

เครื่องมือวินิจฉัยโรคโคโรนาไวรัสชนิดใหม่

โดย

*

พิพัฒน์ เลาสงคราม

1. คำแนะนำ

คลื่นเหนือเสียง (Ultrasound) ถูกนำมาใช้อย่างกว้างขวางในการแพทย์เมื่อเร็ว ๆ นี้เอง เหตุผลก็คือ ความสามารถที่จะแสดงให้เห็นภาพเนื้อเยื่ออ่อนทำได้ง่ายขึ้น และสามารถที่แสดงให้เห็นถึงภาพการเคลื่อนไหวของอวัยวะได้ เช่น หัวใจ ในช่วงเวลาที่แท้จริงขณะนั้น และไม่เป็นอันตรายต่อร่างกายเหมือนการถ่ายภาพทางการแพทย์ชนิดอื่น

บทความนี้จะได้อธิบายถึงคุณลักษณะพื้นฐานของคลื่นเหนือเสียงและหลักการทำงานของเครื่องถ่ายภาพโดยเทคนิคทางคลื่นเหนือเสียงและภาพของอวัยวะของร่างกายมนุษย์ที่ถ่ายโดยเครื่องชนิดนี้ก็ได้แสดงในบทความนี้ด้วย

2. คุณสมบัติของคลื่นเหนือเสียง

2-1. คลื่นเสียง

คลื่นเหนือเสียงเป็นคลื่นเสียงที่มีความถี่สูงมากซึ่งไม่สามารถจะได้ยินด้วยหูของเราเอง ได้คลื่นเสียงที่คนเราได้ยินประมาณอยู่ในช่วงความถี่ระหว่าง 20 Hz ถึง 15 KHz ดังนั้นคลื่นเสียงที่มีความถี่มากกว่า 15 KHz. จึงถือว่าเป็นพวกคลื่นเหนือเสียง

คลื่นเสียงไม่เพียงสามารถเดินทางผ่านตามบรรยากาศเท่านั้น แต่ยังสามารถส่งผ่านของเหลวและของแข็งด้วย

ในการแสดงภาพโดยคลื่นเหนือเสียง ลักษณะการเดินทางของคลื่นจะแสดงในรูป 1 ซึ่งจะมีทั้งความถี่คลื่นมากและน้อย ความถี่ที่ใช้ปกติทั่วไปอยู่ระหว่าง 2 ถึง 10 MHz ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วคลื่น (C) ความถี่ (f) และความยาวคลื่น (λ)

จะออกมาเป็นสูตรดังนี้

$$C = f \lambda \quad (1)$$

ค่าเฉลี่ยความเร็วคลื่นที่ผ่านเข้าเนื้อเยื่อจะเป็น 1530 m/s ดังนั้นความยาวคลื่นจะเป็น 0.77 mm โดยประมาณที่ 2 MHz. และ 0.31 mm ที่ 5 MHz.

2-2. การส่งผ่านและการสะท้อนของคลื่นเสียง

ภาพ 2 แสดงถึงลักษณะการเดินทางของคลื่นเสียงที่ผ่านจากตัวกลางที่ 1 ไปสู่พื้นผิวตัวกลางตัวที่ 2 จะมีคลื่นส่วนหนึ่งกลับไปสู่ตัวกลางตัวที่ 1 ขณะที่ส่วนที่เหลือจะถ่ายทอดเข้าไปในตัวกลางตัวที่ 2 อัตราส่วนของขนาดคลื่นส่วนที่สะท้อนกลับ คือขนาดคลื่นที่มากกระทบผิว จะเรียกว่า

*

ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (REFLECTION COEFFICIENT) และอัตราส่วนของขนาดคลื่นส่วน
ถ่ายทอดผ่านพื้นผิว คือขนาดคลื่นที่มาตกกระทบผิวจะเรียกว่าค่า สัมประสิทธิ์การถ่ายทอด (TRAN-
SMISSION COEFFICIENT) ซึ่งสมการทั้งสองค่าจะเป็นดังนี้คือ.-

$$R = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1) \text{ ----- (2)}$$

$$T = 2Z_2 / (Z_2 + Z_1) \text{ ----- (3)}$$

โดยค่า Z_1 และ Z_2 จะเป็นค่าความต้านทานทางคลื่นเสียง ของตัวกลางตัวที่ 1 และ 2 ตามลำ-
ดับและมันจะเป็นผลคูณของความหนาแน่น และความเร็วของคลื่นเสียงในสารตัวกลางนั้น ๆ

ในเครื่องถ่ายภาพด้วยคลื่นเหนือเสียงใช้วิธีของการสะท้อนคลื่น พัลส์ (Pulse) ตัว
จับคลื่นเหนือเสียง (Ultrasonic probe or transducer) ก็จะจับคลื่นสะท้อนจากพื้นผิวเนื้อ
เยื่อต่าง ๆ ที่มีค่าความต้านทานคลื่นเสียงแตกต่างกันไป และคลื่นสะท้อนเหล่านี้จะแสดงออกเป็น
ภาพที่จอโทรทัศน์หลังจากได้ทำการขยายสัญญาณทางอิเล็กทรอนิกส์เรียบร้อยแล้ว

3. การสร้างและการจับคลื่นเสียง

3.1 อิทธิพลของ Piezoelectric

การถ่ายทอดและรับคลื่นเสียงสู่หรือจากบรรยากาศในลักษณะคลื่นวิทยุกระทำได้โดย
ใช้ลำโพงหรือไมโครโฟน อย่างไรก็ตามความถี่ของการถ่ายภาพคลื่นเหนือเสียง วัสดุ Piezoe-
lectric จะถูกใช้ส่งและรับคลื่นเหนือเสียง ซึ่งวัสดุ Piezoelectric จะได้แก่จำพวกสาร
quartz, barium, titanate oxide, lead zirconate titanate (PZT) เป็นต้น

เมื่อใส่ความต่างศักย์ AC. เข้าไปยังพวกวัสดุ piezoelectric สนามแม่เหล็ก
ที่เกิดขึ้นจะขยายหรือจุมตัวเข้าไปในลักษณะตามความหนาขึ้นกับขั้วบวกลบของศักย์ค่าที่เป็นไปตามรูป 3
ฉะนั้นถ้าความถี่ของไฟ AC. ทำงานด้วยระดับความถี่คล้ายกับการสั่นสะเทือนที่วัสดุ piezo ซึ่ง
ความถี่ที่เกิดจะถูกหาโดยความหนาของมันว่าจะให้กำเนิดคลื่นเหนือเสียงอย่างมีประสิทธิภาพ
อย่างไร หรืออาจจะอธิบายได้อีกอย่างหนึ่งว่าถ้าคลื่นเสียง เดินทางเข้าสู่ตัวกลางไปสัมผัสกับผิวของ
วัสดุ piezo ความหนาของมันก็จะเปลี่ยนแปลงได้ (ขยายหรือจุมตัวเข้าไป) และทำให้เกิดสนาม
ความต่างศักย์ปรากฏคร่อมที่วัสดุ ซึ่งวัสดุ piezoelectric สามารถที่ใช้ได้ทั้งเป็นตัวกำเนิดและ
ตัวจับคลื่นเสียง.

