ปีการศึกษา 2532

การสร้างภาพจากอุลตราซาวด์

(Ultrasound Tomography)

โดย

นางสาว ธารกมล สังขะวัฒนะ

นาย ปกรณ์ นันทศรี

นางสาว ศิรินร นิมิตศิริวัฒน์

นาย สุวัฒน์ หงษ์วิวัฒน์

อาจารย์ที่ปรึกษา

ศจ. ดร. ไพรัช ธัชยพงษ์

อาจารย์ กวิน สนธิเพิ่มพูน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

026876

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2532

ภาควิชา คอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การสร้างภาพจากอุลตราซาวด์

ผู้จัดทำ

1.	นางสาว	ธารกมล	สังขะวัฒนะ	29-1072
2.	นาย	ปกรณ์	นันทศรี	29-1113
3.	นางสาว	ศิริพร	นิมิตศิริวัฒน์	29-1214
4.	นาย	สุวัฒน์	หงษ์วิวัฒน์	29-1231

.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(ศจ. ดร. ไพรัช ธัชยพงษ์)

.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(อาจารย์ กวิน สนธิเพิ่มพูน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ก่อนนำไปใช้

026876

การสร้างภาพจากอุลตราซาวด์

ธารกมล สังขะวัฒนะ
ปกรณ์ นันทศรี
ศิริพร นิมิตศิริวัฒน์
สุวัฒน์ หงษ์วิวัฒน์
ศจ.ดร. ไพรัช ธัชยพงษ์ อาจารย์ที่ปรึกษา
อ. กวิน สนธิเพิ่มพูน อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2532

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ มีเนื้อหาเกี่ยวกับการสร้างภาพจากสัญญาณอุลตราซาวด์ (ultrasound) โดยลักษณะของการสร้างภาพจะใช้คุณสมบัติการสะท้อนของสัญญาณเป็นหลัก เมื่อส่งสัญญาณอุลตราซาวด์ผ่านเข้าไปในร่างกาย จะมีสัญญาณสะท้อนกลับออกมาผ่านชั้นเนื้อเยื่อต่าง ๆ สัญญาณที่สะท้อนกลับออกมานี้จะนำไปเข้าวงจรขยาย เพื่อชดเชยการลดทอนของสัญญาณในเนื้อเยื่อก่อนที่จะนำไปใช้สร้างภาพ หลังจากผ่านการชดเชยการลดทอนสัญญาณสะท้อนซึ่งเป็นสัญญาณอนาลอก (analog) จะถูกแปลงเป็นสัญญาณ ดิจิตอล (digital) เพื่อส่งให้เครื่องคอมพิวเตอร์ประมวลผล โดยคอมพิวเตอร์จะทำการคำนวณค่าพลังงานของสัญญาณเพื่อแสดงถึงความสว่างของแต่ละจุดในจอภาพ และหาค่าช่วงเวลาของสัญญาณสะท้อนแต่ละสัญญาณเพื่อแสดงถึงความกว้างของชั้นเนื้อเยื่อ ซึ่งผลจากการคำนวณที่ได้จะถูกแสดงเป็นจุดสว่างต่อเนื่องกันเป็นเส้น และเมื่อนำแต่ละเส้น มาประกอบกันทำให้เกิดเป็นภาพออกมาในที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Ultrasound Tomography

Tharnkamol Sungkhawattana
Pakorn Nandhasri
Siriporn Nimitsiriwat
Suwat Hongwiwat
Prof.Dr. Pairash Tachayapong Advisor
Kawin Sonthipaumpoon Advisor
1989

Abstract

The content of this thesis concerns with creating image from ultrasound signal by utilizing its reflection characteristics. When the ultrasound signal passes through distinct tissue medium, it will be reflected. This reflected signal will be ampliflied in order to compensate the attenuation in tissue. Then, the signal which is analog signal will be converted to digital signal and transmitted to computer. Computer, with ability in calculation, will calculate the power of signal for brightness of each point in picture and by calculation of reflected interval, the width of tissue will be known. The result of these calculations, which is the brightness of point, will be shown in contiguous points. These points will form a line and, by composing every line, the picture is formed.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทที่ 1 บทนำ..... 1

บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้น..... 2

2.1 คลื่นอุลตราซาวด์..... 2

2.2 ทรานสดิวเซอร์..... 2

2.3 คุณสมบัติบางประการของอุลตราซาวด์..... 3

2.3.1 การสะท้อน..... 3

2.3.2 การหักเห..... 4

2.3.3 การดูดกลืนพลังงาน..... 4

2.4 การขยายสัญญาณ..... 5

2.5 ทฤษฎีการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์..... 8

2.6 การแสดงภาพของคลื่นอุลตราซาวด์..... 10

2.6.1 การสแกนแบบเอ..... 10

2.6.2 การสแกนแบบบี..... 11

2.7 การใช้งานการ์ด ดีที-2827..... 12

2.7.1 รายละเอียดของรีจิสเตอร์..... 13

2.7.2 การทำงานแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลในแบบช่องการสื่อสาร DMA เดียว..... 17

2.7.3 การตั้งค่าสำหรับควบคุม DMA..... 19

2.8 การใช้การ์ดทาร์กา เอ็ม8..... 20

บทที่ 3 หลักการสร้างภาพ..... 21

3.1 การจำลองคลื่นอุลตราซาวด์..... 21

3.1.1 ส่วนการจำลองที่อาศัยวงจรสร้างคลื่นอุลตราซาวด์..... 21

3.1.2 การจำลองสัญญาณคลื่นในส่วนโปรแกรม..... 25

3.2 การปรับค่าแอมปลิจูดของสัญญาณเป็นระดับความเข้มของภาพ..... 28

3.3 การปรับข้อมูลให้มีขนาด 256 x 256 จุด..... 29

3.3.1 การปรับจำนวนหลักของข้อมูล..... 29

3.3.2 การปรับจำนวนแถวของข้อมูล..... 29

3.3.3 การเลือกข้อมูลที่จะใช้แสดงภาพขนาด 256 x 256 จุด..... 29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้า

3.4 การแสดงภาพ..... 29
3.5 การขยายภาพ..... 30
3.6 การคำนวณระยะทางบนภาพ..... 34

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง..... 37
4.1 การทดลอง..... 37
4.1.1 ขั้นตอนการสร้างภาพ..... 37
4.1.2 การหาขนาดระยะทางจากจุด 2 จุด บนภาพ..... 37
4.1.3 การขยายภาพโดยใช้อัตราขยายค่าต่าง ๆ 37
4.2 ผลการทดลอง..... 38

บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์..... 55

ภาคผนวก
กิตติกรรมประกาศ
เอกสารอ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 1 ลักษณะของทรานสดิวเซอร์ 3
รูปที่ 2 แสดงฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาดแบบต่างๆ 6
รูปที่ 3 ภาพแสดงสัญญาณที่ขยายโดยใช้ฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาดแบบต่างๆ 7
รูปที่ 4 แสดงการเดินทางและการสะท้อนกลับบางส่วนของพัลซ์ 8
รูปที่ 5 บล็อกไดอะแกรมของระบบการแสดงภาพของพัลซ์ที่สะท้อนกลับมา 10
รูปที่ 6 การสแกนแบบเอ 11
รูปที่ 7 การสแกนแบบบี 12
รูปที่ 8.1 การสแกนแบบเซคเตอร์ 12
รูปที่ 8.2 การสแกนแบบเส้นตรง 12
รูปที่ 9 วงจรส่งคลื่นอุลตราซาวด์ 22
รูปที่ 10 วงจรรับคลื่นอุลตราซาวด์ 23
รูปที่ 11 บล็อกไดอะแกรมของการจำลองสัญญาณส่วนที่ติดต่อกับวงจร 24
รูปที่ 12 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานในส่วนโปรแกรม 28
รูปที่ 13 การเลือกจุดภาพที่จะใช้แสดงในตำแหน่งบนจอภาพ 30
รูปที่ 14 การกำหนดแถวและหลักของภาพที่ขยาย 31
รูปที่ 15 การแสดงวิธีการขยายภาพ 32
รูปที่ 16 โฟล์วชาร์ตแสดงโปรแกรมส่วนการขยายภาพ 34
รูปที่ 17 โฟล์วชาร์ตแสดงโปรแกรมส่วนการคำนวณระยะทาง 36
รูปที่ 18.1 พัลซ์อุลตราซาวด์ที่สร้างขึ้น 38
รูปที่ 18.2 แสดงการวัดระยะระหว่างพัลซ์ที่ส่งไปและสะท้อนกลับมา 39
รูปที่ 19.1 ภาพพื้นฐานสำหรับการขยายภาพ 41
รูปที่ 19.2 การขยายภาพของเส้นเลือด ด้วยอัตราขยายเท่ากับ 2 42
รูปที่ 19.3 การขยายภาพของเส้นเลือด ด้วยอัตราขยายเท่ากับ 3 43
รูปที่ 19.4 การขยายภาพของเส้นเลือด ด้วยอัตราขยายเท่ากับ 4 44
รูปที่ 19.5 ผลจากการขยายภาพแบบเต็มจอภาพ 45
รูปที่ 19.6 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มแต่ละจุดในแนวเดียวกับเคอร์เซอร์ ... 46
รูปที่ 19.7 ผลจากการปรับแต่งระดับความเข้มของภาพในบางส่วน 47
รูปที่ 19.8 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มแต่ละจุดในแนวเดิมหลังการปรับแต่ง .. 48
รูปที่ 20.1 ภาพจำลองพื้นฐาน 49
รูปที่ 20.2 ผลจากการขยายภาพบางส่วน จากภาพจำลองพื้นฐาน 50

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้า

รูปที่ 20.3 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มแต่ละจุดในแนวเดียวกับเคอร์เซอร์... 51
รูปที่ 20.4 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มในแนวเดิมหลังการปรับแต่งภาพ..... 52
รูปที่ 20.5 ผลที่แสดงการสแกนแบบเอ จากภาพพื้นฐาน..... 53

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

เนื่องจากปัจจุบันนี้ การตรวจร่างกายโดยใช้คลื่นอุลตราซาวด์เป็นที่นิยมอย่างกว้างขวางในวงการแพทย์ ภาพที่ได้จากคลื่นอุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับมาจะถูกนำไปใช้ในการวินิจฉัยของแพทย์ต่อไป ดังนั้น เพื่อการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านเครื่องมือแพทย์ จึงนำเอาคอมพิวเตอร์มาประยุกต์ใช้ประมวลผล ได้แก่ การขยายภาพบริเวณใดบริเวณหนึ่งให้ใหญ่ขึ้น การคำนวณระยะห่างระหว่างชั้นเนื้อเยื่อ เป็นต้น จึงเป็นสาเหตุสำคัญในการศึกษาและพัฒนาโปรแกรมการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์ ให้มีประสิทธิภาพในการใช้งานมากขึ้น

ในการที่จะพัฒนาโปรแกรมการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์นั้น ควรจะได้ศึกษาถึงหลักการส่งและรับคลื่นอุลตราซาวด์โ- รณ์ทรานสดิวเซอร์ , คุณสมบัติของคลื่น , ข้อมูลที่เป็นดิจิตอลซึ่งจะนำมาวิเคราะห์ก่อน -็นภาพ ฯลฯ หลักการเหล่านี้ จะเป็นแนวทางในการเขียนโปรแกรมการสร้า -ไป สำหรับโครงการนี้ จัดทำขึ้นเพื่อจำลองการใช้งานอย่างง่าย ๆ และสามารถทำการประมวลผลภาพได้เช่นเดียวกับเครื่องมือแพทย์ที่ใช้งานได้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้น

2.1 คลื่นอุลตราซาวด์

อุลตราซาวด์ เป็นคลื่นเสียงชนิดหนึ่งที่มีความถี่สูงกว่าที่มนุษย์จะสามารถรับฟังได้ คือสูงกว่า 20 - 20,000 เฮิร์ซท์ (Hz) และมีคุณสมบัติเหมือนกับคลื่นเสียงทั่วไป เช่น การอาศัยตัวกลางในการเคลื่อนที่ การสะท้อน การหักเห เป็นต้น ส่วนความเข้มของเสียงจะเป็นตัวบอกว่าเสียงมีความแรง หรือความดังเท่าไร เมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางไปเรื่อย ๆ จะมีการสูญเสียพลังงานไปคือ ความเข้มของคลื่นจะลดลง ถ้าส่งคลื่นออกไปกระทบกับวัตถุใด ๆ แล้วรับคลื่นที่สะท้อนกลับมา จะพบว่าความเข้มของเสียงที่ส่งออกไป กับ ความเข้มของเสียงที่สะท้อนกลับมาไม่เท่ากัน ซึ่งจะวัดเปรียบเทียบความเข้มทั้งสองออกมาได้เป็นหน่วยเดซิเบล โดยสมการ

$$dB = 10 \log (I_1/I_2)$$

เมื่อ dB = ความเข้มเสียงสัมพัทธ์ (เดซิเบล:dB)

I_1 = ความเข้มของคลื่นที่ส่งออกไป (W/cm^2)

I_2 = ความเข้มของคลื่นที่สะท้อนกลับมา (W/cm^2)

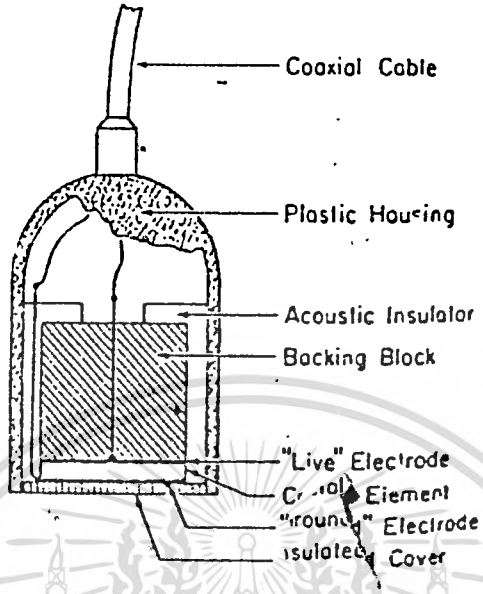
โดยหลักการทำงานจะใช้คุณสมบัติการสะท้อนของคลื่น คือเมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน จะมีคลื่นบางส่วนสะท้อนกลับมา ถ้าทราบความเร็วของคลื่นในตัวกลางนั้นก็จะสามารถทราบระยะห่างระหว่างตัวกลาง หรือความหนาของตัวกลางนั้น ๆ ได้ ในการใช้งานจริงคลื่นอุลตราซาวด์จะถูกส่งเข้าไปในร่างกายมนุษย์ ภายในร่างกายจะมีชั้นของเนื้อเยื่อต่าง ๆ หลายชั้น ดังนั้นเมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านชั้นเนื้อเยื่อเหล่านี้ ก็จะมีคลื่นสะท้อนกลับออกมา และถ้าเราทราบความเร็วของคลื่นในเนื้อเยื่อก็จะสามารถคำนวณระยะห่างหรือความกว้างของชั้นเนื้อเยื่อได้

2.2 ทรานสดิวเซอร์ (Transducer)

ทรานสดิวเซอร์ เป็นอุปกรณ์ที่ใช้เปลี่ยนพลังงานรูปแบบหนึ่งไปเป็นอีกแบบหนึ่ง โดยจะเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าไปเป็นคลื่นอุลตราซาวด์ เพื่อส่งเข้าไปในเนื้อเยื่อ และเปลี่ยนคลื่นที่สะท้อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลับมาจากเนื้อเยื่อให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อนำไปใช้ในขบวนการอื่น ๆ ต่อไป



รูปที่ 1 ลักษณะของทรานสดิวเซอร์

การทำงานของทรานสดิวเซอร์จะอาศัยหลักของสนามไฟฟ้า โดยอาศัยการเปลี่ยนขนาดของคริสตัล (crystal) และในทางกลับกันใช้การเปลี่ยนขนาดของคริสตัลมาเหนี่ยวให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าขึ้น โดยลักษณะของคริสตัล จะมีการจัดเรียงตัวของอะตอมภายในเป็นแบบไดโพล (dipole) คือมีประจุบวกและลบเรียงตัวกันอย่างมีระเบียบ เมื่อมีสนามไฟฟ้าเกิดขึ้นจากขั้วไฟฟ้าที่อยู่ด้านบนและล่างของคริสตัล จะทำให้เกิดการจัดเรียงตัวของอะตอมภายในคริสตัลใหม่ ซึ่งทำให้ขนาดของคริสตัลเปลี่ยนไป ถ้าสนามไฟฟ้าที่เข้ามามีลักษณะเป็นพัลซ์ (pulse) ก็จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของคริสตัลตามพัลซ์ที่เข้ามา

2.3 คุณสมบัติบางประการของอุลตราซาวด์

ในการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์นั้น จะใช้คุณสมบัติบางประการของคลื่นชนิดนี้นำมาช่วยวิเคราะห์ภาพที่จะเกิดขึ้น คุณสมบัติดังกล่าวได้แก่

2.3.1 การสะท้อน (reflection)

เป็นคุณสมบัติที่สำคัญสำหรับการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์ เพราะจะอาศัยคลื่นที่สะท้อนกลับมาจากเนื้อเยื่อมาสร้างภาพ ดังนั้นคลื่นที่ส่งออกไปจะต้องมีความแรงพอเพื่อที่จะสามารถรับคลื่นที่สะท้อนกลับมาได้ การสะท้อนของคลื่นในเนื้อเยื่อ ขึ้นกับปัจจัย 2 ประการ คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1) อิมพีแดนท์ที่มีภายในวัตถุทุกชนิด เมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่มีอิมพีแดนท์แตกต่างกัน จะเกิดการสะท้อนของคลื่นบางส่วนขึ้น โดยความแตกต่างระหว่างค่าอิมพีแดนท์ในตัวกลางทั้งสองจะมีผลต่อเปอร์เซ็นต์การสะท้อนกลับของคลื่นด้วย เช่น ระหว่างอากาศกับเนื้อเยื่อ ซึ่งจะมีเปอร์เซ็นต์การสะท้อนกลับสูงถึง 99.9 % ดังนั้นในการใช้งานทรานสดิวเซอร์ที่ส่งคลื่นอุลตราซาวด์เข้าไปในร่างกายจะต้องสัมผัสกับผิวหนังโดยไม่มีรอยต่อของอากาศ ซึ่งอาจทำได้โดยใช้ชั้นของน้ำมันทาบนผิวหนังก่อนเพื่อกำจัดช่องว่างของอากาศ

2) มุมตกกระทบ จากความสัมพันธ์ระหว่างมุมตกกระทบ และมุมสะท้อนคือมุมตกกระทบจะเท่ากับมุมสะท้อน ในการสร้างภาพด้วยอุลตราซาวด์จะใช้ทรานสดิวเซอร์เป็นทั้งตัวส่งคลื่น และตัวรับคลื่นสะท้อนกลับมา ดังนั้นจึงมีเงื่อนไขที่ว่ามุมตกกระทบจะต้องมีค่าไม่เกิน 3° มิฉะนั้นอาจจะจับสัญญาณสะท้อนกลับออกมาไม่ได้

2.3.2 <u>การหักเห</u> (refraction)

เมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านจากตัวกลางหนึ่งไปยังอีกตัวกลางหนึ่ง ที่มีความหนาแน่นไม่เท่ากัน จะทำให้เกิดการหักเหไปจากแนวการเคลื่อนที่เดิม โดยที่ความถี่ของคลื่นจะไม่เปลี่ยนแปลง แต่ความเร็วของคลื่นในตัวกลางใหม่จะเปลี่ยนไป ลักษณะมุมตกกระทบ และมุมหักเหจะมีความสัมพันธ์ตามกฎของสเนลล์ (Snell 's low) คือ

$$\sin O_i / \sin O_t = V_1 / V_2$$

โดย O_i = มุมตกกระทบ

O_t = มุมหักเห

V_1 = ความเร็วของคลื่นในตัวกลางที่ 1

V_2 = ความเร็วของคลื่นในตัวกลางที่ 2

นอกจากนี้แล้ว การหักเหจะทำให้พลังงานบางส่วนสูญหายไปอันเนื่องมาจากมีการสะท้อนกลับของคลื่นบางส่วน ซึ่งทำให้ความถูกต้องของภาพลดลงด้วย

2.3.3 <u>การดูดกลืนพลังงาน</u> (absorption)

การดูดกลืนพลังงานของอุลตราซาวด์ในตัวกลางเป็นผลมาจาก แรงต้านทานการเคลื่อนที่ภายในตัวกลางนั้น พลังงานของอุลตราซาวด์บางส่วนจะถูกเปลี่ยนแปลงไปเป็นพลังงานความร้อน ทำให้พลังงานของอุลตราซาวด์เมื่อเคลื่อนที่ออกไปลดลงเรื่อย ๆ ในเนื้อเยื่อความถี่ของอุลตราซาวด์กับการดูดกลืนพลังงานจะมีความสัมพันธ์กันโดยตรง กล่าวคือถ้าเพิ่มความถี่ขึ้น 2 เท่า ก็จะมีการดูดกลืนพลังงานเพิ่มขึ้น 2 เท่าด้วย ทำให้ต้องเลือกใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทรานสดิวเซอร์ให้เหมาะสม ซึ่งปัจจัยในการเลือกอาจต้องพิจารณาหลายอย่างเช่น ถ้าต้องการความละเอียดของภาพที่สร้างขึ้นก็ควรใช้ความถี่สูง แต่ถ้าต้องการความสามารถในการเคลื่อนที่เข้าไปในเนื้อเยื่อก็ควรใช้ความถี่ต่ำ เป็นต้น

