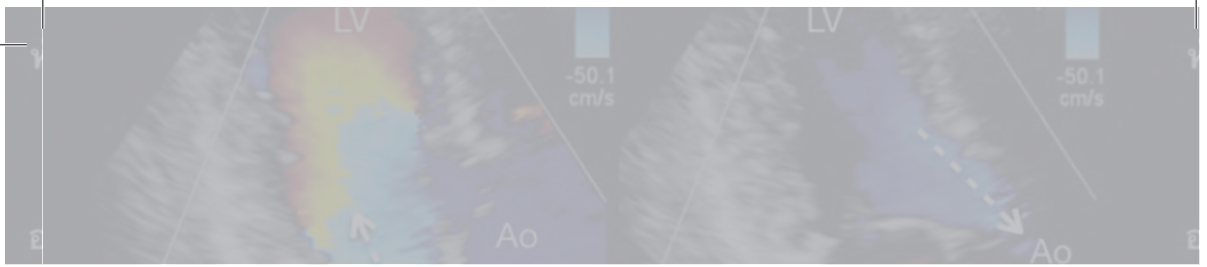


ระนาบตรวจ (imaging plane)	65
การจัดทิศทางแสดงภาพ (image orientation)	66
Echocardiographic view	67
การศึกษา M-mode และการวัด dimension	98
ลำดับขั้นการตรวจ echocardiogram	104

บทที่ 3 แนวทางในการส่งตรวจคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจ

Guidelines for Appropriate Use of Transthoracic Echocardiogram

ผู้ป่วยที่ตรวจพบเสียงฟู่ในหัวใจ (Heart murmur)	108
โรคลิ้นหัวใจพิการ (Valvular heart disease)	108
Mitral valve prolapse (MVP)	109
ภาวะลิ้นหัวใจติดเชื้อ (Infective endocarditis)	110
ผู้ป่วยที่มีอาการเจ็บหน้าอก (Chest pain)	110
ผู้ป่วยกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดเฉียบพลัน (Acute coronary syndrome)	111
การวินิจฉัยและพยากรณ์โรคในผู้ป่วยหลอดเลือดหัวใจตีบเรื้อรัง (Chronic coronary syndrome)	111
ผู้ป่วยที่สงสัยภาวะหัวใจล้มเหลวและกล้ามเนื้อหัวใจพิการ (Heart failure and Cardiomyopathy)	112
โรคของเยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardial disease)	112
ผู้ป่วยที่สงสัยก้อนในหัวใจ (Cardiac mass)	113
โรคของ thoracic aorta	114
ผู้ป่วยที่มีปัญหาหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Cardiac arrhythmia)	114
ผู้ป่วย AF, atrial flutter ก่อนทำ cardioversion	114
ผู้ป่วยโรคปอด หรือ pulmonary vascular disease	115
โรคความดันโลหิตสูง (Hypertension)	116
ผู้ป่วยที่สงสัย cardio embolic disease	116
ผู้ป่วยที่มาด้วยปัญหาเป็นลมหมดสติ (Syncope)	116



การตรวจเพื่อคัดกรอง (Screening)	117
ผู้ป่วยวิกฤต (Critical illness)	117
ผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บสาหัสบริเวณทรวงอก (Chest trauma)	118
ผู้ป่วยโรคหัวใจพิการแต่กำเนิด (Congenital heart disease)	118

บทที่ 4 การประเมินการทำงานของหัวใจ

Ventricular Function

Left ventricular systolic function	121
Left ventricular diastolic function	137
Right ventricular function	164

บทที่ 5 โรคหลอดเลือดหัวใจโคโรนารี

Coronary Artery Disease

ความสัมพันธ์ระหว่างการตีบของหลอดเลือดหัวใจกับ	
regional wall motion abnormality	180
การวิเคราะห์ตำแหน่งของ regional wall motion	
abnormality	184
กายวิภาคหลอดเลือดแดงโคโรนารี (Coronary artery anatomy)	186
บทบาทของ echocardiogram ในการช่วยวินิจฉัย	
acute coronary syndrome	189
การวินิจฉัยแยกโรคในผู้ป่วยที่มาด้วยอาการเจ็บหน้าอกรุนแรง	191
การแยกระหว่าง acute และ old myocardial infarction	192
การประเมินความรุนแรง และการพยากรณ์โรคในผู้ป่วย	
acute myocardial infarction	194
การประเมินผลของ reperfusion therapy และ viability	195
การวินิจฉัยภาวะแทรกซ้อนของ acute myocardial infarction	195
Cardiogenic shock จาก pumping failure	195
Mechanical complications	196



บทที่ 6 โรคกล้ามเนื้อหัวใจพิการ

Cardiomyopathies

Dilated cardiomyopathy (DCM)	214
Hypertrophic cardiomyopathy (HCM)	223
Restrictive cardiomyopathy (RCM)	236
Arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy (ARVC)	243
LV non compaction (LVNC)	246

บทที่ 7 โรคลิ้นหัวใจพิการ

Valvular heart disease

Mitral stenosis (MS)	253
Mitral regurgitation (MR)	274
Aortic stenosis (AS)	312
Aortic regurgitation (AR)	334
Tricuspid regurgitation (TR)	357
Tricuspid stenosis (TS)	375
Pulmonic stenosis (PS)	377
Pulmonic regurgitation (PR)	380

หลักการสร้างภาพคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจและการวิเคราะห์สัญญาณ Doppler

Principles of echocardiographic image acquisition and Doppler analysis

หลักการพื้นฐานของ ultrasound

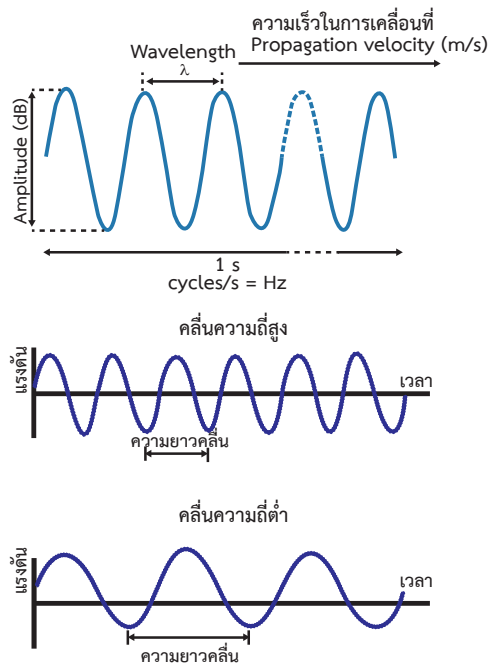
มนุษย์มีความสามารถได้ยินเสียงที่มีความถี่ตั้งแต่ 20 ถึง 20,000 เฮิรตซ์ (Hz) เสียงที่มีความถี่ต่ำกว่า 20 Hz เรียกว่า infrasound (เช่นเสียงสื่อสารของช้าง ปลาวาฬ เสียงแผ่นดินไหว) และเสียงที่มีความถี่สูงกว่า 20,000 Hz เราเรียกว่า อัลตราซาวด์ (ultrasound) (เช่นเสียงค้างคาว และโลมาที่ใช้จับเหยื่อ) เสียง ultrasound ในย่านความถี่ 1-20 เมกะเฮิรตซ์ (MHz) เป็นย่านความถี่เสียงที่ทางการแพทย์นำมาประยุกต์ใช้เพื่อการสร้างภาพอวัยวะภายใน

คุณสมบัติของคลื่นเสียง ประกอบไปด้วย

- ความถี่ (frequency; f) มีหน่วยเป็น รอบต่อวินาทีหรือ เฮิรตซ์ (Hertz; Hz)
- ความยาวคลื่น (wavelength หรือ period; λ) มีหน่วยเป็น มิลลิเมตร (mm)
- ความดัง (amplitude; A) มีหน่วยเป็น เดซิเบล (decibel; dB)
- ความเร็วการเคลื่อนที่ในตัวกลาง (velocity of propagation; C) มีหน่วยเป็น เมตรต่อวินาที (m/s)

CHAPTER CONTENTS

หลักการพื้นฐานของ ultrasound—1
ปฏิสัมพันธ์ระหว่างคลื่นเสียง ultrasound กับเนื้อเยื่อ—3
หัวตรวจ (Transducer)—6
คุณสมบัติของหัวตรวจ—8
ปัจจัยที่มีผลต่อความละเอียดของภาพ 2 มิติ (Two dimensional (2D) resolution)—10
รูปแบบการสร้างภาพ (Imaging modalities)—11
ภาพเคลื่อนไหว 2 มิติ (Two dimensional echocardiogram; 2D)—12
การปรับตั้งค่า (Instrument setting) ในการตรวจ 2D echocardiogram—13
ภาพลวง (Imaging artifact)—20
Doppler Echocardiogram—33
การใช้ Doppler ในการศึกษาพลศาสตร์การไหลของเลือด (Hemodynamics)—39
ภาพลวงของ Doppler display (Doppler artifact)—53
Tissue Doppler Imaging (TDI)—55



รูปที่ 1.1 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ (frequency) และความยาว (wavelength) ของคลื่น

ดัดแปลงจาก Otto (2018)