3.1 ตัวจับสัญญาณสำหรับการถ่ายภาพคลื่นเหนือเสียง

ปัจจุบันวัสดุ piezoelectric ที่ประกอบด้วยสารจำพวก lead zirconate
titanate (PZT) มีใช้อย่างกว้างขวางในเครื่องถ่ายภาพคลื่นเหนือเสียง

ตามรูป 4 แสดงให้เห็นถึงโครงสร้างของตัวจับสัญญาณ (probe or transducer)
วัสดุ piezo จะบุด้วยวัสดุที่จะช่วยให้ตัวจับสัญญาณสั่นสะเทือนให้ได้เหมือนกับคลื่นที่เข้าและออกอย่าง
มีอิสระเพื่อไม่ให้เกิดค่าสั่นสะเทือนผิดพลาดจากที่เป็นจริง ความหนาของวัสดุ piezo ถูกหาได้จาก
ความถี่เหนือเสียงที่ใช้ และความถี่ต่าง ๆ ที่ได้จากการสะท้อนจากเนื้อเยื่อที่ถูกทำให้มองเห็นภาพ
ได้ สำหรับค่าความถี่ระหว่าง 2 ถึง 3,5 MHz. จะใช้สำหรับตรวจสอบเนื้อเยื่อภายในอวัยวะธรรม-
คาทั่วไป ขณะที่ในกรณีของความถี่จะอยู่ระหว่าง 5 ถึง 15 MHz.

ขณะที่ความถี่ถูกกำหนดให้สูงขึ้น ความลึกของเนื้อเยื่อจะดีขึ้นแต่คลื่นเหนือเสียงจะถูกลด
ขนาด (attenuation) ด้วยเนื้อเยื่ออย่างมากจนไม่สามารถจะเห็นอวัยวะได้ลึกพอ ดังนั้นจำ-

เป็นต้องมีการหาค่าความถี่ที่ดีที่สุดขึ้นกับชนิดของ เนื้อเยื่อนั้นๆที่ ต้องการตรวจดู

3.2. สนามคลื่น เหนือ เสียง

สนามของคลื่นจะมีการกระจายไปในลักษณะคลื่นในตัวกลางหนึ่งด้วยการสั่นสะเทือนหรือ การแปลงสัญญาณ คลื่นเสียงจะส่งกระจายจากจุดที่กำเนิดกระจายออกเป็นรูปทรงกลม ถ้าแหล่งที่กำเนิดไม่เป็นจุด ลักษณะของสนามที่กระจายก็จะมีลักษณะซับซ้อนมากขึ้น เพราะคลื่นเสียงที่กระจายจาก แต่ละส่วนของพื้นผิวการสั่นสะเทือนจะมารบกวนซึ่งกันและกัน

รูป 5 แสดงถึงลักษณะสนามคลื่นเสียงรวม เมื่อตัวสั่นสะเทือนเป็นจานกลม ๆ คลื่นเสียง จะเดินทางออกไปเป็นลำแบบตรง ๆ จนถึงระยะทาง $x = r^2/\lambda$ แล้วมันก็จะกระจายออกข้าง ๆ ไป ทำมุม θ ที่เป็นลักษณะการกระจายออกข้างจะกำหนดให้เป็นสมการ

$$\sin \theta = 1.22 \lambda / 2r$$

สนามคลื่นภายในระยะทาง x จะถูกเรียกว่าสนามใกล้ (near field) และที่มากกว่า x จะ เป็นสนามไกล (far field)

4. หลักการทั่วไปของเครื่องถ่ายภาพคลื่น เหนือเสียง

4-1. วิธีการสะท้อนพัลส์

โดยธรรมดา เครื่องถ่ายภาพคลื่นเหนือเสียง พัลส์คลื่นเหนือเสียงแบบคลื่นสั้นจะถูกนำมาใช้ เมื่อพัลส์สั้นทางไฟฟ้าจ่ายไปยังตัวรับสัญญาณตามรูปที่ 4 พัลส์เหนือเสียงก็จะกระจายเข้าสู่ตัวกลาง รูปที่ 6 แสดงลักษณะคลื่นของ พัลส์เหนือเสียง เมื่อพัลส์เหล่านี้ผ่าน เข้าสู่พื้นผิวที่เนื้อเยื่อต่างๆ กันก็就会产生คลื่นส่วนหนึ่งสะท้อนกลับด้วยขนาดที่โตทกระทบเนื้อเยื่อแต่ละชนิด และจะสะท้อนกลับไปยังตัวรับสัญญาณตัว เก้า ที่ให้สัญญาณ พัลส์เหนือเสียง

ในวิธีการสะท้อน พัลส์คลื่นที่สะท้อนกลับ เหล่านี้จะถูกรับด้วยตัวรับสัญญาณ แล้วไปขยาย และปรากฏที่จอโทรทัศน์ (CRT) รูป 7 แสดงหลักการของระบบของการสะท้อนพัลส์นี้ และรูป 8 เป็นรูปแสดงหลักการและวงจรการทำงานของระบบนี้

4.2. วิธี A - MODE

รูป 9 แสดงหลักการของ A-MODE ตัวรับสัญญาณจะส่งคลื่นพัลส์ซ้ำ ๆ กัน ด้วยอัตรา จำนวนระหว่าง 500 ถึง 5,000 ครั้งต่อวินาที คลื่นสะท้อนที่รับมาจะถูกขยายด้วยตัวรับสัญญาณแล้ว ขยายเข้าสู่จอโทรทัศน์บนจอโทรทัศน์แกน x จะชี้จำนวนครั้งจากตัวกำเนิด pulse และแกน y จะ ใช้การขยายคลื่นสะท้อนที่รับเข้ามา เพราะฉะนั้นวิธี A - MODE จะถูกเรียกว่าวิธีการ AMPLITUDE MODULATION (การผสมคลื่นด้วยขนาดคลื่น) ฉะนั้นการใช้ A - MODE นี้ เราสามารถวัดความลึกของ เนื้อเยื่อจากระดับผิวของตัวรับสัญญาณ หรือความยาวของเนื้อเยื่ออื่นได้

รูป 10 แสดง MIDLINE SCOPE

รูป 11 แสดง บางตัวอย่าง A-MODE ของสมองคนที่ถูกหาโดย MIDLINE SCOPE.