นอกจากนี้ การดูดกลืนพลังงานของอุลตราซาวด์ยังสัมพันธ์กับอุณหภูมิ และลักษณะของเนื้อเยื่อด้วย เช่น ในระบบศูนย์กลางเส้นประสาท การเพิ่มอุณหภูมิจะทำให้การดูดกลืนเพิ่มมากขึ้น

2.4 การขยายสัญญาณ

สัญญาณที่ได้รับจากการสะท้อนจากเนื้อเยื่อมาที่ทรานสดิวเซอร์ มีขนาดประมาณ ไมโครโวลท์ถึงมิลลิโวลท์ เราจำเป็นต้องขยายสัญญาณ เพื่อใช้เป็นสัญญาณแสดงผลทางหลอดคาโทดของจอภาพ โดยการควบคุมอัตราการขยายสัญญาณ เพราะถ้าอัตราขยายมากไปจะทำให้สัญญาณที่ขยายมามากเกินไป แต่ถ้าอัตราขยายน้อยไป สัญญาณที่ได้ก็จะไม่ชัดเจน และเนื่องจาก สัญญาณสะท้อนที่ได้จากเนื้อเยื่อแต่ละชั้นมีขนาดใหญ่เล็กไม่เท่ากันตลอด ด้วยเหตุนี้เราจึงใช้อัตราการขยายสัญญาณแบบลอกการิทึม (logarithm) เพื่อขยายสัญญาณขนาดใหญ่ด้วยอัตราขยายค่าน้อย และขยายสัญญาณขนาดเล็กด้วยอัตราขยายค่ามาก เกณฑ์ควบคุมการขยายสัญญาณมีหน่วยเป็นเดซิเบล (dB) สามารถหาได้จากสมการ

$$\text{gain in dB} = 20 \log_{10} (V_i / V_o)$$

เมื่อ V_i = สัญญาณที่ขยายได้ (output signal)

V_o = สัญญาณที่ป้อนให้ (input signal)

เนื่องจากสัญญาณสะท้อนจากเนื้อเยื่อที่ได้รับจากทรานสดิวเซอร์ มีขนาดต่างกันไปขึ้นกับความลึกของชั้นเนื้อเยื่อที่สะท้อน สัญญาณที่สะท้อนจากเนื้อเยื่อชั้นผิวบนสุดจะมีขนาดใหญ่ที่สุดและมีขนาดเล็กลงตามลำดับตามความลึกของชั้นเนื้อเยื่อ ฉะนั้น การขยาย สัญญาณต้องควบคุมให้มีการขยายชั้นผิวบนสุดน้อยที่สุด แล้วเพิ่มอัตราการขยายตามความลึกของชั้นเนื้อเยื่อ โดยวิธีขยายสัญญาณแบบกวาด (swept gain หรือ depth-varied gain)

ดังที่กล่าวแล้วว่า ขนาดของสัญญาณสะท้อนขึ้นกับความลึกของชั้นเนื้อเยื่อที่สะท้อน เครื่องมือที่ใช้จึงต้องมีการชดเชยสัญญาณ เปลี่ยนสัญญาณด้วยอัตราขยายที่เหมาะสมค่าหนึ่งตามขนาดของสัญญาณ โดยใช้ฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาด (swept gain function) ซึ่งมีการ

1) ช่วงขยายสัญญาณสะท้อนเท่ากันทั้งหมด (overall gain level)

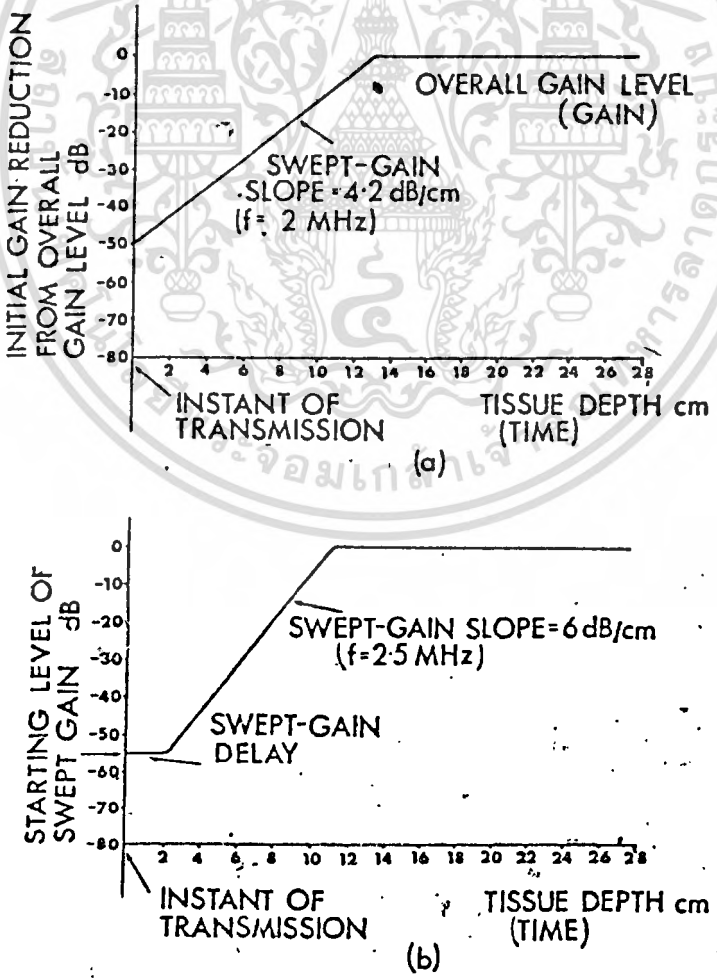
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) ช่วงเปลี่ยนอัตราการขยายสัญญาณตามช่วงเวลา หรือตามความลึกของชั้นเนื้อเยื่อ ด้วยความชันค่าหนึ่งขึ้นกับชนิดของเนื้อเยื่อ(swept-gain)

นอกจากนี้สำหรับอุปกรณ์บางชนิดจะมีช่วงที่ 3 ด้วย คือ

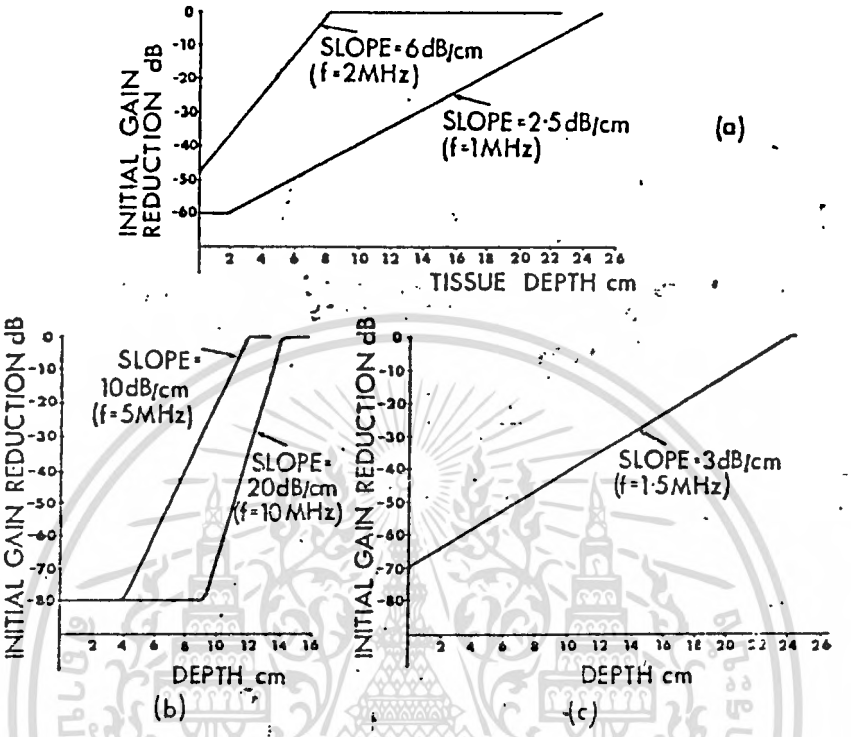
3) ช่วงหน่วงเวลา (delay time) เป็นช่วงการหน่วงเวลาสำหรับการเพิ่มอัตราการขยายสัญญาณ ช่วงเวลาที่หน่วง (ความลึกของผิวเนื้อเยื่อ) เป็นช่วงเวลาที่ใช้ในการผ่านสัญญาณเข้าไปยังผิวเนื้อเยื่อ ก่อนมีการสะท้อนกลับมา

การแสดงอัตราการขยายสัญญาณด้วยฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาด แสดงได้หลายวิธีแต่วิธีที่ง่ายที่สุด คือ แสดงเป็นกราฟในช่วงของ ระดับอัตราขยายเริ่มต้น , ช่วงหน่วงเวลาก่อนมีการเพิ่มอัตราขยาย , ช่วงการเพิ่มอัตราการขยาย และช่วงระดับอัตราขยายคงที่โดยแสดงเป็นกราฟสัมพันธ์กับเวลาและความลึกของเนื้อเยื่อ ภาพแสดงอัตราการขยาย สัญญาณด้วยฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาด ในช่วงต่างๆ ดังรูปที่ 2 และ 3



รูปที่ 2 แสดงฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาดแบบต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3 ภาพแสดงสัญญาณที่ขยายโดยใช้ฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาดแบบต่างๆ เมื่อสัญญาณที่ป้อนเข้าเหมือนกัน

ขนาดความชันของฟังก์ชันอัตราขยายแบบกวาด จะขึ้นกับความถี่ของคลื่นอุลตราซาวด์ ที่ใช้ในการส่งสัญญาณ ความลึกของเนื้อเยื่อที่ต้องการตรวจสอบ และชนิดของเนื้อเยื่อด้วย การขยายจะเป็นอย่างไรขึ้นกับการทดลองและการสรุปผลในเนื้อเยื่อแต่ละชนิด

นอกจากการขยายสัญญาณแล้ว ในบางกรณีเราต้องกำจัดสัญญาณที่ไม่ต้องการออกไปด้วย เนื่องจากสัญญาณที่สะท้อนกลับมานั้นมีจำนวนมาก ทั้งขนาดเล็กและขนาดใหญ่ สัญญาณที่มีขนาดเล็กต่ำกว่าระดับที่เราต้องการ ต้องมีการกำจัดทิ้งเพื่อการศึกษาเนื้อเยื่อเฉพาะสัญญาณที่เกี่ยว