ผลคูณระหว่างความถี่ (f) และความยาวคลื่น (λ) เท่ากับความเร็วคลื่น (C) (รูปที่ 1.1)

$$C = f \cdot \lambda$$

เนื่องจากความเร็วในการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงในเลือดคงที่ ที่ประมาณ 1,540 เมตรต่อวินาที ดังนั้น ความยาวคลื่นจึงแปรผกผันกับความถี่ ดังสมการนี้

$$\lambda \text{ (mm)} = 1.54 / f \text{ (MHz)}$$

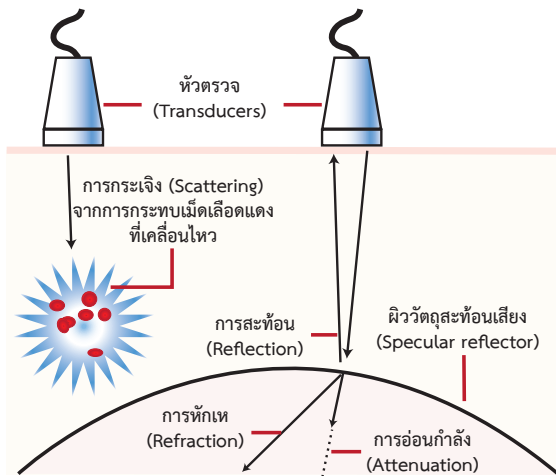
คุณภาพของภาพที่สร้างขึ้นจาก ultrasound ถูกกำหนดจากลักษณะของความยาวคลื่นและความถี่เสียงที่แปรผกผันกัน ดังนั้นผู้ตรวจจำเป็นต้องเข้าใจข้อจำกัดของคุณสมบัตินี้และเลือกใช้ให้ถูกต้อง ดังนี้

1. คลื่นที่มีความถี่สูง (ความยาวคลื่นสั้น) จะสามารถสะท้อนวัตถุที่มีขนาดเล็ก ๆ ได้ ทำให้สร้างภาพที่มีรายละเอียด (resolution) ของวัตถุขนาดเล็กได้ดี ดังนั้นการเลือกใช้คลื่นเสียงที่มีความถี่สูงในการตรวจ (5 ถึง 7.5 MHz) จะให้ภาพที่มีรายละเอียดสูงกว่าการใช้คลื่นที่มีความถี่ต่ำกว่า สามารถแยกแยะขนาดของวัตถุที่มีขนาด 1 มิลลิเมตรได้

2. คลื่นที่มีความถี่ต่ำ มีการสะท้อนหักเหและการฟุ้งกระจายน้อยกว่าคลื่นที่มีความถี่สูง จึงมีความสามารถในการทะลุทะลวงสูง (penetration) และสามารถเคลื่อนไปได้ไกลกว่า หรือผ่านอวัยวะลงไปได้ลึกกว่า คลื่นที่มีความถี่สูง

ปฏิสัมพันธ์ระหว่างคลื่นเสียง ultrasound กับเนื้อเยื่อ

เมื่อคลื่นเสียงเคลื่อนผ่านตัวกลางอันได้แก่ เนื้อเยื่อของอวัยวะต่าง ๆ จะเกิดปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ได้ 4 ลักษณะ ดังนี้ (รูปที่ 1.2)



รูปที่ 1.2 ปฏิสัมพันธ์ระหว่าง คลื่นเสียง ultrasound กับเนื้อเยื่อ

ดัดแปลงจาก Otto (2018)

1. การสะท้อน (reflection)

การสะท้อนของเสียงเกิดขึ้นเมื่อคลื่นเสียงกระทบกับผิวเรียบของวัตถุ ความเข้มของสัญญาณสะท้อนจะมากที่สุดถ้าทิศทางลำเสียงตกกระทบทำมุมตั้งฉากกับผิววัตถุ หากผิววัตถุมีแนวขนานกับแนวลำเสียง ultrasound จะสะท้อนให้สัญญาณต่ำมาก มีผลให้เกิดภาพไม่ชัด เช่นการดูการเคลื่อนไหวของ left ventricular wall ในท่า apical 4 chamber (A4C) อาจเห็น endocardial border ของ left ventricle (LV) ไม่ชัด หรือกรณีการเกิดปรากฏการณ์ “drop out” ของ interatrial septum ในท่า A4C ทำให้เข้าใจว่าผู้ป่วยมี atrial septal defect เป็นต้น

2. การกระเจิง (scattering)

วัตถุที่มีขนาดเล็กกว่า 1 ช่วงความยาวคลื่น จะทำให้เกิดการกระเจิงมากกว่าการสะท้อน ทิศทางของลำเสียงที่ตกกระทบวัตถุจะกระเจิงไปทุกทิศทาง มีส่วนน้อย (น้อยกว่า 100-1,000 เท่า) ที่ลำเสียงสะท้อนเดินทางกลับไปถึงหัวตรวจ (transducer) เพื่อการสร้างภาพ

การกระเจิงของคลื่นเสียง เกิดขึ้นมากเมื่อคลื่นกระทบวัตถุขนาดเล็ก (เช่น เม็ดเลือดแดง) สัญญาณจากการกระเจิงจากเม็ดเลือดที่เคลื่อนที่นี้ ทำให้เกิดสัญญาณ Doppler อันเป็นหลักการสำคัญในการใช้วิเคราะห์ความเร็วการไหลของเลือดดังที่จะได้กล่าวต่อไป

3. การหักเห (refraction)

เมื่อคลื่นเสียง ultrasound เคลื่อนผ่านจุดเชื่อมต่อตัวกลาง 2 ชนิดที่มีค่าสื่อการนำเสียง (acoustic impedance) ที่แตกต่างกันจะเกิดการหักเห นั่นคือทิศการเคลื่อนที่ของลำเสียง เบี่ยงเบนจากแนวเส้นตรงเดิม

การหักเหของลำคลื่นเสียงนี้ เหมือนกับการหักเหของแสงผ่านน้ำ ปริซึมหรือเลนส์แว่นตา (รูปที่ 1.3)

ประโยชน์คุณสมบัติหักเหนี้คือเราสามารถปรับให้ภาพคมชัดขึ้นได้เมื่อใช้ “เลนส์เสียง (acoustic lens)” เพื่อใช้โฟกัสลำเสียงให้เข้มข้น ณ จุดที่เราสนใจ แต่ข้อเสียของคุณสมบัติหักเหคือการทำให้เกิดภาพลวง (artifact) ชนิดภาพซ้อน หรือภาพซ้ำ ขึ้นได้



รูปที่ 1.3 ปรากฏการณ์หักเห
ของแสงเมื่อเดินทางผ่าน
ตัวกลาง 2 ชนิด

4. การอ่อนกำลังของคลื่นเสียง (attenuation)

เมื่อคลื่นเสียงเคลื่อนผ่านตัวกลาง พลังงานส่วนหนึ่งจะถูกดูดซับ (เปลี่ยนเป็นพลังงานอื่น เช่น ความร้อน) สะท้อนกลับและกระเจิง ทำให้ความเข้มเสียง หรือความดังลดลง

การอ่อนกำลังของคลื่นเสียงจะเกิดมากหรือน้อยขึ้นกับความถี่ของคลื่นเสียงเป็นสำคัญ นั่นคือ คลื่นเสียงที่มีความถี่ต่ำจะสามารถทะลุทะลวงได้มากกว่า เพราะเกิดการสะท้อนกลับและการกระเจิงน้อยกว่า ความลึกที่คลื่นเสียง ultrasound สามารถเคลื่อนที่ลงไปจนเหลือพลังงานมากพอที่จะสร้างภาพได้มีค่าประมาณ 20 เท่าของความยาวช่วงคลื่น นั่นคือราว 30 เซนติเมตร สำหรับหัวตรวจความถี่ 1 MHz ในขณะที่หัวตรวจ 20 MHz จะสร้างภาพได้ลึกเพียง 1.5 เซนติเมตร เท่านั้น

การอ่อนกำลังของคลื่นเสียง จะเกิดขึ้นมากเมื่อคลื่นเสียงต้องเคลื่อนผ่านตัวกลาง 2 ชนิดที่มีค่าสื่อการนำเสียง (acoustic impedance) แตกต่างกันมาก ๆ หรือต้องเดินทางผ่านตัวกลาง ซึ่งมีค่า acoustic impedance ต่ำมาก เช่น อากาศ เพราะเสียงเดินทางผ่านได้ไม่ดี ดังนั้นเมื่อสัญญาณเสียงเดินทางผ่านอากาศจะอ่อนกำลัง (attenuation) มากจนเกิด “เงาเสียง (acoustic shadow)” ดังเช่นเกิดในกรณีที่ไม่ใช้ acoustic gel ทาระหว่าง transducer กับผิวหนังทำให้การสัมผัสไม่แนบสนิท หรือกรณีที่ภาพหัวใจปรากฏไม่ชัด อันเนื่องมาจากถูกลมในถุงลมปอด หรือในช่องอกบดบัง