4-3. วิธี B - MODE

รูป 12 แสดงหลักการของวิธี B-MODE ในวิธี B-MODE คลื่นสะท้อนไปปรากฏบนจอ

โทรทัศน์ โดยการผสมคลื่นด้วยความเข้มหรือขนาดอันนี้หมายถึงว่า ความเข้มคลื่นสะท้อน จะถูกพิจารณาในรูปของจุดของความสว่าง ซึ่งแสดงในรูปตัวรับสัญญาณคลื่นไปตามแนวนอน จุดความสว่างต่าง ๆ ตามแนวนอนก็จะเลื่อนตามไปตามแนวนอนที่จอโทรทัศน์เช่นกัน ด้วยตำแหน่งของตัวรับสัญญาณ โดยการให้ค่าความต่างศักย์ที่ตัวกวาด (Scanner) ต่าง ๆ กันไป ฉะนั้นภาพ PATTERN ความเข้มของภาพสองมิติบนจอโทรทัศน์ ก็จะปรากฏตาม PATTERN ของคลื่นสะท้อนจากส่วน element ที่ใช้ตรวจ เมื่อเอียงอยู่ และมันก็จะตรงกับตัวถ่ายทอดและตัวรับสัญญาณโดยวิธีเปิดทางไฟฟ้าด้วยความเร็วสูงแทนที่จะให้ตัวรับสัญญาณเคลื่อนที่ไป รูป 25 แสดงแผนภูมิของระบบนี้จำนวน arrays PATTERN PIEZO-ELEMENTS โดยปกติจะได้ 60 ถึง 80 ตัว และระยะห่างระหว่าง elements จะห่าง 1 ถึง 2 mm. สำหรับการถ่ายทอดและรับลำคลื่นหนึ่ง element ทั้งหมดที่มีหลาย ๆ ตัว เช่น 8 ตัว ก็จะถูกใช้ไปครั้งหนึ่งแล้วมันก็จะเลื่อนไปตามลำดับกลุ่ม element ของมัน เช่นการใช้ครั้งแรกก็จะใช้ PIEZO ELEMENTS 1 ถึง 8 และกลุ่มที่ใช้งานที่สองก็จะใช้ตัว element 2 ถึง 9 แล้วก็จะเลื่อนไปเรื่อย ๆ จนกว่าจะใช้ถึง element ตัวสุดท้าย นั่นก็คือภาพของ B - MODE ก็จะถูกถ่ายอย่างสมบูรณ์

ตามความเข้าใจที่อธิบายตามข้างบนนี้ลำคลื่นเสียงจะถูกกวาดลงบนกลุ่มไปอย่างรวดเร็ว ด้วยการเปิดเปิดทางไฟฟ้า ในหนึ่งภาพโดยวิธี B-MODE ที่ได้ element จะใช้เวลาสั้นมาก ซึ่งเวลาที่ใช้โดยทั่วไปต่อหนึ่งภาพใช้เวลา 30 ms. ดังนั้นมากกว่า 30 ภาพของวิธี B - MODE จะถ่ายให้เห็นที่จอโทรทัศน์ ภายในหนึ่งวินาทีซึ่งทำให้เราสามารถเห็นการเคลื่อนไหวของอวัยวะเช่นหัวใจในสภาพขณะนั้นได้

รูป 13 แสดงเครื่องมือวัด ของ LINEAR ARRAY ELECTRICAL SCANNING

รูป 14 แสดงภาพโดย B-MODE ของไตธรรมดา

และ รูป 15 แสดง GALL - BLADDER

4-4. การกวาดมุม ARRAY SECTOR

รูป 16 แสดงหลักการของ PHASE ARRAY SCANNING SYSTEM ในมุม ARRAY SCANNING PIEZO ELEMENTS หลาย ๆ ตัวจะถูกใช้ไปตามแนว delay ด้วยความแตกต่างของ delay เวลา และการสะท้อนกลับที่ได้รับโดย element เหล่านี้ จุกรวมผ่านเข้าไปในแนว delay เดียวกัน และจ่ายไปยังเครื่องขยาย

ในรูปเมื่อ pulse ที่ถูกทำให้เกิดขึ้นมาถึงปลายทาง ในแนว element ข้ายสุดจะเป็นตัวแรกที่ถูกระตุ้นใช้ และตัวถัดไปหลังจากผ่านไปเวลาหนึ่ง (t_1) และตัวที่สามก็จะถูกระตุ้นใช้หลังจาก $2t_1$ และก็ต่อไปเรื่อย ๆ โดยการทำงานเช่นนี้ลำคลื่นเสียงที่กระจายไปทิศทางขวามือดังแสดงในรูป ลำมุมที่กระจายไปจากทิศทางเดิมจะได้

$$\sin \theta = Ct/d$$

ซึ่ง θ เป็นค่ามุมที่กระจาย C เป็นความเร็วเสียง, d เป็นระยะทางระหว่างสอง ADJACENT ELEMENT และ t เป็นความแตกต่างของ DELAY TIME ของเส้น ADJACENT TIME.

หลักการนี้ก็ยังคงถือการรับคลื่นเสียง ซึ่งเมื่อคลื่นเสียงมาจากทิศทางมุม θ สัญญาณที่รับโดย ELEMENT เหล่านี้ เริ่มกลายเป็นมุม PHASE หลังจากที่ผ่านมา DELAY LINES และขนาดของ

การรวมสัญญาณก็จะกลายเป็น n เท่าของ ELEMENT ตัวหนึ่ง โดย n เป็นจำนวนรวมทั้งหมด ของ ARRAY ELEMENTS อันนี้หมายถึงว่าระบบ PHASED ARRAYED จะเป็นค่ามุม ทิศทางสูงสุดสำหรับทั้งการถ่ายทอดและการรับ

โดยการเปลี่ยนแปลง delay เวลา ของแนว delay เหล่านั้นทีละเล็กทีละน้อยที่พัลส์แต่ละอัน มุมการกระจายก็จะเปลี่ยนไปเมื่อลำคลื่นเสียง ถูกกระจายไปยังทางซ้ายสุดโดยเริ่มจากมุมทางขวาสุด ในหนึ่งภาพถ่ายที่กำหนด Cross section อันหนึ่ง ของ การกวาด Sector ก็จะสมบูรณ์ ที่กำหนด Cross-section อันนั้น

แม้ว่าตัวจับสัญญาณจะเคลื่อนทิศทางเดียวดังรูป 12 มันก็สามารถเคลื่อนไปด้านใดก็ได้ รูป 17 แสดงการรวมจุดต่อกันของการกวาด (Scanning)

รูป 18 แสดงอีกวิธีของการกวาด

รูป 19 แสดงเครื่องมือวัดของการรวมจุดต่อกันของตัวกวาด (the contact Compound Scanner)

รูป 20 และ 21 แสดงตัวอย่างของวิธี B - MODE IMAGES โดยใช้การรวมจุดต่อกันของตัวกวาด