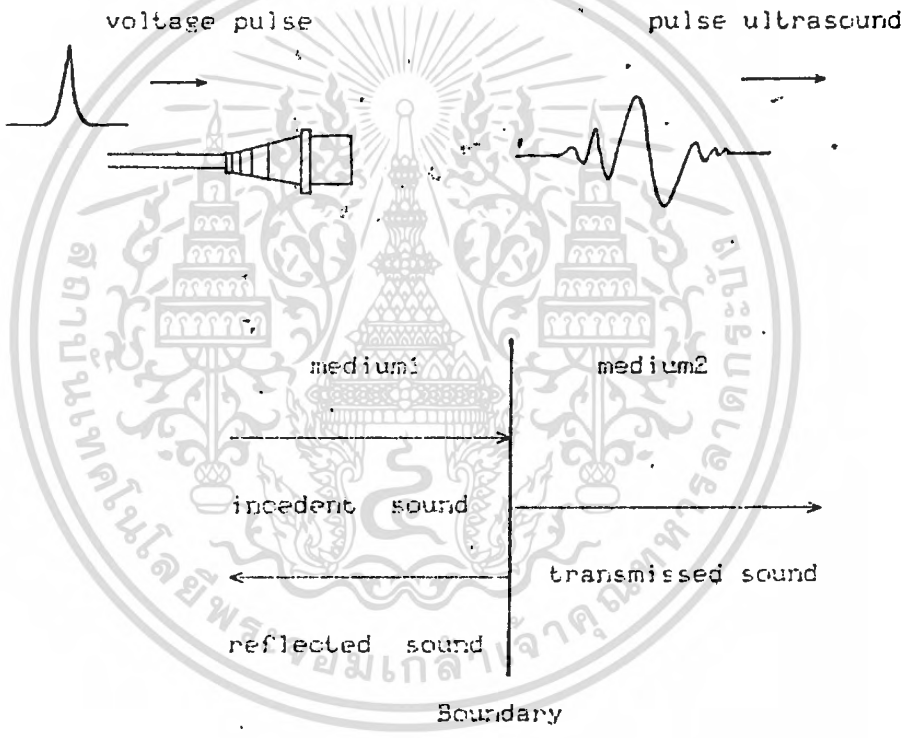
โดยไม่มีผลกระทบต่อการแสดงภาพและการศึกษาเนื้อเยื่อนักก็ควรจะเก็บสัญญาณนั้นไว้ เพราะสัญญาณที่สะท้อนกลับมาทุกลูกสามารถแสดงข้อมูลเกี่ยวกับเนื้อเยื่อที่สะท้อนนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 <u>ทฤษฎีการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์</u>

ในปัจจุบัน ใช้หลักการของการสะท้อนของพัลซ์ (pulse-echo) ซึ่งมีวิธีการอย่างคร่าวๆ ดังนี้

<u>ขั้นที่ 1</u> ส่งสัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์ (ซึ่งสามารถสร้างได้โดยทรานสดิวเซอร์) ไปยังร่างกายส่วนที่ต้องการสร้างภาพ จากคุณสมบัติที่สำคัญของคลื่นอุลตราซาวด์ คือ จะเกิดการสะท้อนกลับบางส่วน (reflection) เมื่อคลื่นนี้เคลื่อนที่ผ่านบริเวณที่มีค่าอิมพีแดนซ์ของตัวกลาง (medium) ไม่เท่ากัน โดยที่



รูปที่ 4 แสดงการเดินทางและการสะท้อนกลับบางส่วนของพัลซ์

$$\text{สัมประสิทธิ์ความเข้มของการสะท้อนกลับ IRC (Intensity Reflection Coefficient)} = \left[\frac{Z \text{ ตัวกลางที่1} - Z \text{ ตัวกลางที่2}}{Z \text{ ตัวกลางที่1} + Z \text{ ตัวกลางที่2}} \right]^2$$

ดังนั้นจะได้ว่า

สัมประสิทธิ์ความเข้มการผ่านรอยต่อ ITC (Intensity Transmission Coefficient) = 1 - IRC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเหตุ 1. สมการข้างต้นใช้ได้เฉพาะกรณีที่สัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์ตกกระทบรอยต่อในลักษณะตั้งฉากกับรอยต่อเท่านั้น

2. ค่าอิมพีแดนซ์ (Z) ของตัวกลางจะเท่ากับ ค่าความเร็วของสัญญาณ (propagation speed) คูณกับ ค่าความหนาแน่น (density) ของตัวกลาง (Z = C x d) โดยปกติจะกำหนดให้ความเร็วของสัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์ในเนื้อเยื่ออ่อน เท่ากับ 1.54 มิลลิเมตร/ไมโครวินาที

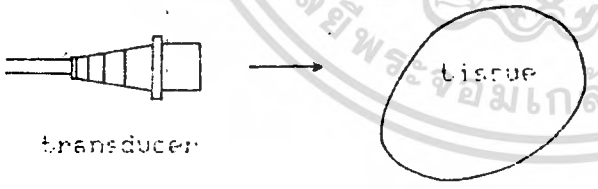
ดังนั้น ในขั้นแรกนี้จะทำการส่งสัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์ไปยังร่างกายแล้ว คลื่นจะเกิดการสะท้อนกลับบางส่วนที่บริเวณผิวเนื้อเยื่อ และภายในชั้นเนื้อเยื่อที่มีค่าอิมพีแดนซ์ต่างกัน อีกทั้งยังมีบางส่วนที่เดินทางต่อไป

<u>ขั้นที่ 2</u> สัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับ จะเป็นตัวกำหนดข้อมูลที่สำคัญในการสร้างภาพ โดยที่สัญญาณนี้จะถูกจับด้วยตัวทรานสดิวเซอร์ ดังนั้น ในการสร้างภาพตัดขวางร่างกายโดยวิธีนี้ จึงใช้ทรานสดิวเซอร์เป็นทั้งตัวรับและตัวส่งพัลซ์อุลตราซาวด์

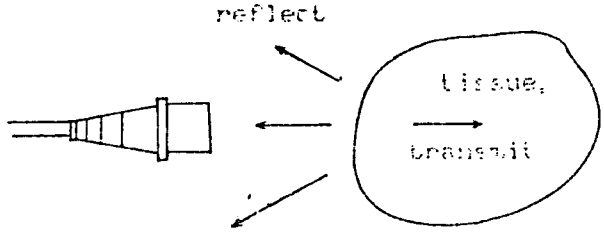
ข้อมูลที่สำคัญสำหรับใช้เป็นหลักเกณฑ์ในการสร้างภาพ คือ

1) ความเข้มของสัญญาณสะท้อนที่ตัวทรานสดิวเซอร์จับได้
2) ช่วงเวลาในการเดินทางไปกลับของสัญญาณพัลซ์สะท้อน นับจากเริ่มส่งสัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์
3) ทิศทางการส่งพัลซ์อุลตราซาวด์ของตัวทรานสดิวเซอร์

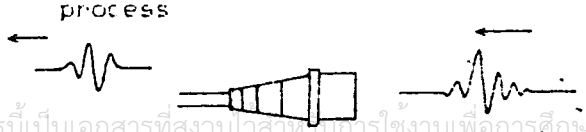
จากที่กล่าวมานี้สามารถเขียนเป็นภาพประกอบการสร้างภาพด้วยวิธีสะท้อนของพัลซ์ ดังนี้



สัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์ถูกส่งไปยัง เนื้อเยื่อ เพื่อสร้างข้อมูล (สัญญาณสะท้อน) เกี่ยวกับเนื้อเยื่อนั้น



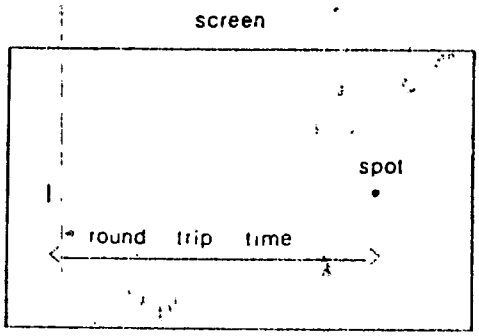
พัลซ์อุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับและกระจัดกระจายออกมาจากเนื้อเยื่อ ถูกจับด้วยทรานสดิวเซอร์



ทรานสดิวเซอร์รับสัญญาณพัลซ์สะท้อน ซึ่งจะทำให้เกิดพัลซ์โวลเตจขึ้น และส่งไปยังหน่วยประมวลผล

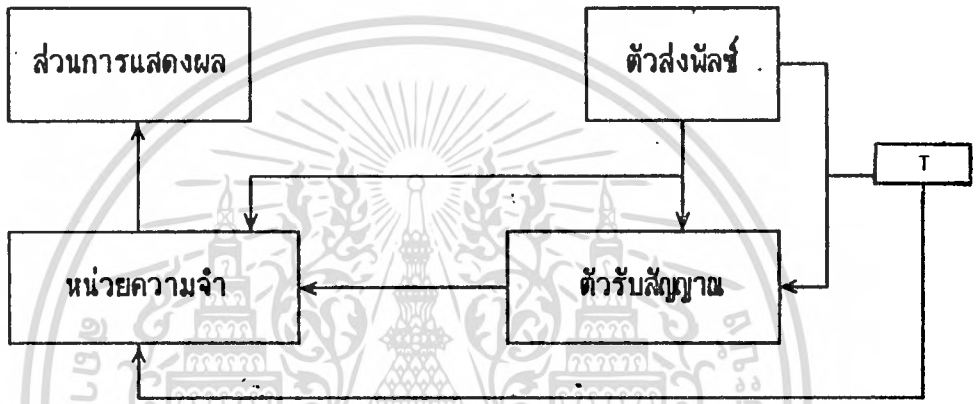
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

026876



จากนั้นก็จะสร้างจุดขึ้นมา 1 จุดที่มีความเข้มแปรผันตามความเข้มของพัลซ์สะท้อน และตำแหน่งจะขึ้นอยู่กับเวลาในการเดินทางไปกลับของสัญญาณพัลซ์ที่รับได้

ดังนั้น จากที่กล่าวมาถ้าทำการเปลี่ยนแปลงทิศทาง หรือ ทำการกวาดสัญญาณพัลซ์อุลตราซาวด์ ตลอดช่วงตัดขวางของร่างกายแล้ว ก็สามารถจะสร้างภาพตัดขวางร่างกายได้



รูปที่ 5 บล็อกไดอะแกรมของระบบการแสดงภาพของพัลซ์ที่สะท้อนกลับมา

2.6 <u>การแสดงภาพของคลื่นอุลตราซาวด์</u>

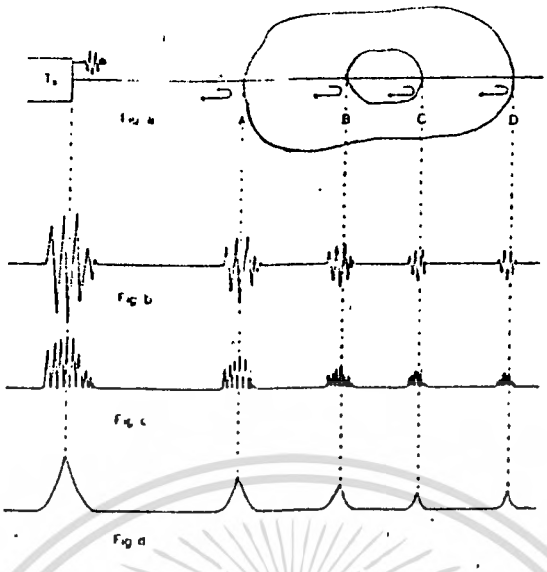
ภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์ เป็นการแสดงผลทางอิเลคทรอนิคด้วยข้อมูลที่ได้จากคลื่นที่สะท้อนกลับมา ออกบนจอภาพโทรทัศน์ คลื่นสะท้อนที่กลับมาแต่ละลูกนั้นจะได้เป็นข้อมูลขนาด 1 บิท และจะถูกแปลงเป็นหลาย ๆ บิทเพื่อสร้างภาพทางอิเลคทรอนิคขึ้น การ แสดงภาพของคลื่นอุลตราซาวด์จะเริ่มจาก การแสดงผลในลักษณะมิติเดียว หรือที่เรียกว่า การสแกนแบบเอ (A-scan) แล้วจึงปรับปรุงให้มีการเคลื่อนไหวเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย เรียกว่า การสแกนแบบ ที-เอ็ม (TM-scan) จากนั้นก็ทำการแสดงผลในลักษณะ 2 มิติ หรือเรียกว่า การสแกนแบบบี (B-scan) และส่งไปแสดงภาพในแบบเกรย์สเกลต่อไป