ประเด็นสำคัญ

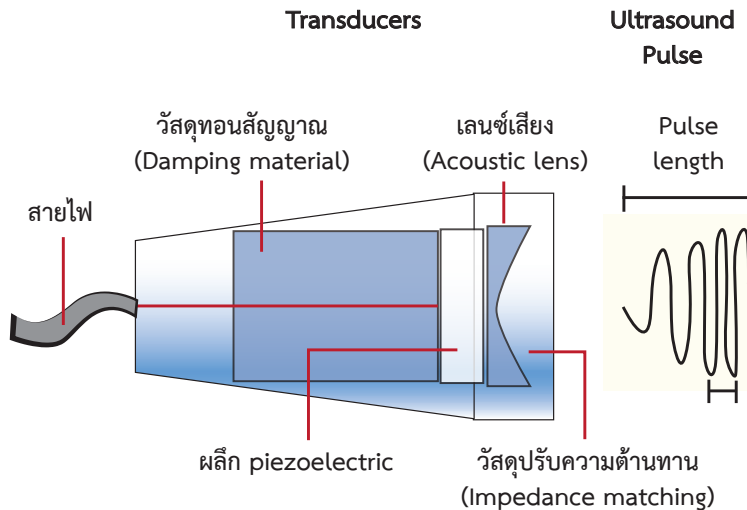
- หัวตรวจที่ให้คลื่นความถี่ต่ำ (2-3 MHz) มีอำนาจการทะลุทะลวง (tissue penetration) ดีที่สุด
- หัวตรวจที่ให้คลื่นความถี่สูง (5-7.5 MHz) จะสามารถสร้างภาพที่มีความละเอียดสูง (ประมาณ 1 mm)
- Amplitude หรือ ความดัง มีหน่วยเป็น decibel ซึ่งเป็น log scale ดังนั้น การเปลี่ยนแปลงความดังเพิ่มขึ้นหรือลดลง 6 dB แสดงถึง amplitude เพิ่มขึ้นหรือลดลง 2 เท่า
- Acoustic impedance (ค่าสื่อการนำเสียง) ขึ้นกับความหนาแน่น และความเร็วในการเคลื่อนของคลื่น (propagation velocity) ในตัวกลางนั้น
- การกระเจิงของคลื่นเสียง เกิดขึ้นเมื่อคลื่นกระทบวัตถุขนาดเล็ก (เช่น เม็ดเลือดแดง) สัญญาณการกระเจิงจากเม็ดเลือดที่เคลื่อนที่นี้ ทำให้เกิดสัญญาณ Doppler การวัดค่าความเร็ว Doppler จะถูกต้อง แม่นยำที่สุด ถ้าแนวของลำคลื่นเสียง (ultrasound beam) ขนานกับทิศทางการไหลของเลือด
- การสะท้อนของสัญญาณคลื่นเสียงเกิดขึ้น ณ รอยต่อของตัวกลาง 2 ชนิด เช่น ระหว่างเลือดกับกล้ามเนื้อหัวใจ (myocardium) โดยการสะท้อนจะให้นสัญญาณที่ชัดเจนที่สุด หากผิวเรียบของวัตถุนั้นตั้งฉากกับแนวลำคลื่นเสียง

หัวตรวจ (Transducer)

Ultrasound transducer หรือหัวตรวจคลื่น ultrasound ประกอบขึ้นด้วยผลึก piezoelectric ซึ่งเป็นแหล่งสร้างสัญญาณคลื่นเสียงความถี่สูงจากไฟฟ้า (รูปที่ 1.4) การปล่อยคลื่นเสียงนี้จะทำเป็นชุด ๆ เป็นจังหวะ (ultrasound pulse) โดยมีช่วงเวลาของชุดสัญญาณเสียง หรือ pulse length ครึ่งละ 1-6 มิลลิวินาที จากนั้นหัวตรวจก็จะเปลี่ยนเป็นช่วง “รับฟัง (receive mode)” รอรับสัญญาณเสียงที่ปล่อยไปนั้นสะท้อนกลับมาพร้อมกับแปลสัญญาณคลื่นเสียงสะท้อนนี้ให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อนำไปสร้างภาพอีกต่อหนึ่ง

หัวตรวจที่ใช้ในการตรวจด้านหัวใจมีหลายชนิด ตามลักษณะการตรวจ ได้แก่ 1. หัวตรวจผ่านทางหน้าอกแบบ 2 มิติ (2D-transthoracic echocardiogram; 2D-TTE) 2. หัวตรวจผ่านทางหน้าอกแบบ 3 มิติ (3D-transthoracic echocardiogram; 3D-TTE) 3. หัวตรวจผ่านทางหลอดอาหาร (transesophageal echocardiography; TEE) 4. หัวตรวจ non imaging

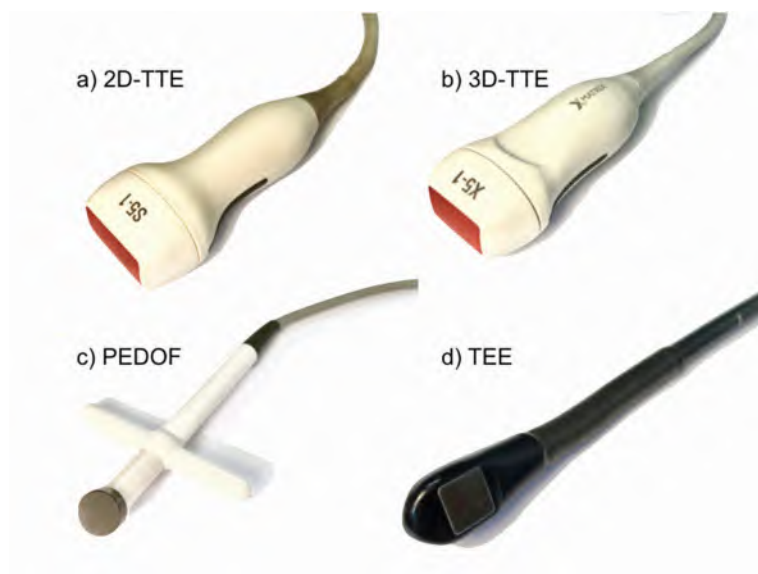
Doppler (pencil หรือ PEDOF [Pulsed Echo DOppler Flow]) (รูปที่ 1.5) 5. นอกจากนี้ยังมีหัวตรวจที่ใช้งานเฉพาะ เช่น หัวตรวจหลอดเลือด vascular ultrasound หัวตรวจ intracardiac echocardiogram (ICE) และหัวตรวจ intravascular ultrasound (IVUS)



รูปที่ 1.4 ส่วนประกอบและการทำงานของ ultrasound transducer

ผลึก piezoelectric เป็นทั้งแหล่งสร้างสัญญาณเสียงจากพลังงานไฟฟ้า และเป็นตัวรับสัญญาณเสียงสะท้อนและแปลงกลับเป็นพลังงานไฟฟ้า เลนส์เสียงมีหน้าที่ปรับรูปร่างของลำเสียง บริเวณหน้าแป้นของหัวตรวจจะมีวัสดุปรับความต้านทานหรือ impedance matching ช่วยลดการสะท้อนกลับของเสียงเพื่อเชื่อมต่อการนำเสียงระหว่างผิวหน้ากับเลนส์เสียงให้ดีขึ้น

ดัดแปลงจาก Otto (2018)



รูปที่ 1.5 หัวตรวจชนิดต่าง ๆ

- a) หัวตรวจ transthoracic 2 มิติ (2D-TTE)
- b) หัวตรวจ transthoracic 3 มิติ (3D-TTE)
- c) หัวตรวจ pencil หรือ PEDOF
- d) หัวตรวจ transesophageal (TEE)

คุณสมบัติของหัวตรวจ

1. ความถี่คลื่นส่ง (Transmission frequency)

ความถี่คลื่นส่งของหัวตรวจ ultrasound มีให้เลือกหลายความถี่ ตั้งแต่ 2.0 MHz ที่ใช้ใน transthoracic echocardiogram ถึง 20 MHz ที่ใช้ใน IVUS สำหรับการตรวจ transthoracic echocardiogram ควรเลือกหัวตรวจให้เลือกมากกว่าหนึ่งหัว หรือใช้หัวตรวจชนิดปรับคลื่นความถี่ได้ เพื่อเลือกใช้ให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละราย เช่น เลือกใช้หัวตรวจ 2 MHz ในผู้ป่วยตัวใหญ่อ้วนหรือเป็นโรคถุงลมโป่งพอง และเลือกหัวตรวจ 5 MHz ในผู้ป่วยที่มีร่างเล็ก เป็นต้น

2. ช่วงความถี่เสียงใน ultrasound pulse (Bandwidth)

ultrasound pulse จริง ๆ แล้ว ไม่ได้มีความถี่เดียว แต่ประกอบขึ้นมาจากความถี่หลายความถี่เป็นช่วง ช่วงความถี่ยิ่งกว้างยิ่งทำให้ความละเอียดของภาพ (axial resolution) ดีขึ้น

เพราะจะสามารถทำให้ pulse length สั้นลง ซึ่งจะช่วยลดการซ้อนกันของช่วงเวลาการรับสัญญาณของวัตถุที่อยู่ใกล้ ๆ กันในแนวลำคลื่นเสียงได้ดีขึ้น นอกจากนี้ frequency bandwidth ที่กว้างยังช่วยทำให้การมองเห็นภาพวัตถุที่อยู่ไกลได้ละเอียดชัดเจนขึ้น

3. ความถี่รอบรับ-ส่ง ของ ultrasound pulse (Pulse repetition frequency; PRF)

การเดินทางของ ultrasound pulse จาก transducer ไปยังอวัยวะภายใน และสะท้อนกลับมาสู่ transducer ต้องใช้เวลาจำนวนหนึ่ง ดังนั้นใน 1 วินาที จำนวน ultrasound pulse ที่หัวตรวจจะสามารถส่งและรับได้สมบูรณ์จึงมีขีดจำกัด จำนวนรอบรับ-ส่งของหัวตรวจต่อวินาทีนี้เรียกว่า PRF ซึ่งขึ้นกับความลึกของวัตถุที่ศึกษา และ mode ของการแสดงผลภาพ

ตัวอย่างเช่น หากวัตถุอยู่ลึก 20 เซนติเมตร และคลื่นเสียงเดินทางในเลือดด้วยความเร็วเท่ากับ 1,540 เมตร/วินาที จะใช้เวลาเดินทางไปกลับ เพียง 0.26 มิลลิวินาที ดังนั้นจึงสามารถรับ-ส่งได้ถึง 3,850 รอบต่อวินาที หรือ PRF (M-mode) เท่ากับ 3,850 Hz นั่นเอง

4. ขนาดของแบนรับ-ส่งสัญญาณ (Aperture หรือ “foot print”)