4-5. วิธี M-MODE

รูป 22 ถ้าคลื่นเสียงถูกถ่ายทอดไปยังทิศทางแน่นอนของหัวใจและสะท้อนกลับมาปรากฏบนจอ TV. ด้วยวิธี A-MODE เราจะสามารถที่จะเห็นคลื่นสะท้อนจากการเคลื่อนไหวของลิ้นหัวใจ (Valves) หรือผนังหัวใจจะเลื่อนไปในรูปลักษณะของวงกลมอันนี้คล้ายกับเป็นการรวมคลื่นด้วยความเข้มขึ้นเอง (Intensity modulation)

ดังนั้นถ้า Intensity - modulated เส้นคลื่นสะท้อน Sweep มาอย่างช้า ๆ ไปยังทิศทาง x บน CRT เราสามารถที่จะเห็นการเคลื่อนไหวของอวัยวะเหล่านั้นได้ ขณะที่เวลาหนึ่ง อันนี้เรียกว่า M-MODE

ใน B-MODE ทั้งแกน x และ y เป็นไปตามตำแหน่งของเนื้อเยื่อของอวัยวะ ขณะที่วิธีของ M - MODE แกน y เป็นไปตามความยาวหรือความลึกจากตัวจับสัญญาณไปตามแนวลำคลื่นเสียง และคลื่นแกน x แสดงเวลา

รูป 23 (a) และ (b) แสดงตัวอย่างรูปของหัวใจโดยวิธี M-MODE

รูป 23 (a) เป็นกรณีที่ mitral valve เป็นโรค

รูป 24 ภาพ pattern ปกติ เมื่อลำคลื่นถูกฉายไปสู่ทิศทาง aortic valve จาก chest (หน้าอก)

4-6 การกวาดทางไฟฟ้า

ระบบการกวาดทางไฟฟ้า เริ่มกลายเป็นที่นิยมอย่างมากขึ้นเร็ว ๆ นี้ในพวกเครื่องถ่ายภาพคลื่นเหนือเสียง เหตุผลหลักที่เป็นเช่นนี้ เพราะว่าภาพ B-MODE สองมิติ จะช่วยให้เห็นในเวลาที่เป็นจริง ทุกคนสามารถที่จะถือตัวจับสัญญาณได้อย่างง่าย ๆ และมองภาพการเคลื่อนไหวของอวัยวะ เช่นการเต้นของหัวใจที่ทิศใดที่ตองก็ทำได้

ในระบบการกวาดทางไฟฟ้า มีวิธีการกวาดสองชนิดด้วยกัน ซึ่งเป็น linear array switching scanning ชนิดหนึ่ง และ phased array sector อีกชนิดหนึ่ง

4-7. การกวาดด้วย ARRAY เชิงเส้น (LINEAR ARRAY SCANNING)

ในการเลือกแบบวิธี B-MODE ก่อนหน้านี้ ตัวจับสัญญาณจะประกอบด้วย piezoelectric element ตัวเดียวให้มันเคลื่อนที่ด้วยกลศาสตร์ ตามวิธีของ B - MODE หนึ่งในกรณี Linear array electrical scanning นี้ piezoelectric element หลายตัวจะถูกใช้

การกวาดโดยวิธีนี้จะเป็นประโยชน์สำหรับการดูระบบหัวใจ เพราะเหตุว่าวิธีนี้ ตัวจับสัญญาณ สามารถทำให้เล็กเท่ากับ ที่มีตัวสัญญาณที่มีข้อได้เปรียบได้ และลำคลื่นของเสียง กระจายออก และรับจาก ระหว่าง ribs ที่ หน้าอกซึ่งมักจะเป็นที่วางของตัวถ่ายทอดคลื่นเสียง

รูป 26 แสดงเครื่องมือของ phase array sector scanning

รูป 27 แสดงความยาวแนวแกนตัดเฉียงของหัวใจที่เป็นโรคโดยการใช้เครื่องมือของ รูป 26 และลิ้น aortic และความหนาของลิ้น mitral ได้แสดงในรูปตัวขวางหนึ่ง

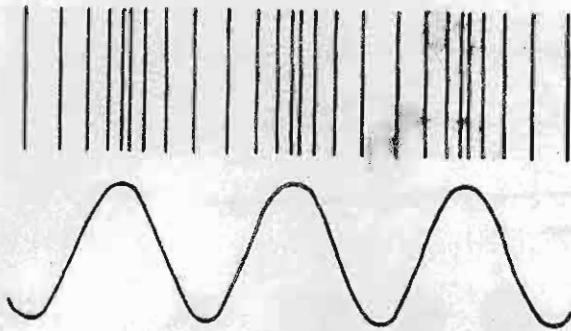
รูป 28 แกนตัวขวางของหัวใจแบบแกนสั้นลิ้น mitral ถูกเห็นได้ที่รอบวง left ventricular

สรุป

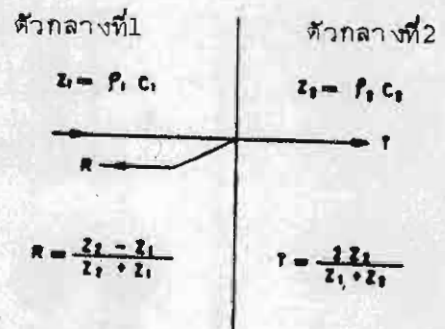
หวังว่าจากที่ได้อธิบาย คุณลักษณะของคลื่นเหนือเสียงและหลักการเครื่องมือ ถ่ายภาพ คลื่นเหนือเสียงนี้แล้ว ก็จะช่วยได้บ้างสำหรับผู้ทำงานทางด้านนี้.

หนังสืออ้างอิงในการเรียบเรียง

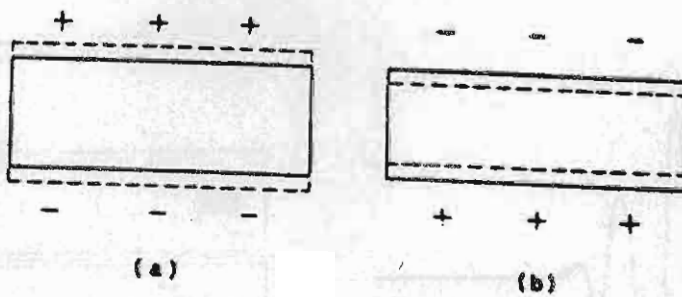
1. Chihiro Kasal, "Ultrasonic Diagnostic Equipment, Technical Forum on Medical Electronic and Biological Engineering (1980), Sponsors by Foundation for Research on Medical and Biological Engineering, Association of Japan
2. R.D. Melen, A. Macovski, and J.D. Mendl "Application of Integrated Electronics to Ultrasonic Medical Instruments" Proceedings of the IEEE Vol. 67, No. 9, September 1979.
3. J.F. Havlice and J.C. Taenzer " Medical Ultrasonic Imaging: An Overview of Principles and Instrumentation " Proceeding of the IEEE, Vol. 67, NO, 4, APRIL 1979.