แต่ในที่นี้ จะขอกล่าวถึงการสแกนแบบเอ และแบบบี เท่านั้น

2.6.1 <u>การสแกนแบบเอ</u>

สัญญาณคลื่นจะถูกแสดงด้วยลักษณะเป็นปลายแหลม (spikes) พุ่งขึ้นจากเส้นระดับฐาน (baseline) ดังรูปที่ 6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6 การสแกนแบบเอ

เส้นระดับฐานจะเป็นแนวเส้นทางของคลื่นอุลตราซาวด์ ส่วนความสูงของยอดแหลมจะเป็นอัตราส่วนกับความเข้มของคลื่น กล่าวคือ ถ้าขนาดสัญญาณแรงก็จะเกิดยอดแหลมที่สูงขึ้น จะเห็นว่าการแสดงภาพในแบบนี้ จะต้องใช้พัลซ์อุลตราซาวด์ที่ส่งมาเป็นชุด ๆ แต่เพื่อให้เข้าใจง่ายเข้าจะขออธิบายจาก พัลซ์เดี่ยว เมื่อทรานสดิวเซอร์ส่งคลื่นอุลตราซาวด์ที่เป็นพัลซ์ออกมาและผ่านเข้าไปในตัวผู้ป่วย เสียงจะถูกสะท้อนกลับมายังทรานสดิวเซอร์จากแต่ละรอยต่อของชั้นเนื้อเยื่อ ซึ่งความลึกของชั้นเนื้อเยื่อจะถูกแสดงบนจอภาพ โดยเป็นอัตราส่วนกับเวลาที่คลื่นใช้ในการสะท้อนกลับ เช่น ถ้าใช้ความเร็วเสียง 1540 เมตร/วินาที ในเนื้อเยื่ออ่อน จากการคำนวณทางคณิตศาสตร์ เราก็สามารถทราบว่า ด้วยความเร็วขนาดนี้ เสียงเดินทางได้ 1 ซม. ในเวลา 6.5 ไมโครวินาที แต่เนื่องจากคลื่นจะต้องเดินทางไปกลับ ดังนั้น เมื่อคลื่นใช้เวลา 13 ไมโครวินาทีในการสะท้อนกลับมา ความลึกของชั้นเนื้อเยื่อก็จะถูกแสดงเป็น 1 ซม.

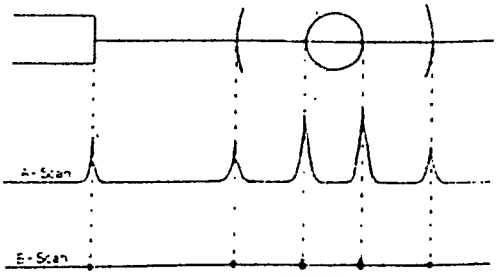
จะเห็นว่า การแสดงผลในแบบนี้จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับความลึกของโครงสร้างชั้นต่าง ๆ และขนาดแอมปลิจูดของสัญญาณคลื่นที่สะท้อนกลับมา

2.6.2 <u>การสแกนแบบบี</u>

ในการสแกนแบบอื่นนั้น จะได้ข้อมูลที่นำไปใช้ประโยชน์ในขอบเขตใดขอบเขตหนึ่งเท่านั้น แต่สำหรับการสแกนแบบบีจะสร้างภาพของเนื้อเยื่อในแนวตัดขวางขึ้น สัญญาณคลื่นที่สะท้อนกลับมาทั้งหมดถูกแสดงเป็นจุดและทรานสดิวเซอร์จะถูกเคลื่อนที่ไปจนกว่าคลื่นอุลตราซาวด์จะผ่านทั่วทั้งระนาบของร่างกาย และจากข้อมูลแอมปลิจูดที่ได้ในการสแกนแบบเอ จะถูกนำมาใช้ในการสแกนแบบนี้ด้วย โดยแต่ละยอดแหลมจากการแสดงแบบเอจะถูกแลดงเป็นจุดสว่างในแนวเส้นตรงแทน ถ้าแอมปลิจูดขนาดใหญ่ขึ้น ก็จะได้จุดที่มีความสว่างมากขึ้นตามไป

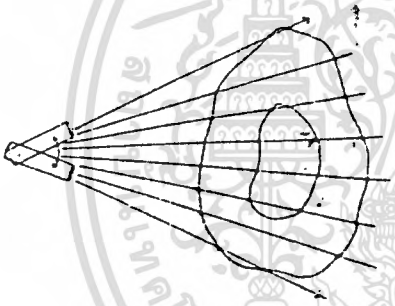
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้วย ดังรูปที่ 7

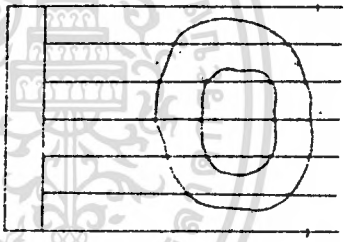


รูปที่ 7 การสแกนแบบบี

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่า การสแกนแบบนี้จะต้องส่งคลื่นออกไปทั่วทั้งระนาบของร่างกาย ดังนั้น จึงมีรูปแบบการสแกนที่ใช้กันทั่วไปอยู่ 2 แบบ คือ แบบเซคเตอร์ (sector scan) และแบบเส้นตรง (linear scan) ดังรูปที่ 8.1 และ 8.2



รูปที่ 8.1 การสแกนแบบเซคเตอร์



รูปที่ 8.2 การสแกนแบบเส้นตรง

ทุก ๆ จุดในแนวการสแกนเมื่อเจอรอยต่อชั้นหนึ่ง ก็จะเกิดจุดสว่างขึ้นจุดหนึ่ง และจุดสว่างต่าง ๆ ในแนวการสแกนแต่ละเส้นจะถูกนำมาต่อ ๆ กัน ทำให้เกิดเป็นภาพในแนวตัดขวางขึ้น

2.7 การใช้งานการ์ด ดีที-2827 (DT-2827)

เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากวงจรสร้างคลื่นอุลตราซาวด์จะถูกนำไปใช้ประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์ และสัญญาณนี้เป็นสัญญาณอนาลอก จึงจำเป็นต้องมีส่วนที่แปลงสัญญาณอนาลอกไปเป็นสัญญาณดิจิตอล ในโครงงานนี้จึงเลือกใช้การ์ด ดีที-2827 ซึ่งทำงานโดยอาศัยการสั่งงานผ่านรีจิสเตอร์ต่าง ๆ ซึ่งมีจำนวนทั้งหมด 8 ตัว ควบคุมโดยใช้พอร์ท 8 พอร์ท โดยสามารถตั้งค่าได้ว่าพอร์ทแรกซึ่งเป็นพอร์ทฐานจะเริ่มที่แอดเดรส (address) อะไร พอร์ทแต่ละพอร์ทจะคุมรีจิสเตอร์แต่ละตัวซึ่งมี ขนาด 16 บิท แต่ละบิทของรีจิสเตอร์จะแสดงถึงข้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มูลต่าง ๆ ที่ใช้ในการสั่งงาน หรือเป็นผลการทำงานของบอร์ด

2.7.1 <u>รายละเอียดของรีจิสเตอร์</u> ที่สำคัญ มีดังนี้

1) รีจิสเตอร์ควบคุมสถานะ A/D (ADCSR)

เป็นรีจิสเตอร์ที่สามารถเขียน และอ่านค่าได้ รีจิสเตอร์ตัวนี้จะต่อกันควบคุม การแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล โดยมีตำแหน่งอยู่ที่ แอดเดรสฐาน แต่ละบิทของรีจิสเตอร์จะแสดงข้อมูลดังนี้

- บิท 15 ชื่อ A/D Error (A/DERR) เป็นบิทแสดงข้อผิดพลาดของการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล โดยถ้ามีข้อผิดพลาดขึ้น บิทนี้จะถูกเซตเป็น 1
- บิท 14-10 เป็นบิทที่สำรองไว้ ไม่ได้ใช้แสดงข้อมูลอะไร จะมีสถานะเป็น 1 เสมอ และข้อมูลที่เขียนไปที่บิทเหล่านี้จะไม่มีผล
- บิท 9 ชื่อ A/D Clock Enable (ADCLK) เป็นบิทที่ใช้สั่งงานให้เริ่มทำการแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิตอล โดยสถานะเป็น 1 จะหมายถึงให้เริ่มทำการ แปลงสัญญาณ
- บิท 8 ชื่อ Multiplexer Busy (MUXBUSY) แสดงถึงสถานะของมัลติเพลกเซอร์ (multiplexer) โดยถ้าบิทนี้ถูกเซตจะแสดงว่าขณะนี้มัลติเพลกเซอร์ยังถูกเซตค่าอยู่ ถ้ามีการแปลงสัญญาณในช่วงนี้จะทำให้เกิดข้อผิดพลาดขึ้น และทำให้บิท A/D ERR ถูกเซตด้วย แต่ถ้าบิทที่ 8 นี้อยู่ในสถานะ 0 แสดงว่าพร้อมที่จะทำการแปลงสัญญาณแล้ว บิทที่ 8 นี้จะเป็นบิทที่สามารถอ่านค่าได้อย่างเดียว
- บิท 7 ชื่อ A/D Done (A/DDONE) แสดงถึงสถานะสำเร็จของการแปลงสัญญาณ โดยจะมีสถานะเป็น 1 หมายถึงเสร็จสิ้นการแปลงสัญญาณ
- บิท 6 ชื่อ Interrupt on A/D Done (IA/DDON) เป็นบิทที่สามารถอ่าน และเขียนได้ เมื่อบิทนี้ถูกเซ็ทจะทำให้มีการอินเทอร์รัพไปที่หน่วยประมวลผลกลาง (central processing unit : CPU) เมื่อการแปลงสัญญาณเสร็จสิ้น
- บิท 5-4 ชื่อ Gain Select (GS) เป็นบิทที่สามารถอ่านและเขียนได้ โดยค่าของทั้งสองบิทนี้จะเป็นตัวบอกว่าอัตราขยายของสัญญาณก่อนจะแปลง
- บิท 3-0 ชื่อ Channel Select (CHAN) ใช้เลือกว่าจะใช้ช่องสัญญาณไหน ในการแปลงสัญญาณ