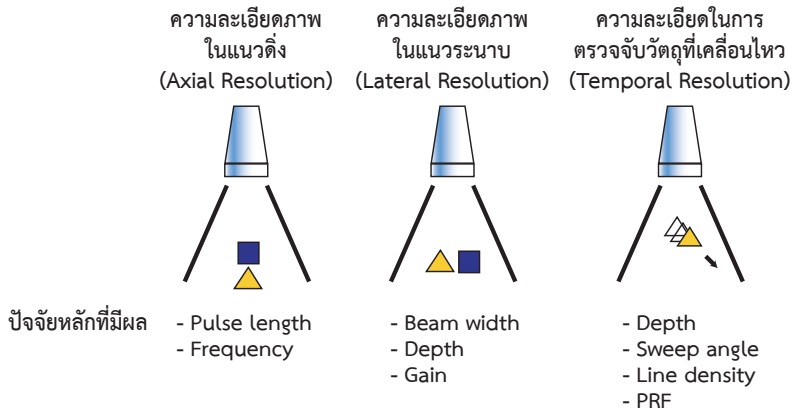
ขนาดของแบนรับ-ส่งสัญญาณควรมีขนาดเล็กพอที่จะวางแทรกลงไประหว่าง intercostal space ได้ ทำให้ไม่ถูกกระดูกบังและสามารถบิดมุมที่ต้องการได้สะดวก transducer ที่มีแบนขนาดเล็กที่สุดได้แก่ หัวตรวจ non imaging CW Doppler transducer (CW; continuous wave) หรือ pencil probe หรือ PEDOF probe ที่ใช้ตรวจ continuous wave อย่างเดียว

ประเด็นสำคัญ

- ระยะเวลาที่ใช้ตั้งแต่เริ่มส่งชุดสัญญาณเสียง (ultrasound pulse) ออกไป จนกระทั่ง transducer รับกลับมาขึ้นกับระยะทาง (ความลึก) ของวัตถุที่สะท้อน
- PRF มีความสำคัญต่อความละเอียดของภาพ (image resolution) และจำนวนภาพต่อวินาที (frame rate)
- Pulse length ที่สั้น หรือ PRF ที่เพิ่มขึ้น เพิ่มความละเอียดในแนวลึก (แนวตั้ง)
- รูปทรงของลำเสียง ultrasound ขึ้นกับปัจจัยหลายอย่าง ผู้ตรวจสามารถปรับจูนรวมเสียง (บีบลำเสียงเข้าหากัน) หรือโฟกัสให้ตรงกับตำแหน่งของวัตถุที่กำลังศึกษาได้ เพื่อให้ความละเอียดชัดเจนของภาพ ณ ตำแหน่งนั้นมากที่สุด

ปัจจัยที่มีผลต่อความละเอียดของภาพ 2 มิติ (Two dimensional (2D) resolution)

ความละเอียดของภาพ ได้แก่ความสามารถในการแยกแยะจุด 2 จุดที่ติดกัน นั่นคือยิ่งมีความละเอียดมาก ก็สามารถสร้างภาพให้มองเห็นจุด (วัตถุ) 2 จุดที่อยู่ติดกันมาก ๆ แยกออกจากกันได้ (รูปที่ 1.6)



รูปที่ 1.6 ประเภทของความละเอียดของภาพและปัจจัยหลักในการกำหนดความละเอียดของภาพประเภทต่าง ๆ

ดัดแปลงจาก Armstrong et al. (2019)

ความละเอียดในแนวลำเสียง หรือแนวตั้ง (แนวลึก) (Axial resolution)

ปัจจัยที่มีผลต่อ axial resolution ได้แก่

1. ความถี่ของคลื่นส่ง (ยิ่งความถี่สูง ความละเอียดของภาพยิ่งมาก)
2. ความกว้างของช่วงความถี่ของคลื่นส่ง (band width) (ยิ่งช่วงความถี่กว้าง ความละเอียดของภาพยิ่งมาก)
3. ช่วงเวลาของชุดสัญญาณ pulse length (ยิ่ง pulse length สั้น ความละเอียดของภาพยิ่งมาก)

ความละเอียดในแนวระนาบ (แนวนอน) (Lateral or azimuthal resolution)

ปัจจัยที่มีผลต่อ lateral resolution ได้แก่

1. ความถี่ของคลื่นส่ง
2. ความกว้างของลำคลื่นเสียง (beam width) ที่ระดับความลึกต่าง ๆ (ยิ่งขนาดลำคลื่นเสียงแคบ ความละเอียดของภาพยิ่งมาก)

3. การปรับความดัง (gain) ของสัญญาณรับ
4. ความกว้างของช่วงความถี่ของคลื่นส่ง (band width)
5. ระดับของ side lobe (ลำเสียงกระเพื่อมด้านข้างของลำเสียงหลัก) และ grating lobe (ลำเสียงกระเพื่อมด้านข้างลำเสียงหลัก แต่มีความเข้มของลำเสียงคล้ายลำเสียงหลัก)
6. ระดับความลึกของวัตถุ ที่ระยะยิ่งลึกห่างจาก transducer เท่าใด lateral resolution ยิ่งลดลง

ความละเอียดในแนวความหนาของ tomographic slice (Elevational resolution)

Tomographic slice โดยทั่วไป มีความหนาราว 3-10 มิลลิเมตร ขึ้นกับความลึกและชนิดหัวตรวจ

ปัจจัยที่มีผลต่อ elevational resolution ได้แก่

1. ความถี่ของคลื่นส่ง
2. ความกว้างของลำคลื่นเสียง (beam width) ในระนาบแนวความหนาของ tomographic slice

รูปแบบการสร้างภาพ (Imaging modalities)

A-mode

A-mode หรือ Amplitude mode เป็นกราฟแสดงความเข้มของสัญญาณเสียงสะท้อนที่ระยะลึกต่าง ๆ หัวตรวจมีผลึกรับส่งสัญญาณตัวเดียว A-mode เป็น mode ที่พัฒนาขึ้นมาตั้งแต่เริ่มแรก ปัจจุบันไม่มีที่ใช้แล้ว

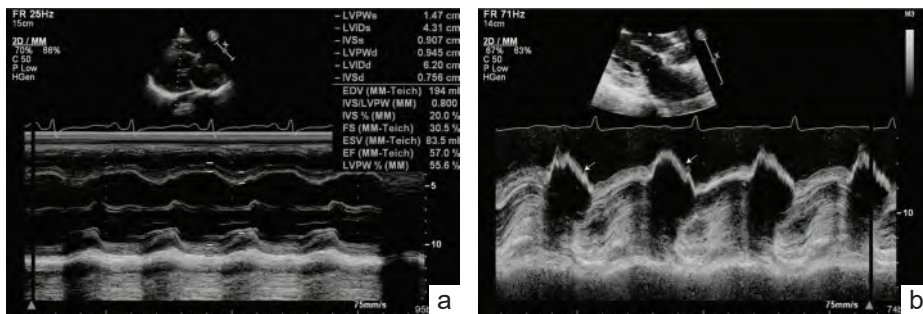
M-mode

M-mode หรือ Motion mode พัฒนาจาก A-mode โดยวิเคราะห์ตำแหน่งความลึกของวัตถุ โดยต่อภาพ A-mode อย่างต่อเนื่อง ให้กลายเป็นกราฟแสดงตำแหน่งความลึกของอวัยวะภายในต่าง ๆ ที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา หรืออีกนัยหนึ่งคือการแสดงภาพตัดขวางของหัวใจ ณ แนวตั้งหนึ่งกับเวลาที่ผ่านไป

นอกจากนี้ M-mode ยังให้ข้อมูลด้านความเข้มของสัญญาณเสียง โดยแปลความเข้มสัญญาณเสียงของจุดต่าง ๆ เป็นความสว่างมากน้อย จากขาวไปดำ (gray scale) นั่นคือ หากไม่มีสัญญาณจะแสดงภาพเป็นสีดำ หากได้รับสัญญาณเบา ๆ จะแสดงเป็นสีเทาจาง ๆ และขาวเข้มเรื่อย ๆ หากสัญญาณที่รับแรงขึ้น

ข้อมูล M-mode ที่แสดงในจอ สามารถปรับความเร็วในการเคลื่อนภาพ (sweeping speed) ได้ตั้งแต่ 25 ถึง 150 มิลลิเมตร/วินาที

เนื่องจากการสร้างภาพของ M-mode เกิดจากสัญญาณจากแนวลำเสียง (ultrasound beam) อย่างเดียว ไม่ได้อาศัยการสร้างภาพจากการต่อภาพของหลายลำเสียง จึงทำให้ M-mode มี PRF สูง ทำให้เราสามารถศึกษาการเปลี่ยนแปลง หรือการเคลื่อนไหวของโครงสร้างภายในหัวใจ ณ ตำแหน่งแนวตั้งหนึ่งได้อย่างละเอียด นั่นคือมี temporal resolution ที่ดีมาก โดยมี sampling rate รวด 1,800 ครั้ง/วินาที ทำให้เราสามารถมองเห็นการเคลื่อนไหววโยะที่เคลื่อนไหวเร็ว เช่น การเปิด-ปิดของลิ้น, การสั่นสะบัดของ anterior mitral leaflet ในผู้ป่วยลิ้นหัวใจเออร์ติกรัว (aortic regurgitation) การสั่นสะบัดของก้อน vegetation รวมถึงการศึกษาการเคลื่อนไหวของผนังหัวใจห้อง ventricle ได้อย่างชัดเจน ด้วยเหตุนี้จึงยังนิยมวัดความหนาและความกว้างของ cardiac chamber โดยวิธี M-mode อยู่ (รูปที่ 1.7) แม้ปัจจุบันวิธีมาตรฐานคือการวัดจาก 2D โดยตรงก็ตาม



รูปที่ 1.7 ตัวอย่างการใช้ M-mode ในทางคลินิก

- M-mode ระดับ tip ของ mitral valve เพื่อวัด LV dimension
- M-mode ของ mitral valve ด้วย sampling rate ที่สูงของ M-mode ทำให้ temporal resolution ดี เราสามารถเห็นการสั่น (high frequency fluttering) ของ anterior mitral leaflet (AML) (ลูกศร) ได้ในผู้ป่วย aortic regurgitation