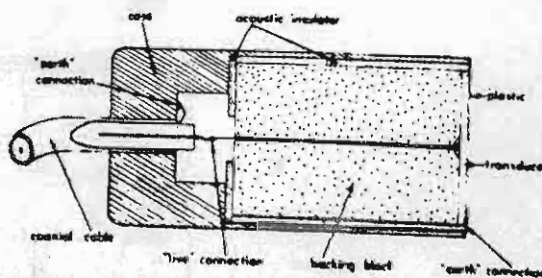
รูป 1 ลักษณะการ เดินทางของคลื่นเสียง



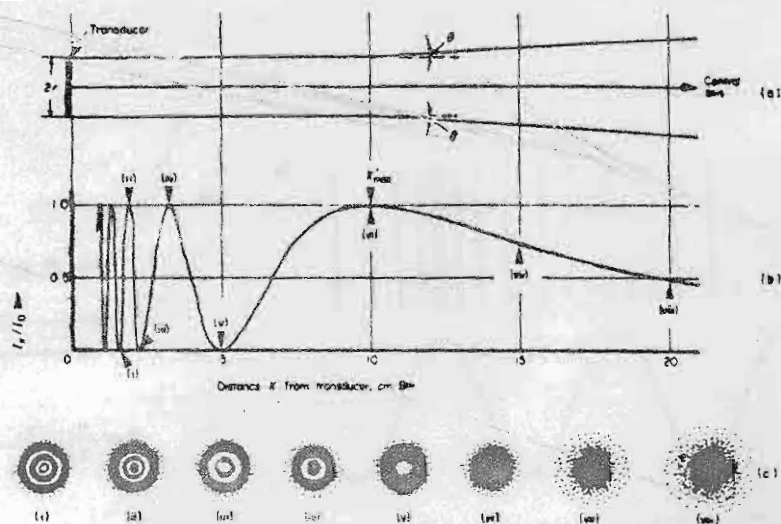
รูป 2 การส่งผ่านและการสะท้อนของคลื่นเสียง



รูป 3 การขยายและการหด (หรือจุ่มตัวเข้า) ของวัสดุ piezoelectric

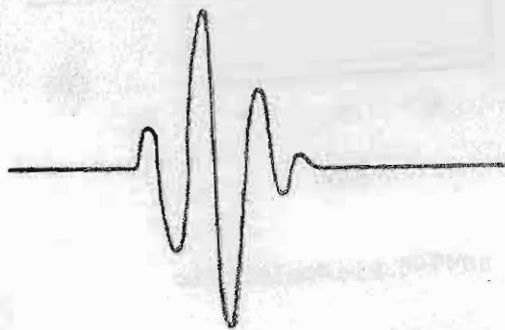


รูป 4 ลักษณะโครงสร้างของแบบตัวรับสัญญาณสำหรับทำงานด้วยพัลส์สั้นๆแบบคลื่น

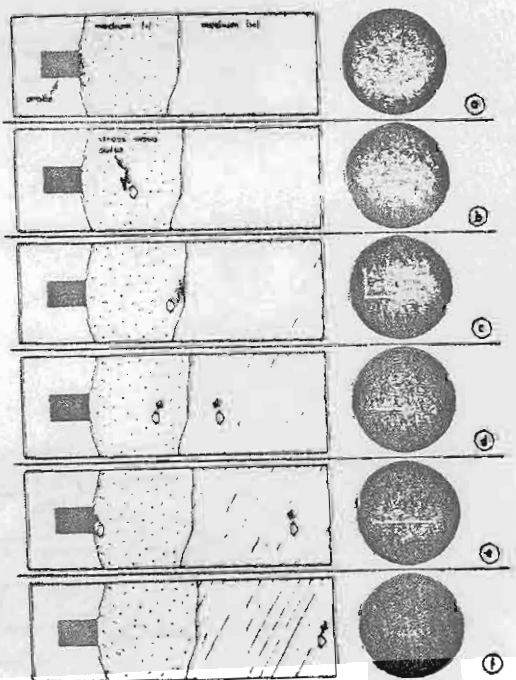


ultrasonic field. This example shows the distribution for a 5.5 MHz transducer of radius $r = 1$ cm. (a) Almost all the ultrasonic energy lies within the beam shown in this diagram; (b) Relative intensity distribution along the central axis of the beam; (c) Ring diagram showing the energy distribution of beam sections at positions indicated in (b).

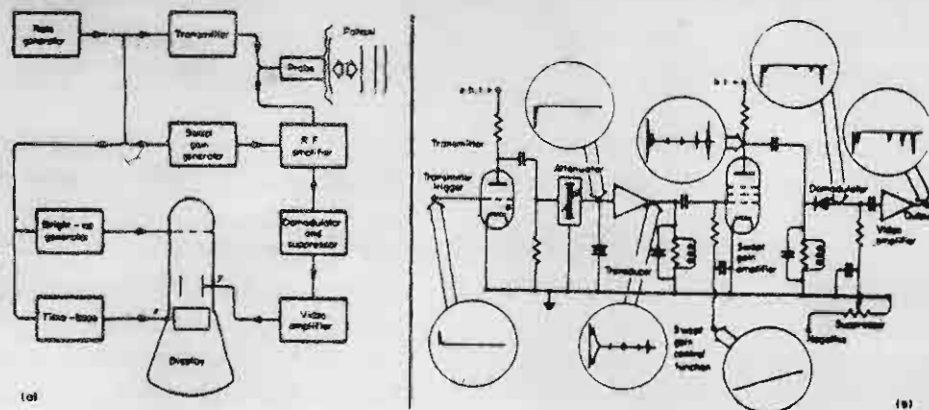
รูปที่ 5 ลักษณะคลื่นเสียงรวม เมื่อหัวส่งสะท้อนเป็นจานกลม