2) รีจิสเตอร์ควบคุมสถานะของ Channel-Gain List (CHANCSR)

เป็นรีจิสเตอร์ที่ควบคุม และตรวจสอบการทำงานของบอร์ดในการจัดการค่าสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสาร[illegible]ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ในเชิงพาณิชย์ หรือเพื่อการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่แปลงได้หรือต้องการจะแปลง ให้อยู่ในหน่วยความจำอย่างถูกต้อง ตำแหน่งของรีจิสเตอร์นี้จะอยู่ที่แอดเดรสฐาน + 2 แต่ละบิทของรีจิสเตอร์จะแสดงข้อมูลดังนี้

- บิท 15 ชื่อ Load List Enalble (LLE) เมื่อบิทนี้ถูกเซต จะสามารถใส่ค่าหน่วยความจำที่จะนำสัญญาณที่แปลงได้ไปใส่ หรืออ่านค่าสัญญาณที่ต้องการแปลงได้ โดยจะอ่านเป็นรายการ (list) ของหน่วยความจำเข้ามา
- บิท 14-12 เป็นบิทสำรองไว้ ไม่ได้ใช้งาน
- บิท 11-8 ชื่อ Present List Address (PRESLA) ค่าของบิทเหล่านี้จะบอกว่าหน่วยความจำต่อไปในรายการที่จะถูกนำมาใช้คืออันไหน
- บิท 7-4 ไม่ได้ใช้งาน
- บิท 3-0 ชื่อ Number of RAM Entries (NUMB) จะเก็บจำนวนค่าว่ามีค่าหน่วยความจำในรายการอยู่เท่าไร

3) รีจิสเตอร์ข้อมูล A/D (ADDAT)

เป็นรีจิสเตอร์ที่อ่านค่าได้อย่างเดียว โดยจะมีข้อมูลที่ได้จากการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลเก็บอยู่เป็นข้อมูลขนาด 16 บิท ตำแหน่งของรีจิสเตอร์อยู่ที่ตำแหน่งแอดเดรสฐาน + 4 ถ้าใช้อ้างอิงในลักษณะที่สัญญาณมีทั้งบวก และลบ (bipolar) ค่ามากสุดของสัญญาณจะเป็นค่า 07FFFh ทำให้มีช่วงของค่าข้อมูลที่แปลงมาอยู่ในช่วง -32765 ถึง 32767

4) รีจิสเตอร์ควบคุมสถานะ D/A (DACSR)

เป็นรีจิสเตอร์ที่อ่านและเขียนค่าได้ ทำหน้าที่ติดต่อ และควบคุมการแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก มีตำแหน่งอยู่ที่แอดเดรสฐาน + 6 แต่ละบิทของรีจิสเตอร์จะมีความหมายดังนี้

- บิท 15 ชื่อ D/A Error (D/AERR) ทำหน้าที่แสดงข้อผิดพลาดของการแปลงสัญญาณจากดิจิตอลเป็นอนาลอก สถานะปกติคือ 0
- บิท 14-10 ไม่ได้ใช้
- บิท 9 ชื่อ Y Channel Select (YSEL) ใช้สำหรับเลือกว่าช่องทางใดจะเป็นช่องทางรับข้อมูล โดยถ้าบิทนี้ถูกเซ็ตช่องทาง Y จะถูกเลือก แต่ถ้าถูกรีเซ็ตช่องทาง X จะถูกเลือก
- บิท 8 ชื่อ Single Channel Select (SSEL) เป็นบิทที่ใช้เลือกว่าจะใช้ช่องทางทั้งสองทาง หรือใช้ช่องทางเดียว ถ้าบิทนี้มีค่าเป็น 0 แสดงว่ามีการทำงานแบบช่องทางคู่ (dual channel) แต่ถ้ามีค่าเป็น 1 แสดงว่าใช้ในแบบช่องทางเดียว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(single channel) ซึ่งค่าของบิท YSEL จะบอกว่าเป็นช่องทาง X หรือ Y

- บิท 7 ชื่อ DAC Ready (DACRDY) ใช้บอกสถานะสำเร็จของการแปลงสัญญาณจากดิจิตอลเป็นอนาลอก โดยถ้าบิทนี้มีค่าเป็น 1 แสดงว่าทำงานสำเร็จ และพร้อมที่จะรับค่าดิจิตอลตัวใหม่แล้ว
- บิท 6 ชื่อ Interrupt on D/A Ready (ID/ARDY) ถ้าเซตค่าให้บิทนี้เป็น 1 จะทำให้เกิดอินเทอร์รัพไปที่หน่วยประมวลผลกลางเมื่อการแปลงสัญญาณทำสำเร็จ แต่ถ้าเป็น 0 จะไม่มีการอินเทอร์รัพ
- บิท 5 ชื่อ D/A Clock Enable (DACLK) เมื่อเซ็ตค่าบิทนี้ให้เป็น 1 หมายความว่าให้เริ่มทำการแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก
- บิท 4-2 ไม่ได้ใช้
- บิท 1 ชื่อ DIO High Byte Output Enable (HBOE) ถ้าบิทนี้มีค่าเป็น 1 แสดงว่าไบท์สูงของพอร์ท DIO เป็นผลลัพธ์ดิจิตอล (digital output) แต่ถ้าบิทนี้มีค่าเป็น 0 แสดงว่าไบท์สูงของพอร์ท DIO เป็นข้อมูลดิจิตอลเข้า (digital input)
- บิท 0 ชื่อ DIO Low Byte Output Enable (LBOE) ถ้ามีค่าเป็น 1 จะทำให้ไบท์ต่ำของพอร์ท DIO เป็นผลลัพธ์ดิจิตอล แต่ถ้าบิทนี้มีค่าเป็น 0 หมายความว่าไบท์ต่ำของพอร์ท DIO เป็นข้อมูลดิจิตอลเข้า

5) รีจิสเตอร์ข้อมูล D/A (DADAT)

เป็นรีจิสเตอร์ที่เขียนได้อย่างเดียว โดยข้อมูลดิจิตอลที่ต้องการจะแปลงเป็นอนาลอกจะต้องถูกใส่ไว้ในรีจิสเตอร์ตัวนี้ก่อน แล้วจึงจะแปลงออกไป ตำแหน่งของรีจิสเตอร์อยู่ที่แอดเดรสฐาน + 8

6) รีจิสเตอร์ข้อมูล DIO

เป็นรีจิสเตอร์ที่สามารถอ่านและเขียนได้ ทำหน้าที่รับข้อมูลดิจิตอลที่จะแปลงไปเป็นอนาลอก หรือรับข้อมูลดิจิตอลที่แปลงจากอนาลอกมาแล้ว ทิศทางของข้อมูลใน พอร์ท DIO นี้จะเป็นไปตามการตั้งค่าไว้โดยรีจิสเตอร์ DASCR บิท 0 และ 1 ตำแหน่งของรีจิสเตอร์นี้อยู่ที่แอดเดรสฐาน + 10

7) รีจิสเตอร์ควบคุม / สถานะ ของซุปเปอร์ไวเซอรี (Supervisory Control/Status Register (SUPCSR))

เป็นรีจิสเตอร์ที่อ่านและเขียนค่าได้ ต่อกับส่วนควบคุมของบอร์ด ซึ่งทำหน้าที่ควบคุมลักษณะการทำงานของบอร์ดเช่น การตั้งค่าเริ่มต้นใหม่ การเลือกทำ DMA ตำแหน่งของรีจิสเตอร์อยู่ที่แอดเดรสฐาน + 12 แต่ละบิทของรีจิสเตอร์จะมีความหมายดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- บิท 15 ชื่อ DMA Done (DMAD) เมื่อบิทนี้มีค่าเป็น 1 แสดงว่าบอร์ดทำการย้ายข้อมูลโดย DMA สำเร็จแล้ว
- บิท 14 ชื่อ Interrupt on Error (ERRINTEN) เมื่อให้ค่าบิทนี้เป็น 1 จะทำให้มีอินเทอร์รัพเกิดขึ้นถ้าเกิดข้อผิดพลาดขึ้น ไม่ว่าในการแปลงจากสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล หรือจากสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาลอก
- บิท 13 ชื่อ Clear DMA Done (CLRDMADNE) ถ้าเขียนค่าบิทนี้เป็น 1 จะเป็นการรีเซตค่าบิท DMAD ให้เป็น ø
- บิท 12 ชื่อ Dual DMA (DDMA) ถ้าให้ค่าบิทนี้เป็น 1 แสดงว่าจะใช้งาน DMA แบบ 2 ช่องทาง โดยเมื่อทำ DMA ของช่องทางแรกสำเร็จแล้ว จะเริ่มทำของช่องทางที่ 2 ทันที
- บิท 11-1ø ชื่อ DMA Select (DS) บิททั้งสองนี้จะบอกว่าต้องการทำงานในแบบใด คือ ไม่มี DMA หรือมี DMA ถ้ามีจะเป็น DMA แบบไหน
- บิท 9 ชื่อ Buffer B (BUFFB) บิทนี้จะบอกว่าในการทำ DMA จะใช้บัฟเฟอร์ (buffer) ใด ถ้าบิทนี้มีค่าเป็น 1 แสดงว่าเลือกบัฟเฟอร์ 2 คือบัฟเฟอร์ B แต่ถ้าเป็น ø แสดงว่าเลือกบัฟเฟอร์ 1 คือบัฟเฟอร์ A
- บิท 8 ชื่อ Scan Done (SCDN) เมื่อบิทนี้มีค่าเป็น 1 แสดงว่าการทำ A/D สแกนสำเร็จ
- บิท 7 ชื่อ DAC Single Conversion (DACON) ถ้าให้ค่าเป็น 1 จะทำให้เกิด D/A แบบเดี่ยว (single D/A conversion) และถ้าใช้งานในแบบโปรแกรมอินพุทเอาท์พุท (programed I/O mode) จะสามารถทำ D/A ขณะที่ทำ A/D แบบ DMA ได้
- บิท 6 ชื่อ A/D Initialize (ADINIT) ถ้าเขียนค่า 1 ไปที่บิทนี้จะทำให้เกิดการรีเซตบิท A/DERR และมีการรีเซตค่าบัฟเฟอร์ข้อมูลของ A/D ด้วย
- บิท 5 ชื่อ D/A Initialize (DACINIT) ถ้าเขียนค่า 1 ไปที่บิทนี้จะทำให้เกิดการรีเซตบิท D/AERR และมีการรีเซตค่าบัฟเฟอร์ข้อมูลของ D/A
- บิท 4 ชื่อ Preload Multiplexer (PRLD) เมื่อเซตบิทนี้เป็น 1 จะทำให้มีการใส่ค่าช่องทางแรกของ A/D ให้กับมัลติเพลกเซอร์ ถ้าไม่มีการพรีโหลดมัลติเพลกเซอร์ การทำงานจะไม่สำเร็จ
- บิท 3 ชื่อ Software Trugger (STRIG) เมื่อมีการเขียนค่า 1 ไปที่บิทนี้แสดงว่า ให้เริ่มทำการแปลงสัญญาณได้
- บิท 2 ชื่อ External Trigger Enable (XTRIG) ถ้าบิทนี้ให้ค่าเป็น 1 แสดงว่าการเริ่มต้นทำการแปลงสัญญาณจะมีสัญญาณทริกมาจากวงจรภายนอก โดยจะต่อกับขา 49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- บิท 1 ชื่อ External Clock Enable (XCLK) เมื่อบิทนี้ถูกเซตเป็น 1 แสดงว่าสัญญาณคล็อกที่ใช้จะมาจากภายนอกบอร์ด ถ้าบิทมีค่าเป็น 0 แสดงว่าจะใช้คล็อกภายในของบอร์ดเอง
- บิท 0 ชื่อ Board Initialization (BDINIT) ถ้าเขียนค่า 1 ไปที่บิทนี้จะทำให้บิทต่าง ๆ ที่แสดงข้อผิดพลาดถูกเคลียร์ทั้งหมด เป็นการเริ่มต้นการทำงานของบอร์ดใหม่