ภาพเคลื่อนไหว 2 มิติ (Two dimensional echocardiogram; 2D)

2D echocardiogram คือภาพหน้าตัดที่แสดงการเคลื่อนไหวของหัวใจ ภาพหน้าตัดของหัวใจ (sector scan) นี้เกิดขึ้นจากการสร้างภาพ โดยหัวตรวจจะกวาดลำเสียง ultrasound ในแนวระนาบของหน้าตัด (tomographic plane) แล้วนำเส้นสัญญาณแต่ละเส้น (scan line) มาประกอบกันเป็นภาพ 2 มิติ

ระยะเวลาเดินทางของเสียงไป-กลับตามแต่ละ scan line เป็นปัจจัยกำหนดความเร็วในการสร้างภาพแต่ละภาพ ภาพที่มีความกว้างและลึก การสร้างภาพจะใช้เวลามากขึ้น และหากภาพนั้นเป็นภาพเคลื่อนไหวจะได้จำนวนภาพต่อวินาที (frame rate) ต่ำ ทำให้ดูไม่ต่อเนื่อง และอาจข้ามปรากฏการณ์สำคัญในช่วง cardiac cycle นั้น ๆ ได้ ผู้ตรวจจึงต้องชั่งระหว่างความจำเป็นในการขยายพื้นที่สร้างภาพ (sector scan area) แลกกับ frame rate ที่จะลดลง ดังนั้นควรเลือกขนาด sector ไม่ใหญ่เกินจำเป็นเพื่อให้ได้ frame rate สูงที่สุดที่เป็นไปได้

Frame rate ที่เหมาะสมในการศึกษาภาพเคลื่อนไหวของส่วนประกอบภายในหัวใจควรมี frame rate มากกว่า 30 frame ต่อวินาที frame rate ขนาดนี้จะใช้เวลาสร้างภาพแต่ละภาพ 33 มิลลิวินาที หรือราว 128 scan line ต่อ sector scan ที่ความลึก 20 เซนติเมตร

ปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความละเอียดของภาพ (resolution) นั้นขึ้นกับความหนาแน่นของเส้นสัญญาณ (scan line density) หรือ จำนวนเส้นสัญญาณต่อ sector scan โดยหาก sector scan area มีขนาดไม่กว้างเกินจำเป็นจะช่วยให้ scan line density สูงทำให้ภาพที่ได้มีรายละเอียดสูงขึ้น

การปรับตั้งค่า (Instrument setting) ในการตรวจ 2D echocardiogram

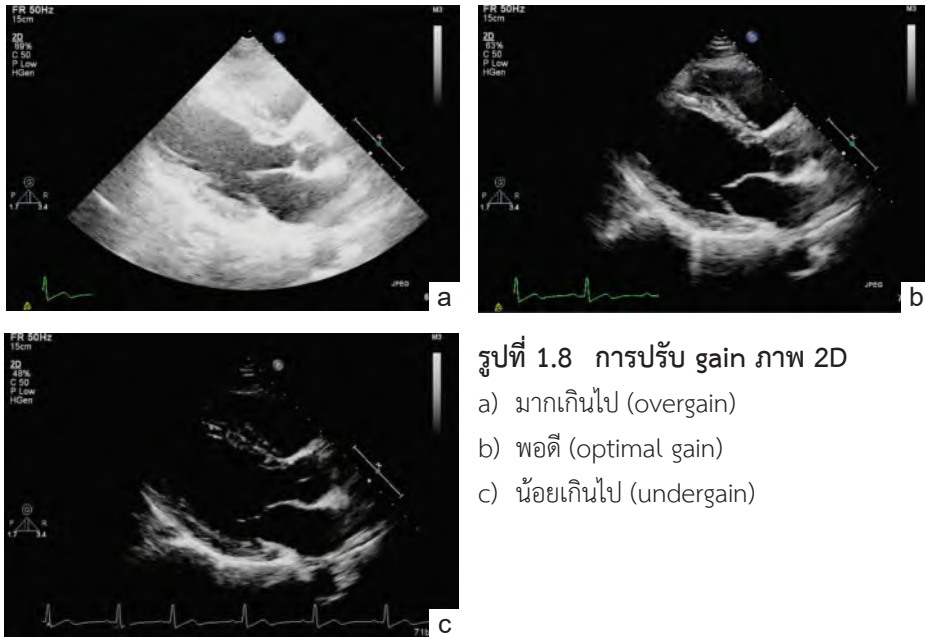
1. Power output (กำลังส่ง)

เป็นการปรับความแรงของคลื่นเสียงสัญญาณที่ส่งจากหัวตรวจ การเพิ่มกำลังส่งจะมีผลทำให้ได้สัญญาณสะท้อนกลับเพื่อสร้างภาพที่แรงขึ้น อย่างไรก็ตามกำลังส่งที่มากเกินไปทำให้เกิดความร้อนจนอาจเป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อได้

2. Gain (overall gain)

เป็นการปรับความแรง-เบาของ amplitude ของสัญญาณที่สะท้อนรับกลับมาสร้างภาพ การปรับ gain เปรียบเสมือนกับการปรับ volume control ในเครื่องรับวิทยุ ส่วนการปรับ power output เปรียบเสมือนกับการปรับกำลังส่งของสถานีวิทยุ

การปรับ gain ที่เหมาะสมคือ เริ่มต้นจาก gain ต่ำ แล้วค่อย ๆ เพิ่ม gain ขึ้นจนเริ่มเห็น signal จากเลือดภายใน cardiac chamber เพียงเล็กน้อย โดยเลือดไม่ควรเป็นสีดำสนิท (รูปที่ 1.8)



รูปที่ 1.8 การปรับ gain ภาพ 2D

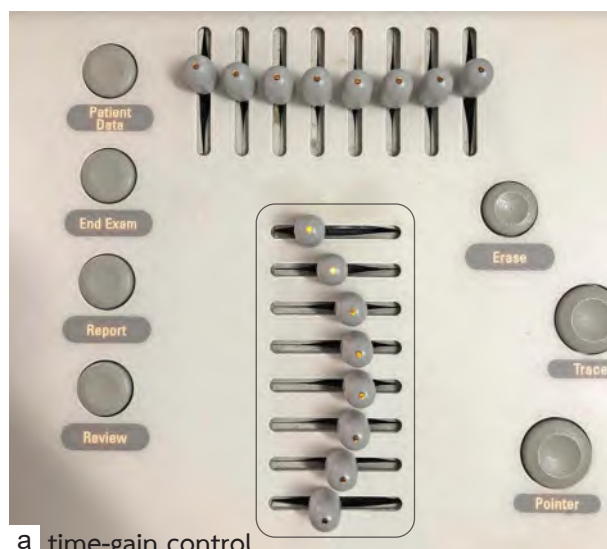
- a) มากเกินไป (overgain)
- b) พอดี (optimal gain)
- c) น้อยเกินไป (undergain)

ความผิดพลาดที่พบบ่อย คือ ในกรณีที่ภาพไม่ชัด ผู้ตรวจมักเพิ่ม gain ขึ้นเพื่อหวังให้ภาพชัดขึ้น แต่จริง ๆ แล้ว การกระทำดังกล่าว ไม่ได้ทำให้เห็นรายละเอียดภาพดีขึ้นแต่อย่างใด เพราะไม่ช่วยเพิ่ม resolution หรือ contrast ระหว่างวัตถุต่าง ๆ เปรียบเสมือนสัญญาณวิทยุที่มีเสียงคลื่นแทรกรบกวนมาก การเปิดเสียงให้ดังขึ้นก็ไม่ได้ทำให้ฟังคำพูดหรือเสียงดนตรีได้ชัดเจนขึ้นแต่อย่างใด เพราะเสียงรบกวน (noise) ก็ถูกขยายด้วยเช่นกัน

3. Time-Gain Compensation (TGC) หรือ differential gain

โดยปกติสัญญาณที่รับจากวัตถุที่อยู่ใกล้ (near-field) จะมีสัญญาณที่แรงกว่า สัญญาณที่รับจากวัตถุที่อยู่ไกล ๆ (far-field) เนื่องจากการอ่อนกำลังของคลื่นเสียงตามแนวความลึกของลำเสียง ดังนั้นเราจึงจำเป็นต้องปรับ gain ของสัญญาณให้เหมาะสม โดยตั้ง gain ต่ำที่ near-field และค่อย ๆ เพิ่มสูงขึ้น ใน far-field เพื่อได้ภาพที่มี gain ที่เหมาะสมทั้งภาพ ไม่มากเกินไปหรือน้อยไปในบางตำแหน่ง หรือในบางกรณีใน far-field อาจมี strong reflector เช่น pericardium การลด gain บริเวณนี้จะช่วยวิเคราะห์ภาพได้ดีขึ้น