รูปที่ 6 ลักษณะคลื่นพัลส์

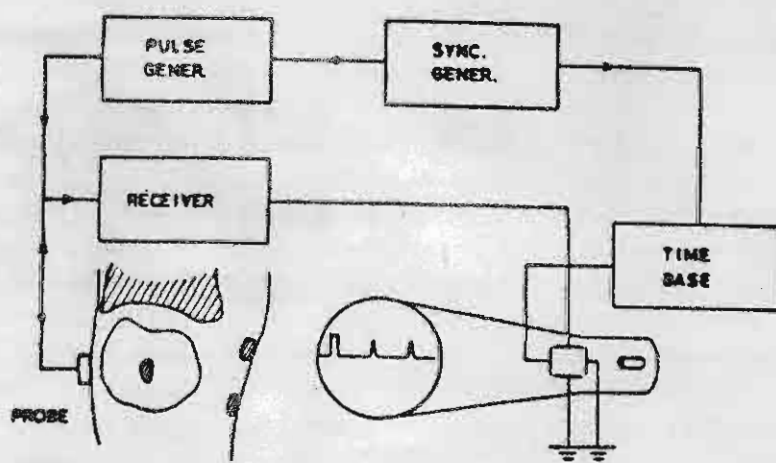


รูปที่ 7 หลักการพื้นฐานของระบบการสะท้อนคลื่นพัลส์

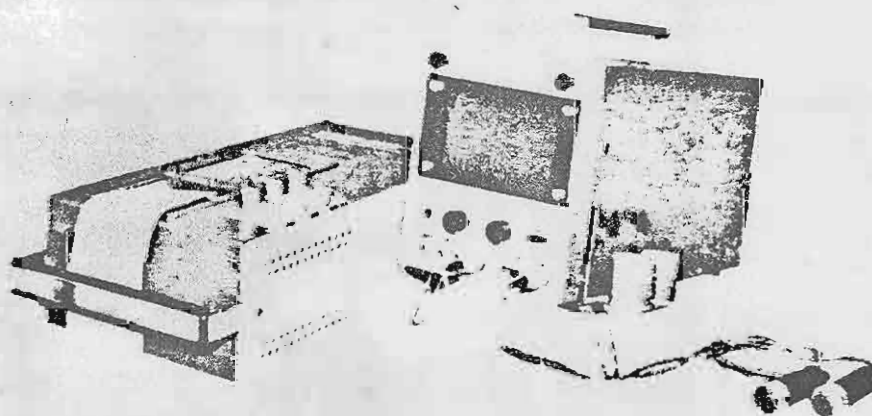


Typical pulse-echo system. (a) Block diagram. The arrangement illustrated employs an ultrasonic probe in direct contact with the patient, and an A-scope display. (b) Typical signal processing circuitry of the pulse-echo system illustrated in (a).

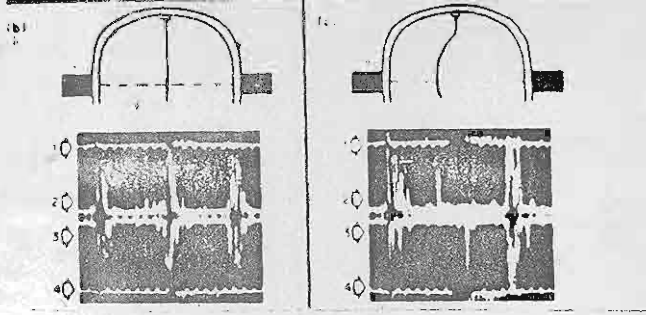
รูป 8 หลักการและวงจรการทำงานของระบบการสะท้อนคลื่นพัลส์



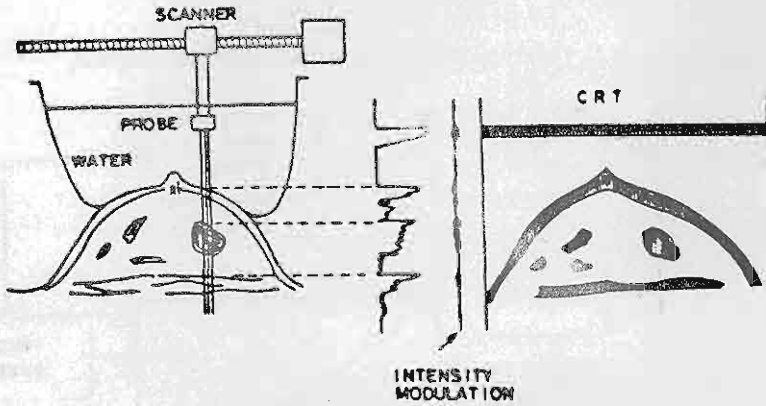
รูปที่ 9 หลักการของ A - MODE



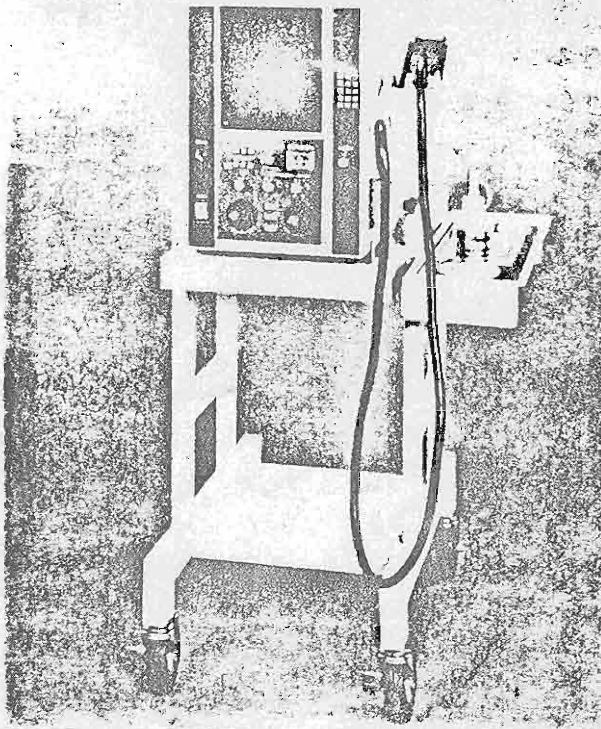
รูปที่ 10 เครื่อง Midline Scope



รูปที่ 11 มองคนที่ถูกหาโดย MIDLINE SCOPE.



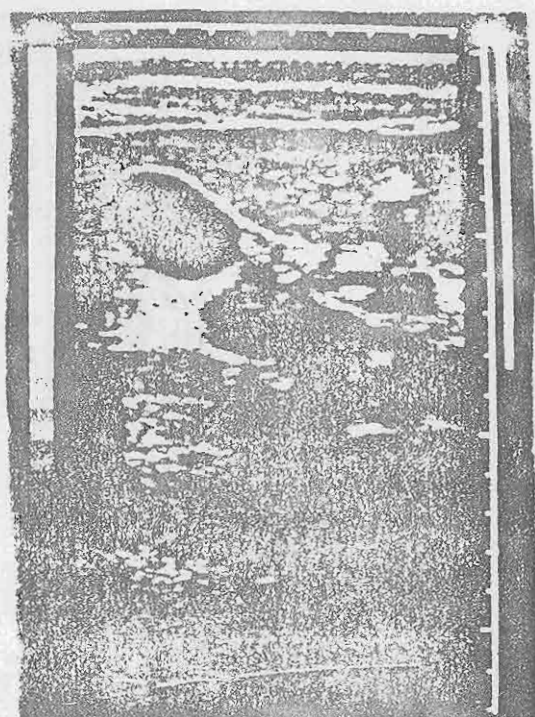
รูปที่ 12 หลักการของวิธี B - MODE (แบบกวาดเส้นตรง)