8) Pacer Clock Register (TMRCTR)

เป็นรีจิสเตอร์ที่อ่านและเขียนค่าได้ จะเก็บค่าจำนวนนับที่จะใส่เข้าไปในส่วนสัญญาณนาฬิกาของบอร์ด (pacer clock circuit) เพื่อเป็นค่าจำนวนนับของการแปลงสัญญาณ ตำแหน่งของรีจิสเตอร์อยู่ที่แอดเดรสฐาน + 15 บิทต่าง ๆ ของรีจิสเตอร์จะมีความหมายดังนี้

- บิท 15-12 ไม่ได้ใช้โดยจะมีค่าเป็น 1
- บิท 11-8 ชื่อ Prescaler Select Bits จะเป็นบิทที่ใช้สำหรับเลือกค่าพรีเกล ที่จะนำไปใช้ประกอบการคำนวณหาค่าตัวนับ (counter) สำหรับสัญญาณนาฬิกาของบอร์ด
- บิท 7-0 เป็นบิทจำนวนนับ

สำหรับค่าของบิทพรีสเกล และค่าของบิทจำนวนนับจะต้องมีการคำนวณร่วมกันโดยใช้สูตรดังนี้

$$X = 255 - ((4{,}000{,}000 / 2^N) / F)$$

เมื่อ X = ค่าจำนวนนับบิท 7 - 0

N = ค่าพรีสเกลบิท 11 - 8

F = ค่าความถี่สุ่ม (sampling frequency) ที่ต้องการในหน่วยเฮิร์ทซ์

2.7.2 <u>การทำงานแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอลในแบบช่องการสื่อสาร DMA เดียว</u>

ในการทำงานแบบ DMA ช่องทางเดียวนี้ สามารถจะทำการแปลงสัญญาณได้สูงสุด 64 กิโลไบท์ โดยจำนวนสัญญาณที่ถูกแปลงมานี้จะสามารถกำหนดได้ว่ามีจำนวนเท่าไร การย้ายข้อมูลจากบอร์ดไปยังหน่วยความจำจะถูกทำอย่างอัตโนมัติโดยวงจร DMA โดยการเคลื่อนย้ายข้อมูลนี้จะทำจนกระทั่ง บัฟเฟอร์ที่ผู้ใช้จองไว้ถูกใส่ข้อมูลจนเต็ม ขั้นตอนในการโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บอร์ดให้ทำงานในโหมดนี้เป็นดังนี้

1) ใส่ค่ารีจิสเตอร์ TMRCTR ด้วยค่าที่ต้องการให้เกิดตัวนับตามค่าความถี่สุ่มที่ต้องการใช้ โดยค่าสัญญาณนาฬิกาจะเป็นสัญญาณนาฬิกาของบอร์ดเอง

2) ใส่ค่ารีจิสเตอร์ SUCSR ด้วยค่าบิทต่อไปนี้

- บิท 13 = 1 เพื่อลบค่าแฟลกการทำ DMA
- บิท 9 = 1 เพื่อเลือกบัฟเฟอร์ B สำหรับการทำ DMA
- บิท 6 = 1 เพื่อเป็นการอิทนีเชียล A/D และวงจร DMA

3) ใส่ค่ารีจิสเตอร์ CHANCSR ด้วยค่าบิท

- บิท 15 = 1 เพื่อให้อ่านค่ารายการช่องทางของบัฟเฟอร์
- บิท 3 - 0 = 0000 เพื่อแสดงจำนวนเริ่มต้นของหน่วยความจำ

4) ใส่ค่ารีจิสเตอร์ ADCSR ด้วยค่า

- บิท 9 = 1 เพื่อสั่งให้ส่งสัญญาณนาฬิกาไปที่ส่วน A/D
- บิท 6 = 1 เพื่อสั่งให้เกิดอินเทอร์รัพเมื่อทำ A/D สำเร็จ
- บิท 5-4 ค่าอัตราขยายที่ต้องการ
- บิท 3-0 ช่องทางที่ต้องการ

5) ใส่ค่า 0 ไปที่บิท 15 ของ CHNCSR เพื่อไม่อนุญาติให้เขียนค่าลงในหน่วยความจำเกินกว่าที่กำหนด

6) ใส่ค่า SUPCSR ด้วยค่า

- บิท 14 = 1 สั่งให้เกิดอินเทอร์รัพเมื่อมีข้อผิดพลาด
- บิท 13 = 0 เพื่อลบแฟลกการทำ DMA สำเร็จ
- บิท 12 = 0 เลือกทำ DMA ช่องทางเดียว
- บิท 11 - 10 = 01 เลือกการทำงานแบบ DMA A/D
- บิท 4 = 1 เพื่อพรีโหลดค่ามัลติเพลกเซอร์
- บิท 3 = 0 ให้เริ่มทำการแปลงสัญญาณโดยใช้ซอฟแวร์ทริก
- บิท 1 = 0 ให้ใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายในบอร์ด

บิทอื่นที่ไม่ได้กำหนดมาให้มีค่าตามเดิม

7) คอยตรวจสอบบิท MUXBUSY ของรีจิสเตอร์ ADCSR จนกว่าจะมีค่าเป็น 0 ซึ่งหมายความว่ามัลติเพลกเซอร์ตั้งค่าเรียบร้อยแล้ว ต่อจากนี้ไปบอร์ดก็พร้อมที่จะเริ่มทำการแปลงสัญญาณ สั่งให้เริ่มทำการแปลงสัญญาณโดยให้ค่าไปที่รีจิสเตอร์ SUPCSR โดยบิทที่ 14 เป็น 1 หมายถึงให้อินเทอร์รัพเมื่อเกิดข้อผิดพลาด และให้บิทที่ 3 เป็น 1 คือให้เริ่มทำการแปลงสัญญาณ หลังจากทำคำสั่งนี้บอร์ดจะเริ่มแปลงสัญญาณอนาลอกจากช่องทางที่เลือกไปเป็นข้อมูลดิจิตอลในบัฟเฟอร์จนกว่าจะเต็มบัฟเฟอร์

8) เมื่อเสร็จการทำการแปลงสัญญาณจะมีอินเทอร์รัพไปที่หน่วยประมวลผลกลางเป็นอิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เทอร์รัพหมายเลข 0x77h ซึ่งโปรแกรมของผู้ใช้ต้องมีการดักอินเทอร์รัพหมายเลขนี้เอง แล้วตรวจว่าเป็นการอินเทอร์รัพเพราะเกิดข้อผิดพลาด หรือเพราะทำงานสำเร็จ ต่อจากนั้นก็เป็นส่วนของผู้ใช้เองที่จะจัดการกับข้อมูลในบัฟเฟอร์

9) เมื่อต้องการจะทำการแปลงสัญญาณอีกครั้งในช่องทางเดิม ให้ทำตามขั้นตอนเดิมซ้ำตั้งแต่ข้อ 6 ถ้าต้องการทำการแปลงสัญญาณแบบ DMA ช่องทางเดียวแต่ในช่องทางอื่นให้เริ่มทำตามขั้นตอนเดิมตั้งแต่ขั้นที่ 2

2.7.3 <u>การตั้งค่าสำหรับควบคุม DMA</u>

ในการใช้งาน DMA จะต้องมีการโปรแกรมค่าต่าง ๆ ให้กับส่วนควบคุมของ DMA ก่อน เพื่อเลือกลักษณะการทำงาน สิ่งที่ต้องมีการโปรแกรมให้กับส่วนควบคุมคือ

1) ค่าเพจของหน่วยความจำ (DMA page memory) เพื่อกำหนดว่าหน่วยความจำที่เป็นบัฟเฟอร์ของ DMA อยู่ในเพจใดของหน่วยความจำทั้งหมด ค่าหมายเลขเพจ จะแทนค่าของจำนวนในสายบัสแอดเดรส 4 บิทบน ดังนั้นแต่ละเพจจึงมีขนาด 64 กิโลไบท์ ค่าที่เป็นไปได้ของเพจจะอยู่ระหว่าง 0 ถึง 124 ซึ่งเป็นเพจสูงสุดของการอ้างหน่วยความจำได้ 16 เมกะไบท์

2) ค่าแอดเดรสฐานของหน่วยความจำ (DMA base address) เป็นแอดเดรสเริ่มต้นของหน่วยความจำที่เป็นบัฟเฟอร์ในเพจ ค่าแอดเดรสฐานนี้จะเป็นจำนวนในสายบัสแอดเดรส 16 บิทล่างซึ่งอ้างถึงหน่วยความจำภายใน 64 กิโลไบท์

3) ค่านับจำนวนเวิร์ด (DMA word count) เป็นค่าตัวนับที่มีหน่วยเป็นเวิร์ด หรือ 2 ไบท์ของข้อมูลที่ต้องการจะเคลื่อนย้ายโดยการใช้วิธี DMA

4) โหมดในการทำงาน (DMA mode) เป็นการเลือกคุณสมบัติของการทำ DMA เช่นช่องทางในการเคลื่อนย้ายข้อมูล ทิศทางของการเคลื่อนย้าย

5) มาร์คของ DMA (DMA mask) ก่อนที่จะมีการทำ DMA ได้จะต้องมีการตั้งค่ามาร์คของ DMA ก่อน จึงจะสามารถเคลื่อนย้ายข้อมูลโดย DMA ได้

ข้อมูลต่าง ๆ สำหรับโปรแกรมการทำงานของ DMA นี้จะส่งไปที่ส่วนควบคุมของ DMA โดยผ่านทางรีจิสเตอร์ของ DMA ซึ่งจะมีตำแหน่งอยู่ที่พอร์ทแอดเดรสต่าง ๆ ดังตารางที่ 1 ในภาคผนวก โดยจากตารางจะมีเบอร์พอร์ทของรีจิสเตอร์ต่าง ๆ คือ เพจรีจิสเตอร์ แอดเดรสฐานรีจิสเตอร์ และรีจิสเตอร์ของตัวนับ ซึ่งจะมีทั้งหมด 9 พอร์ทสำหรับ 3 ช่องทาง คือช่องทางที่ 5 , 6 และ 7