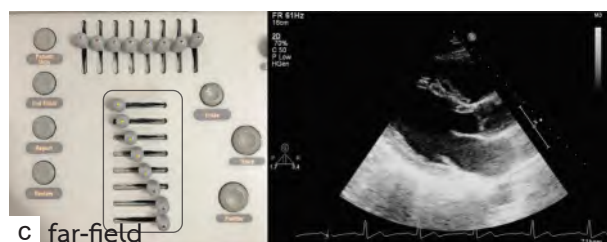
TGC เป็นแผงที่ประกอบไปด้วยปุ่ม slide หลายปุ่ม แถวแรกด้านบนเป็นปุ่มปรับ gain ของ near-field ไล่เรียงส่งไปถึงปุ่มปรับ gain ที่ far-field ที่สุด (รูปที่ 1.9)



a time-gain control



b near-field



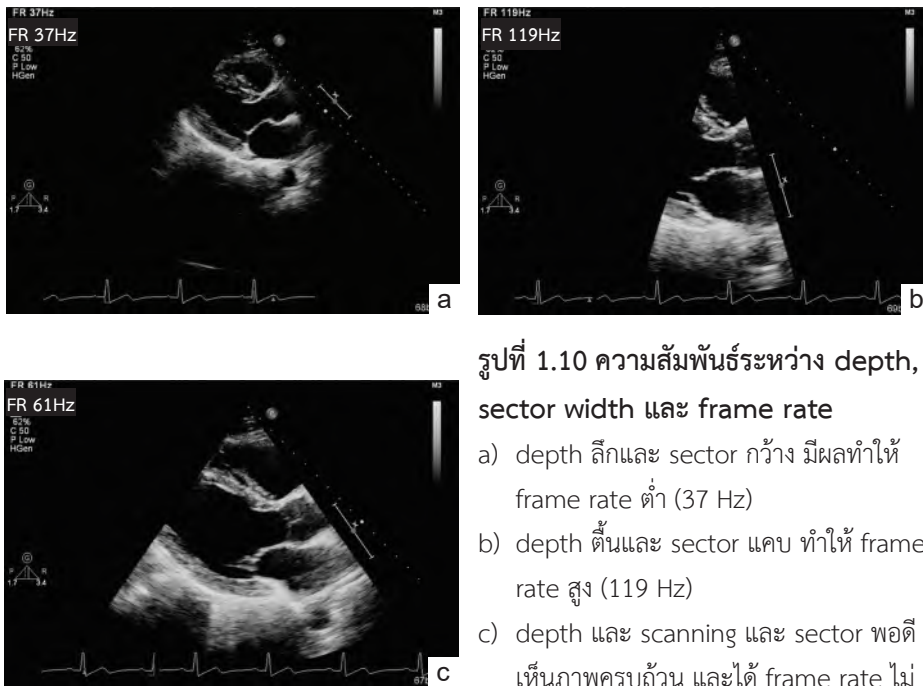
c far-field

รูปที่ 1.9 การปรับ Time-Gain Compensation (TGC)

- a) middle field gain สูงส่วนใหญ่ การตั้งตำแหน่งนี้มักจะให้ภาพที่เหมาะสม
- b) near-field gain สูง, far-field gain ต่ำ
- c) near-field gain ต่ำ, far-field gain สูง

4. Depth

คือการปรับระยะความลึกของภาพ ความลึกของภาพที่เหมาะสม ควรแสดงเฉพาะส่วนที่ต้องการศึกษาให้ครบถ้วนเท่านั้น การปรับภาพให้มีความลึกเกินจำเป็นนอกจากจะทำให้ภาพของส่วนที่ต้องการศึกษามีขนาดเล็กลงแล้ว ยังมีผลทำให้ PRF และ frame rate ลดลง เนื่องจากระยะทางที่เสียงต้องเดินทางไปกลับมากขึ้นนั่นเอง (รูปที่ 1.10)



รูปที่ 1.10 ความสัมพันธ์ระหว่าง depth, sector width และ frame rate

- a) depth ลึกและ sector กว้าง มีผลทำให้ frame rate ต่ำ (37 Hz)
- b) depth ตื้นและ sector แคบ ทำให้ frame rate สูง (119 Hz)
- c) depth และ scanning และ sector พอดี เห็นภาพครบถ้วน และได้ frame rate ไม่ช้าเกินไป (61 Hz)

5. Sector scan width

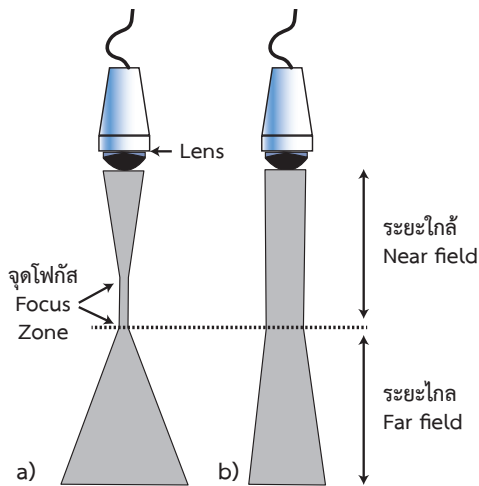
คือการปรับความกว้างของภาพ เช่นเดียวกับการปรับ ระยะความลึก ของภาพ ความกว้างของภาพที่เหมาะสมควรแสดงเฉพาะส่วนที่ต้องการศึกษาให้ครบถ้วนเท่านั้น ความกว้างของ sector scan มีผลต่อ scan line density และ frame rate ดังที่กล่าวไปแล้ว

6. Frequency

ดังที่กล่าวไปแล้ว คลื่น ultrasound ที่มีความถี่สูงจะให้ resolution ที่ดีแต่มี penetration ได้น้อย และหากคลื่น ultrasound มีความถี่ต่ำ จะให้ penetration ลงไปได้ลึก แต่ต้องแลกกับ resolution ที่ลดลง ผู้ตรวจต้องเลือก frequency ให้เหมาะสมกับความลึกของวัตถุที่สนใจ และลักษณะของตัวผู้ป่วย เช่น ในผู้ป่วยที่ตัวใหญ่ มีรูปร่างอ้วน หรือเป็นโรคถุงลมโป่งพอง อาจจำเป็นต้องลด frequency ของหัวตรวจ

7. ระยะโฟกัส

การโฟกัสลำคลื่นเสียง (ultrasound beam) คือใช้เลนส์เสียง (acoustic lens) บีบแนวลำคลื่นเสียง (beam width) ให้แคบเข้า เพื่อให้มีความหนาแน่นของแนวลำเสียง (scan line density) ณ บริเวณที่เราสนใจมากขึ้น ยิ่งความกว้างของแนวลำคลื่นเสียงแคบเท่าใด จะทำให้ scan line density และความละเอียดของภาพ (lateral resolution) ดีขึ้น เพราะจะสามารถแยกแยะสัญญาณที่สะท้อนจากวัตถุที่วางเรียงติดกันอยู่ในแนวระนาบได้ดีขึ้น อย่างไรก็ตาม การโฟกัสลำเสียงมีข้อเสียคือทำให้ความกว้างของลำเสียงหลังจุดโฟกัสมีขนาดกว้างขึ้นมาก ทำให้ scan line density ต่ำลง ส่งผลให้ภาพที่ปรากฏใน far-field มีความละเอียดคมชัดลดลง การโฟกัสเสียงนี้เป็นหลักการเดียวกับที่เราให้เลนส์รวมแสงในแว่นตาหรือกล้องถ่ายรูป (รูปที่ 1.11)



ดัดแปลงจาก Armstrong et al. (2019)

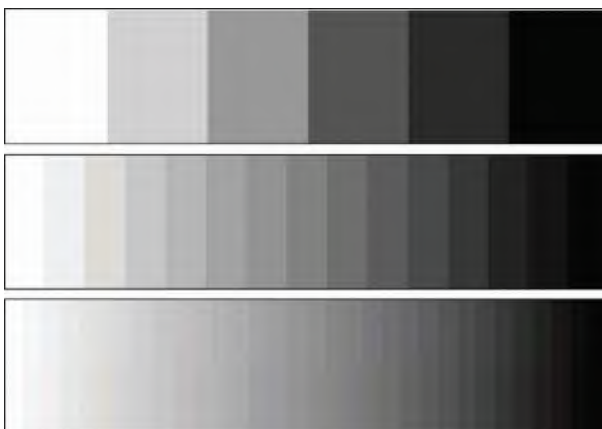
รูปที่ 1.11 การโฟกัสเสียง ultrasound

ในกรณีที่มีการปรับ focus ลำเสียง (a) และไม่ปรับ focus (b) กรณีที่มีการ focus ลำเสียง ณ จุด focus จะมีความหนาแน่นของ scan line สูงเพิ่มความละเอียดคมชัดของภาพ แต่ในระยะที่ลึกเลยจากจุด focus แนวลำเสียงถ่างออกจากกัน ส่งผลให้ความละเอียดของภาพลดลง

8. Gray Scale/dynamic range

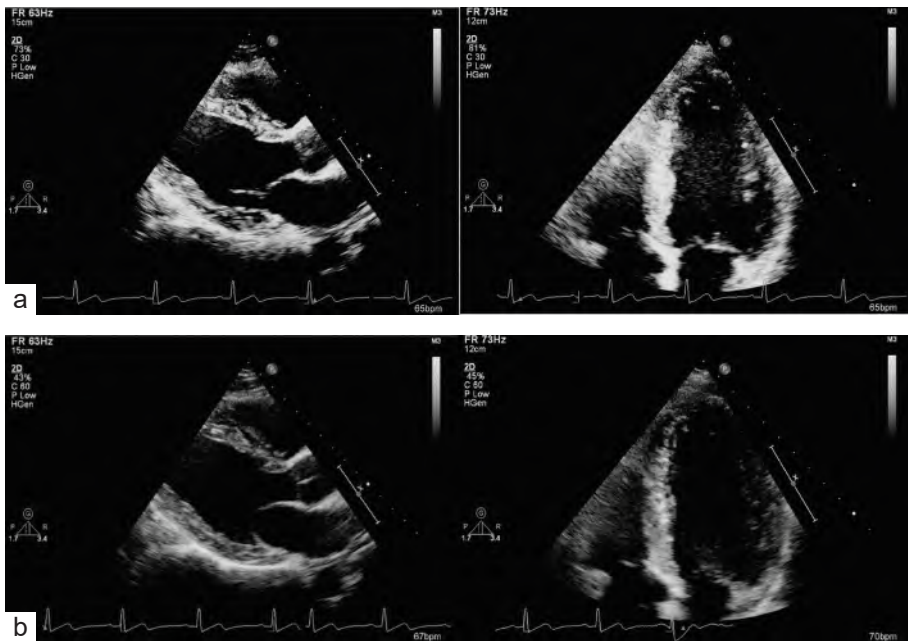
คือการปรับจำนวนระดับความเข้มของสีเทาที่แสดงในภาพ จากบริเวณที่สว่างสุดไปบริเวณมืดที่สุด เหมือนการปรับ contrast ของภาพนั่นเอง