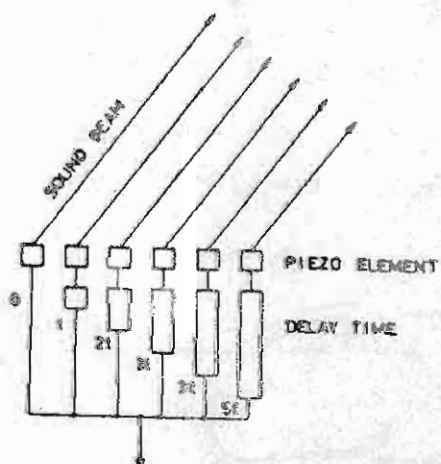
รูปที่ 13 เครื่องวัด Linear Array Electricat Scanning



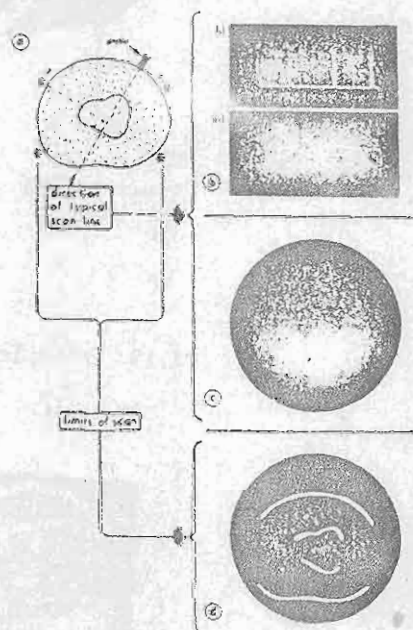
รูปที่ 14 ภาพของไตที่ถ่ายโดยวิธี B - MODE



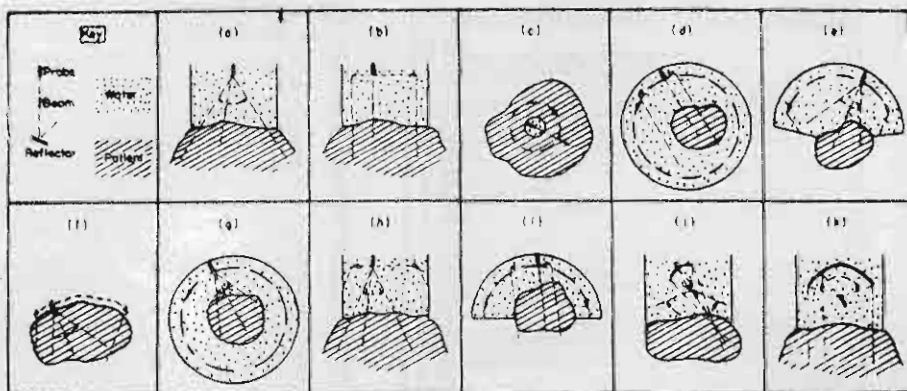
รูปที่ 15 ภาพของ GALL - BLADDER



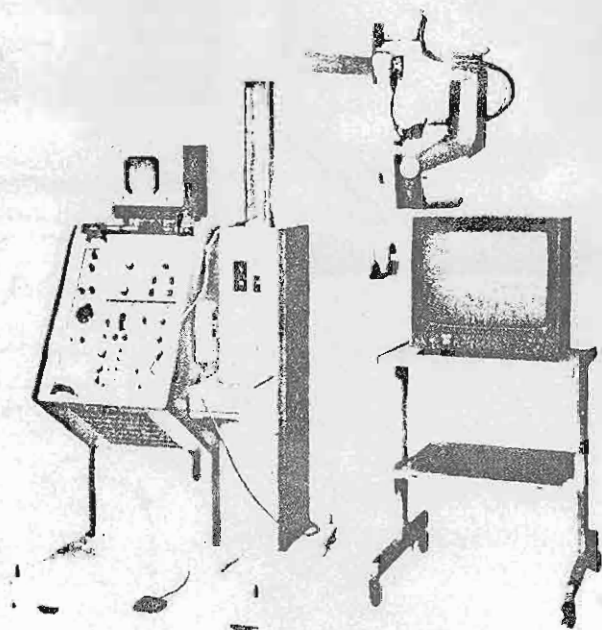
รูปที่ 16 หลักการของ Phase Array
Scanning System



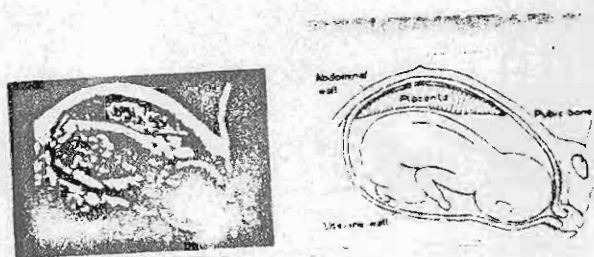
รูปที่ 17 แสดงการรวมจุดต่อของการกวาด



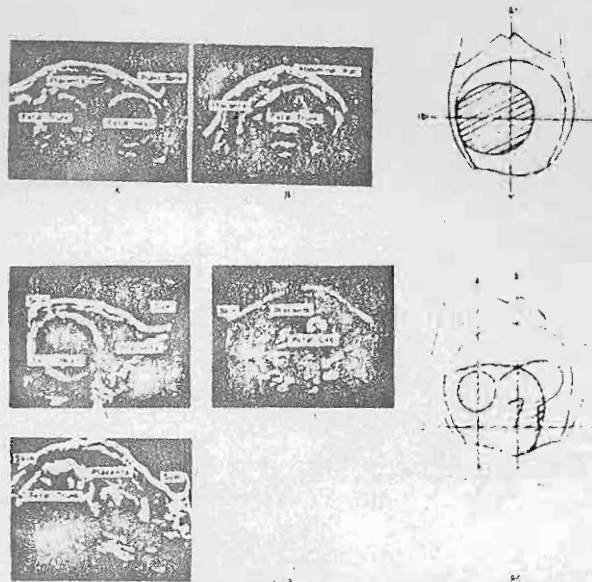
รูปที่ 18 วิธีของการกวาด



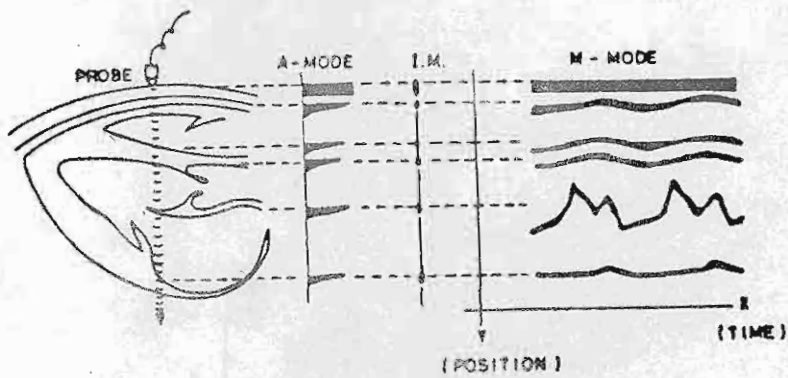
รูป 19 เครื่องวัดของการรวมจุดต่อกันของหัวกวาด



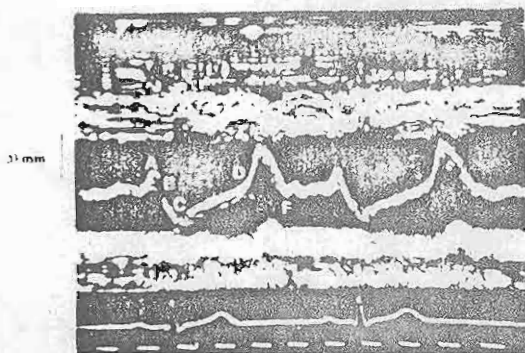
รูปที่ 20 ภาพเปรียบเทียบระหว่างภาพที่ถ่ายโดยวิธี M-MODE และภาพจำลองจริงที่ควรจะเป็น



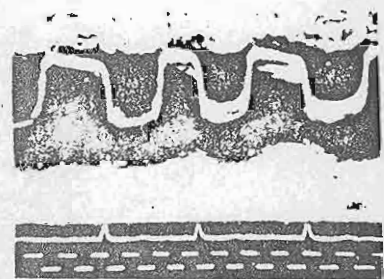
รูปที่ 21 ภาพของการตั้งครรภ์ ที่ถ่ายโดยแบบการ
กวาด B-MODE



รูปที่ 22 หลักการของวิธี M-MODE



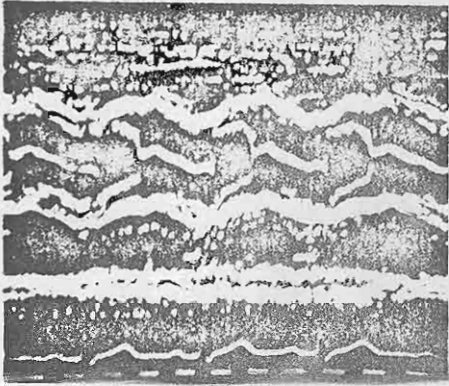
(a)



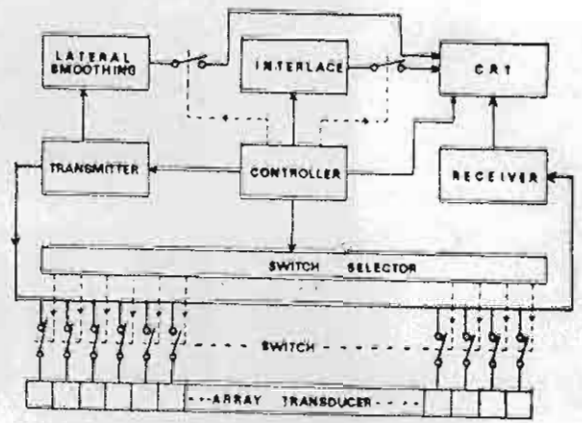
(b)

รูปที่ 23 รูปของหัวใจโดยวิธี M-MODE

30 mm

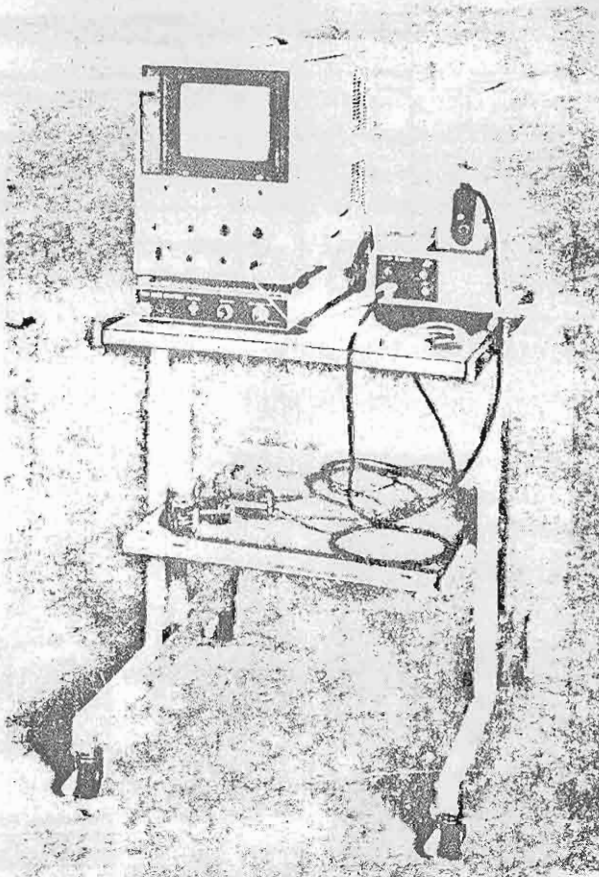


รูปที่ 24 ภาพ pattern ปกติที่ฉายลาคสึนไปสู่ออติกวาล์ว



SCHEMATIC DIAGRAM OF REAL TIME
ULTRASONIC DIAGNOSTIC EQUIPMENT

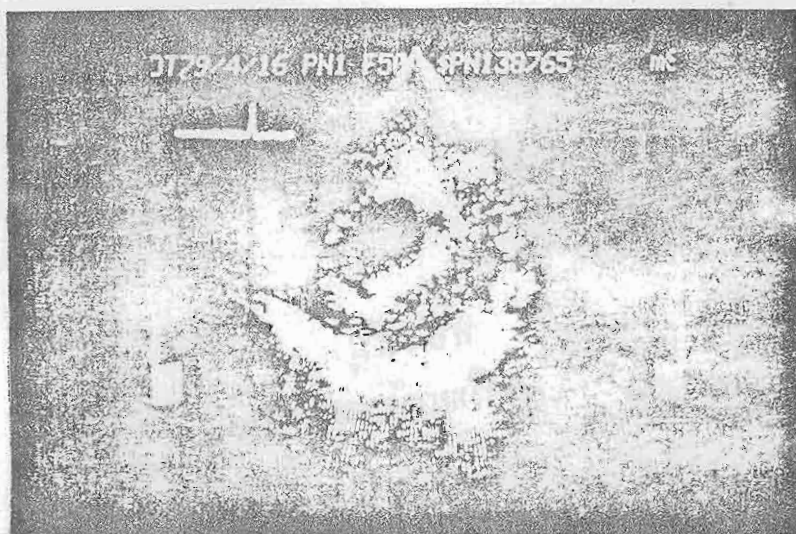
รูปที่ 25 หลักการของ Linear Array
Scanning



รูปที่ 26 เครื่องมือของ Phase Parray Sector Scanning



รูปที่ 27 ภาพถ่ายตามยาวแนวแกนตัดเฉียงของหัวใจ



รูปที่ 28 ภาพถ่ายตามตัวขวางของหัวใจ