ภาพที่มี contrast มาก (dynamic range ต่ำ) คือมีจำนวนระดับแสดงสีเทาระหว่างขาว-ดำ ไม่มาก แต่ละช่วงสีมีความแตกต่างกันมาก ส่วนภาพที่มี contrast น้อย (dynamic range สูง) แสดงว่ามีระดับสีเทาที่หลากหลายแต่ละระดับสีเทามีความใกล้เคียงกันไล่เรียงอย่างละเอียดจากขาวไปดำ (รูปที่ 1.12 และรูปที่ 1.13)



รูปที่ 1.12 การปรับ gray scale

แถบบน gray scale ที่ไม่ละเอียด หรือมี contrast มาก (dynamic range ต่ำ) แถบล่าง มี gray scale ละเอียด ภาพจะมี contrast น้อย (dynamic range สูง)



รูปที่ 1.13 การปรับ contrast ของภาพ

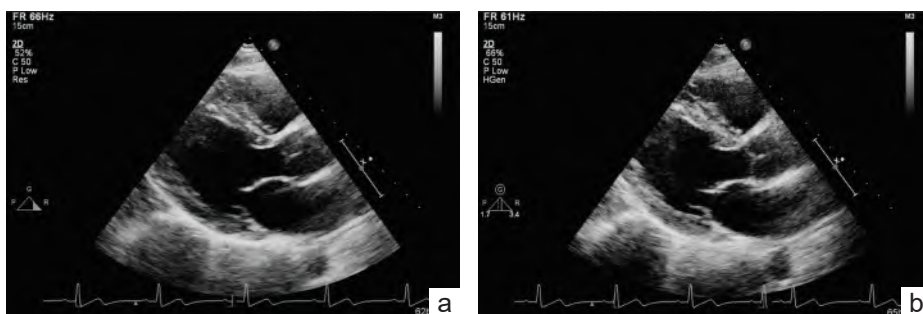
- ภาพที่มี contrast มาก จะเห็นความแตกต่างระหว่างเลือดและเนื้อเยื่อ (blood-tissue interface) หรือ endocardial definition ชัดขึ้น แต่เห็นรายละเอียดภายในโครงสร้างส่วนต่าง ๆ ของหัวใจได้ไม่ดี
- ภาพที่มี contrast น้อย เห็นรายละเอียดภายในโครงสร้างส่วนต่าง ๆ ในหัวใจ (tissue characteristic) ได้มากขึ้น

9. Harmonic imaging

Harmonic หรือ คลื่นเสียงกำทอน คือ คลื่นเสียงที่เกิดจากคลื่นเสียงพื้นฐาน (fundamental frequency) แต่มีความถี่เป็นจำนวน 2, 3, ... เท่าของความถี่พื้นฐาน ปรากฏการณ์เกิดคลื่นเสียงกำทอนนี้จะเกิดสะสมมากขึ้นเรื่อย ๆ เมื่อเสียงเดินทางผ่านหัวใจลึกลงไป

เราสามารถนำประโยชน์จากปรากฏการณ์นี้ โดยนำสัญญาณจากคลื่นเสียงกำทอนมาเสริมกับสัญญาณจากคลื่นเสียงพื้นฐานเพื่อการสร้างภาพ ทำให้อัตราส่วน signal ต่อ noise ดีขึ้น ทำให้เห็นขอบเขตของผนังด้านในหัวใจ (endocardial definition) ได้ดีขึ้น นอกจากนี้ยังสามารถลด near-field และ side lobe artifact ได้ด้วย harmonic imaging จึงมีประโยชน์ในผู้ป่วยที่ภาพที่ได้จาก fundamental image ไม่ดีพอ (poor echo window)

อย่างไรก็ตามการใช้ harmonic imaging ทำให้วัตถุที่เรียบแบนอย่างลิ้นหัวใจดูหนา กว่าปกติ ผู้ตรวจ จึงต้องระมัดระวังในการแปลผล (รูปที่ 1.14)



รูปที่ 1.14 Harmonic imaging

- a) ภาพที่ได้จาก fundamental imaging
- b) ภาพที่ได้จาก harmonic imaging จะเห็นรอยต่อระหว่างกล้ามเนื้อหัวใจกับเลือด (blood-tissue interface) ชัดเจนขึ้น แต่ลิ้นหัวใจดูหนาขึ้น

“ภาพไม่ชัด” suboptimal image quality สามารถแก้ไข ดังต่อไปนี้

Poor echo window

เปลี่ยนตำแหน่ง transducer เลือก imaging window ใหม่ (เช่น subxyphoid view ในผู้ป่วยอ้วนลงพุง) ตะแคงซ้ายมากขึ้น หายใจออกสุดกลั้นไว้ หรือตรวจเพิ่มด้วย transesophageal echocardiogram

Poor penetration (ภาพระยะไกลไม่ชัด)

- เลือกใช้ความถี่ที่ต่ำลง
- ใช้ tissue harmonic imaging

ภาพลวง (Imaging artifact)

การสร้างภาพโดย ultrasound สามารถทำให้เกิดภาพลวงได้บ่อย ภาพลวงเกิดขึ้นเมื่อ การเคลื่อนที่ของลำเสียง ultrasound ไม่เป็นตามการอนุมานของหลักการสร้างภาพ (ตาราง ที่ 1.1) ดังนั้นผู้ตรวจและผู้แปลผลการตรวจ echocardiogram จำเป็นต้องรู้จักภาพลวงและ เข้าใจกลไกการเกิดภาพลวงเป็นอย่างดีเพื่อหลีกเลี่ยงการให้วินิจฉัยที่ผิดพลาด

ตารางที่ 1.1 การอนุมานของการสร้างภาพโดยคลื่นเสียงสะท้อนหัวใจ และ artifact ที่เกิดขึ้น เมื่อคลื่นเสียงไม่ได้ปฏิบัติตามการอนุมาน

การอนุมาน	Artifact
1. ลำเสียงเดินทางเป็นเส้นตรง	การหักเห
2. ระนาบเสียงไม่มีความหนา	beam width
3. สัญญาณสะท้อนที่รับมาเกิดมาจากการสะท้อนเพียงครั้งเดียว	reverberation mirror image
4. ลำเสียงมีเพียงลำเสียงหลักอันเดียว	side lobe grating lobe
5. ความลึกของวัตถุแปรผันโดยตรงกับระยะเวลาในการเดินทางของคลื่นเสียง และอัตราการเคลื่อนที่ของเสียงในหัวใจเท่ากับ 1540 m/s	refraction
6. เมื่อเสียงเดินทางลึกลงไป ความแรงของสัญญาณลดลงอย่างต่อเนื่องในอัตราเท่า ๆ กันตลอดเส้นทาง	shadowing enhancement

ภาพลวง หรือ imaging artifact มีหลายประเภทโดยแบ่งตามวิธีกำเนิดดังนี้ (ตารางที่ 1.2)

ตารางที่ 1.2 สรุปกลไกกำเนิด และตัวอย่างของภาพลวงประเภทต่าง ๆ

Artifact	กลไก	ผลปรากฏ	ตัวอย่าง
เงาเสียง Acoustic shadowing	ลำเสียงไม่สามารถเคลื่อนผ่านวัตถุทึบเสียง (strong reflector)	เงาเสียง เป็นแถบดำ	• Prosthetic valve • แคลเซียมในเนื้อเยื่อ
ปรากฏการณ์สัญญาณก้อง Reverberations (comet tail)	ลำเสียงสะท้อนไปมาขึ้น ๆ ลง ๆ ระหว่างวัตถุทึบเสียงสองอันขึ้นไป ที่วางซ้อนทับกัน	เห็นเป็นแถบปื้นสีขาวยาวลงมาในแนวตั้ง (หรือหากสะท้อนครั้งเดียวที่ผิวหนึ่ง จะเห็นภาพหลอกของวัตถุนั้น ลึกลงไป 2 เท่า โดยมีการเคลื่อนไหวขึ้นลงเหมือนวัตถุจริง)	Prosthetic valve
Beam width	ระนาบลำเสียงมีความหนา โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อลึกลงไป	เครื่องนำสัญญาณได้ รับการสะท้อนจากวัตถุที่อยู่ข้าง ๆ แต่อยู่นอก imaging plane เข้ามาสร้างภาพปะปนกับวัตถุจริง ใน imaging plane	Aortic valve “ใน” left atrium, Atheroma “ใน” aortic lumen
การหักเหของลำเสียง Refraction	ลำเสียงกระทบ re- flector ด้านบน ทำให้ลำเสียงบางส่วนหักเหทิศ ก่อนกระทบวัตถุ	ภาพหลอก อยู่ข้าง ๆ วัตถุนั้น คู่กันแบบ เหลื่อม ๆ ในระดับ ความลึกเดียวกัน (double image)	ใน short-axis view ปรากฏ ภาพ aortic valve หรือ left ventricle 2 อัน ข้าง ๆ กัน

ตารางที่ 1.2(ต่อ) สรุปกลไกกำเนิด และตัวอย่างของภาพลวงประเภทต่าง ๆ

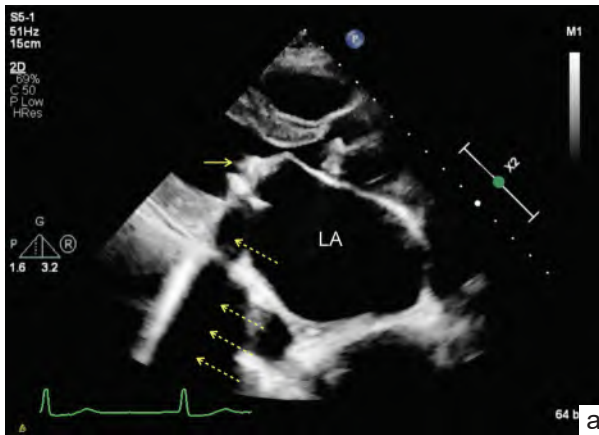
Artifact	กลไก	ผลปรากฏ	ตัวอย่าง
Side lobes	ลำเสียงไม่ได้มีลำหลัก ลำเดียว แต่มี ลำเสียงด้านข้าง ๆ (side lobe) ที่มี กำลังพอ มาสะท้อน วัตถุที่เป็น strong reflector เช่น lead, stent หรือ calcified structure	เห็นเป็นแถบสว่างเป็น แนวยาวตามความ โค้งของ sector (arc-like) ยื่นยาว ต่อเนื่องจาก strong reflector	พบเส้นคล้าย intimal flap ใน aortic root ต่อเนื่องมา จาก aortic wall หรือ เห็น CIED lead หนาเป็นปื้น
ภาพสะท้อน Mirror images	สะท้อนกับ reflector ด้านหลังวัตถุ	เป็นภาพสะท้อน ปรากฏลึกลงไป โดยมีการเคลื่อนไหว ขึ้นลงตรงข้ามวัตถุ จริง	ภาพสะท้อนหัวใจ สองดวง บน-ล่าง ของ pericardium
Suboptimal image quality	ลำเสียงทะลุทะลวง เนื้อเยื่อได้ไม่ดี	ภาพไม่ชัด	ขนาดรูปร่างผู้ป่วย (อ้วน) โรคปอด ภายหลังผ่าตัดหัวใจ ใหม่ ๆ หรือ pneu- momediastinum
Lateral resolution	ลำเสียงกระจายออก ห่างออกจากกัน เรื่อย ๆ เมื่อลึกลงไป	วัตถุที่อยู่ลึก ๆ มองได้ ไม่ชัด	วัตถุที่อยู่ลึก ปรากฏ ความหนามากกว่า ความเป็นจริง หรือ หายไป

CIED = cardiac implantable electrical devices

1. เงาเสียง (Acoustic shadowing)

เงาเสียงเกิดขึ้นเมื่อเสียงไม่สามารถเคลื่อนผ่านวัตถุหนึ่ง ๆ ได้ ทำให้ไม่มีสัญญาณเสียงสะท้อนกลับมาจากส่วนที่อยู่หลังหรือลึกกว่าวัตถุนั้น ๆ เครื่องจึงแสดงภาพเป็น “เงาดำ” พาดเป็นแนวหลัง “วัตถุทึบเสียง” บดบังการมองเห็นอวัยวะส่วนอื่น ๆ ที่อยู่ลึกลงไป ปรากฏการณ์นี้พบบ่อยกับกรณีหินปูนบริเวณลิ้น (calcified valve) หรือลิ้นหัวใจเทียม (prosthetic valve) หากเราต้องการศึกษาสิ่งที่อยู่หลัง “วัตถุทึบเสียง” นี้ เราจำเป็นต้องเปลี่ยนมุมมอง หรือ acoustic window เช่นในกรณีที่ต้องการหา vegetation ที่เกาะบน prosthetic mitral valve เพื่อหลีกเลี่ยงเงาเสียงบดบัง เราจำเป็นต้อง “ส่อง” มาจากด้านหลังหัวใจโดยอาศัย transesophageal echocardiogram เป็นต้น (รูปที่ 1.15)

อย่างไรก็ตามเราอาจใช้ประโยชน์จากปรากฏการณ์เงาเสียงได้ เช่นใช้แยก calcification (ซึ่งจะพบ acoustic shadowing) ออกจากเนื้อเยื่อที่หนาและมีลักษณะ hyperechoic ได้



รูปที่ 1.15 ปรากฏการณ์เงาเสียง (acoustic shadowing)

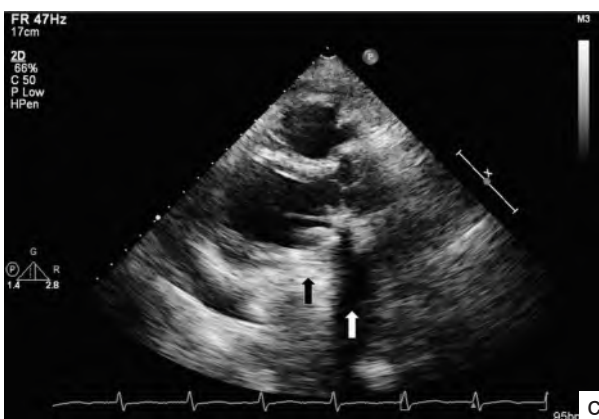
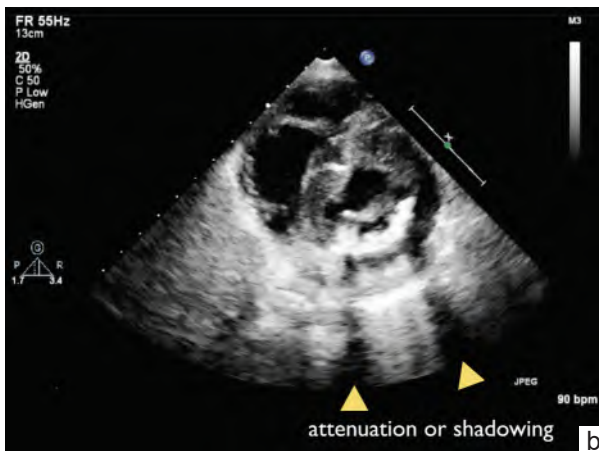
a) เงาเสียง (ลูกศรประ) ปรากฏเป็นแถบดำ บดบัง บางส่วนของ LA และอวัยวะที่ลึกลงไป เงาเสียงในกรณีนี้เกิดจาก calcified mitral valve ใน mitral stenosis

(ลูกศรทึบ)

เราอาจใช้ประโยชน์จาก เงาเสียงนี้ช่วยยืนยันว่า mitral valve ไม่ใช่เพียง หนาเท่านั้น แต่มีหินปูน เกาะอยู่จำนวนมาก

b) เงาเสียง (ลูกศร) ที่เกิด จาก mitral annulus calcification (MAC)

c) แสดง acoustic shadow (เงาดำ, ลูกศร ⇩) และ reverberation artifact (แถบสว่าง, ลูกศร ⇩) ในผู้ป่วยที่ใส่ mitral mechanical prosthesis



2. ปราบการณัสนัณณณก้อง (Reverberation)

Reverberation เกิดจากการสะท้อนกลับปามาของคลื่นเสียง โดยเมือคลื่นเสียงเดินทางกระทบกับวัตถุที่สะท้อนเสียงได้ดี (strong reflector) จะสะท้อนกลับขึ้นมายังหัวตรวจอย่างแรงแล้วสะท้อนส่งไปยังวัตถุนั้นก่อนสะท้อนกลับมายังหัวตรวจอีกครั้ง สัญญาณที่เครื่องได้รับครั้งที่สองนี้ใช้เวลาเดินทางนานกว่าปกติ 2 เท่า ทำให้เครื่องสร้างภาพลงโดยเข้าใจว่ามีอีกวัตถุหนึ่งอยู่ลึกลงไป 2 เท่าของตำแหน่งความลึกของวัตถุจริง ตัวอย่างของปรากฏการณ์นี้ เช่น การพบเส้นลอยอยู่กลาง aorta ทำให้เข้าใจว่าเป็นชั้นผนังด้านในหลอดเลือดที่หลุดร่อน (intimal flap) ที่พบใน aortic dissection โดยที่แท้จริงแล้วเป็นสัญญาณที่สะท้อนกลับไปกลับมาจากผนัง aorta กับหัวตรวจ ข้อสังเกตที่ใช้แยก คือ หากเป็น intimal flap จริง ต้องมีลักษณะการเคลื่อนไหวที่เป็นอิสระจากผนัง aorta

ในกรณีที่มีวัตถุที่สะท้อนเสียงได้ดี 2 แห่งที่อยู่ใกล้ ๆ กัน คลื่นเสียงจะกระทบวัตถุแรกที่อยู่ลึกกว่า แล้วสะท้อนกลับขึ้นมากกระทบวัตถุที่อยู่ด้านบน แล้วกลับไปกระทบวัตถุอีกครั้ง เป็นเช่นนี้ กลับไป-มา ซ้ำ ๆ หลายรอบ (รูปที่ 1.16) เกิดปรากฏการณ์ reverberation ซ้ำ ๆ ทำให้เครื่องเข้าใจว่าในแนวลำเลียงนั้นมีวัตถุสะท้อนเสียงจำนวนมากอยู่ติด ๆ กันลึกลงไปเรื่อย ๆ จึงสร้างภาพลงเป็นแถบสีสว่าง (multiple linear high amplitude signals) เรียงกันซ้อนกันเป็นแนวลึกลงไป ทำให้บดบังการมองเห็นอวัยวะส่วนอื่น ๆ ที่อยู่ลึกลงไป เช่นเดียวกับเงาเสียง ปรากฏการณ์นี้สร้างปัญหากับการประเมินวัตถุที่สะท้อนเสียงได้ดี เช่น prosthetic valve (รูปที่ 1.15c, 1.17)