สำหรับรีจิสเตอร์ไบท์พอยท์เตอร์ฟลิบฟลอบ (byte pointer flip/flop) จะต้องถูกเขียนค่าใด ๆ ไปก่อนที่จะทำการเขียนค่าสำหรับรีจิสเตอร์ตัวอื่น เพื่อเป็นการบอกว่าไบท์แรกที่เขียนไปที่รีจิสเตอร์เหล่านั้นเป็นไบท์ต่ำ ไบท์ถัดไปจึงเป็นไบท์สูง เพราะรีจิสเตอร์ทั้งหมดเป็นรีจิสเตอร์ขนาด 1 ไบท์ ส่วนค่าที่จะโปรแกรมไปที่โหมดรีจิสเตอร์จะเป็นไปตาม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2 ในภาคผนวก

2.8 การใช้การ์ดทาร์กา เอ็ม8 (TARGA M8)

ในการติดต่อระหว่างคอมพิวเตอร์ กับ จอโทรทัศน์ที่จะแสดงภาพนั้น จำเป็นต้องมีส่วนอินเตอร์เฟสเชื่อมต่อระหว่าง 2 ส่วนนี้ สำหรับโครงงานจึงเลือกใช้การ์ดทาร์กา เอ็ม8 มาช่วยในการติดต่อ

รีจิสเตอร์ที่สำคัญ ใช้ในการควบคุมการทำงานของทาร์กา เอ็ม8 เป็นดังนี้

1) รีจิสเตอร์ควบคุม (control register) ใช้ควบคุมการทำงานทั้งหมดของการ์ดทาร์กา เอ็ม8
2) รีจิสเตอร์สูงสุดของ เอ็ม8 (M8 Top register) ใช้อ้างถึงตำแหน่งในหน่วยความจำส่วน อินพุท / เอาท์พุท และใช้ดูตารางค้นหา (look-up table) เลือกอินพุทที่จะทำงาน และควบคุมโหมดการแสดงภาพ
3) รีจิสเตอร์สำหรับการแสดงภาพ (display register) มีขนาด 9 บิท เป็นจำนวน 22 ตัว ใช้เพื่อการสร้างภาพ

นอกจากนั้น ยังมีรีจิสเตอร์อื่น ๆ อีกที่ทำงานร่วมกันในการควบคุมการ์ดทาร์กา เอ็ม8 แสดงดังตารางที่ 3 ในภาคผนวก

เนื่องจากการใช้งานการ์ดทาร์กา เอ็ม8 ต้องติดต่อกับหน่วยความจำส่วนแสดงภาพ ตำแหน่งต่าง ๆ บนจอภาพจะมีหน่วยความจำสำหรับเฉพาะจุด ซึ่งต้องคำนวณหาตำแหน่งของหน่วยความจำ โดยเทียบกับเลขแถวและหลักทางจอภาพ

หน่วยความจำแสดงภาพของการ์ดมีทั้งหมด 256 กิโลไบท์ ต้องใช้จำนวน 18 บิท ในการแสดงตำแหน่งของหน่วยความจำ แต่ออฟเซทของหน่วยความจำมีขนาดเพียง 16 บิท จึงจำเป็นต้องมีบิทเพิ่ม โดยการแบ่งหน่วยความจำเป็นเพจขนาด 32 กิโลไบท์ ดังนั้น การอ้างตำแหน่งในหน่วยความจำจึงใช้ รีจิสเตอร์เลือกเพจช่วย 3 บิท และใช้ออฟเซทของหน่วยความจำ 15 บิท และบิทสูงสุดของออฟเซทจะเป็นบิทกำหนดการเลือกเพจ

ข้อกำหนดเบื้องต้นที่ใช้ในการแสดงภาพอุลตราซาวด์ในโครงงานนี้ คือ

- ขนาดจอ 256 x 256 จุด
- อัตราขยาย = 1x
- แสดงภาพในโหมดของหน่วยความจำ
- ภาพขาว-ดำ ระดับความเข้มอยู่ในช่วง 0-255
- สร้างสัญญาณนาฬิกาใช้เอง ไม่ติดต่อกับเครื่องวิดีโอภายนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
หลักการสร้างภาพ

3.1 การจำลองคลื่นอุลตราซาวด์

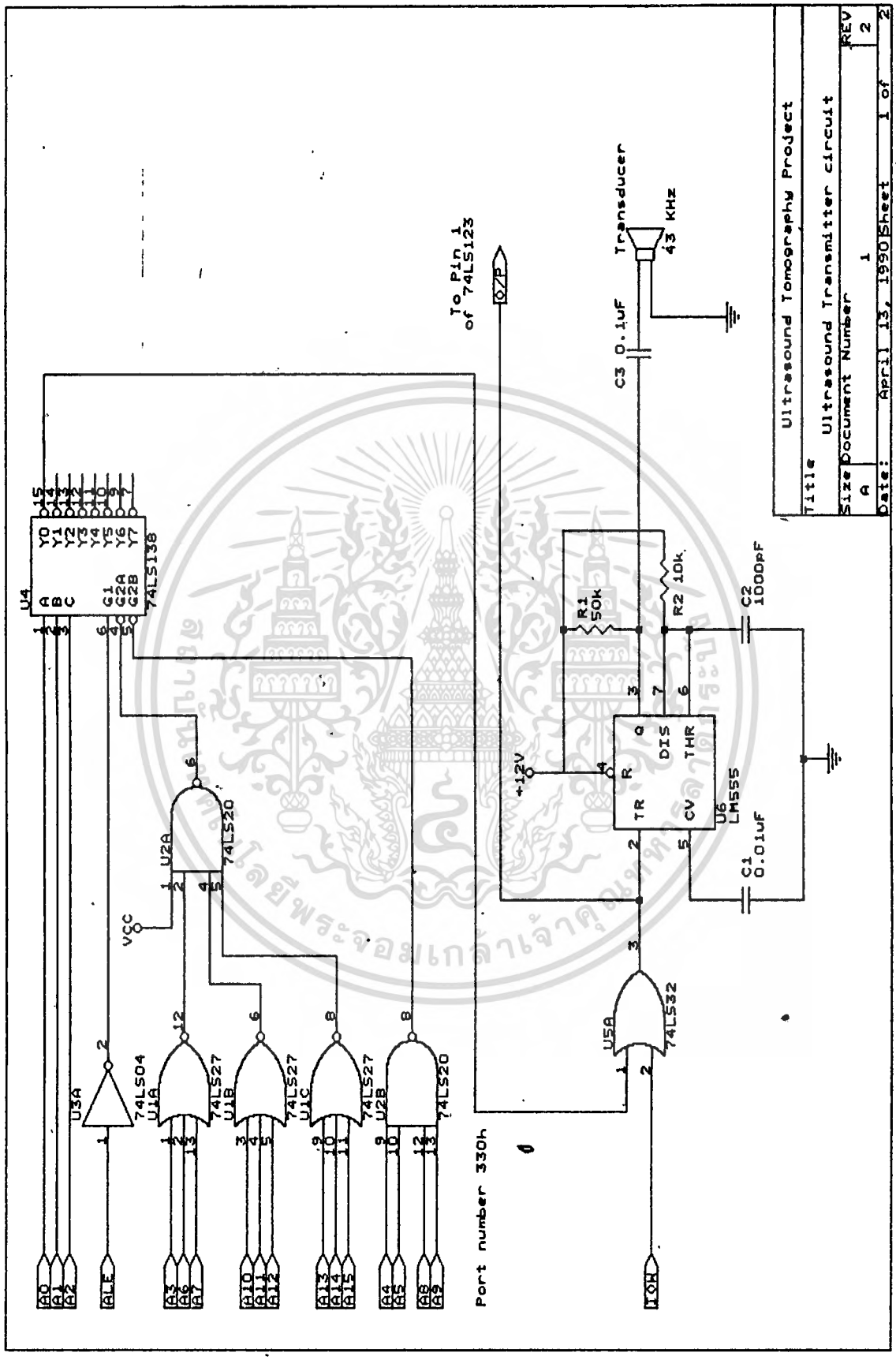
เนื่องจากคลื่นอุลตราซาวด์ที่นำมาสร้างภาพนั้น เป็นคลื่นสะท้อนที่กลับออกมาโดยรูปร่างของคลื่นจะมีลักษณะเหมือนกับที่ส่งไป เพียงแต่ขนาดของคลื่นจะมีขนาดเล็กลงเรื่อย ๆ เมื่อคลื่นที่ผ่านชั้นเนื้อเยื่อ โดยพลังงานที่ลดทอนไปจะแปรรูปเป็นความร้อนในเนื้อเยื่อนั้น ดังนั้นการที่จะจำลองคลื่นอุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับมา จึงต้องรู้ลักษณะรูปร่างของคลื่นอุลตราซาวด์ที่ส่งออกมาจากทรานสดิวเซอร์ก่อน ดังนั้นในส่วนการจำลองสัญญาณนี้จึงสามารถแยกออกได้อีกเป็น 2 ส่วนใหญ่ ๆ คือ ส่วนการจำลองที่ต้องอาศัยวงจรเพื่อสร้างคลื่นอุลตราซาวด์ และส่วนการจำลองที่เป็นโปรแกรม ซึ่งก็ต้องอาศัยข้อมูลที่ได้จากส่วนวงจรสร้างคลื่นเพื่อนำมาใช้ช่วยในการจำลองข้อมูลทั้งภาพ

3.1.1 ส่วนการจำลองที่อาศัยวงจรสร้างคลื่นอุลตราซาวด์

เพื่อที่จะหาลักษณะของคลื่นอุลตราซาวด์ ซึ่งจะนำไปใช้ในการจำลองคลื่นที่สะท้อนกลับจากเนื้อเยื่อ จึงได้สร้างวงจรสำหรับสร้างคลื่นอุลตราซาวด์ขึ้น โดยการทำงานของวงจรจะสร้างคลื่นอุลตราซาวด์ส่งออกไปในอากาศ จากนั้นจะรอรับสัญญาณที่สะท้อนกลับมานำมาขยายสัญญาณให้แรงขึ้น แล้วนำไปแปลงจากสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล เก็บไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อใช้เป็นต้นแบบของสัญญาณ แต่เนื่องจากเป็นการส่งคลื่นในอากาศ ดังนั้น จะมีการสะท้อนกลับมาเกือบทั้งหมดเมื่อกระทบสิ่งกีดขวาง จำนวนชั้นของสิ่งกีดขวางจึงมิได้เพียงชั้นเดียว เพราะคลื่นอุลตราซาวด์จะไม่สามารถผ่านสิ่งกีดขวางชั้นแรกไปได้ รายละเอียดของวงจรสำหรับส่งและรับคลื่นอุลตราซาวด์ จะเป็นดังรูปที่ 9 และรูปที่ 10

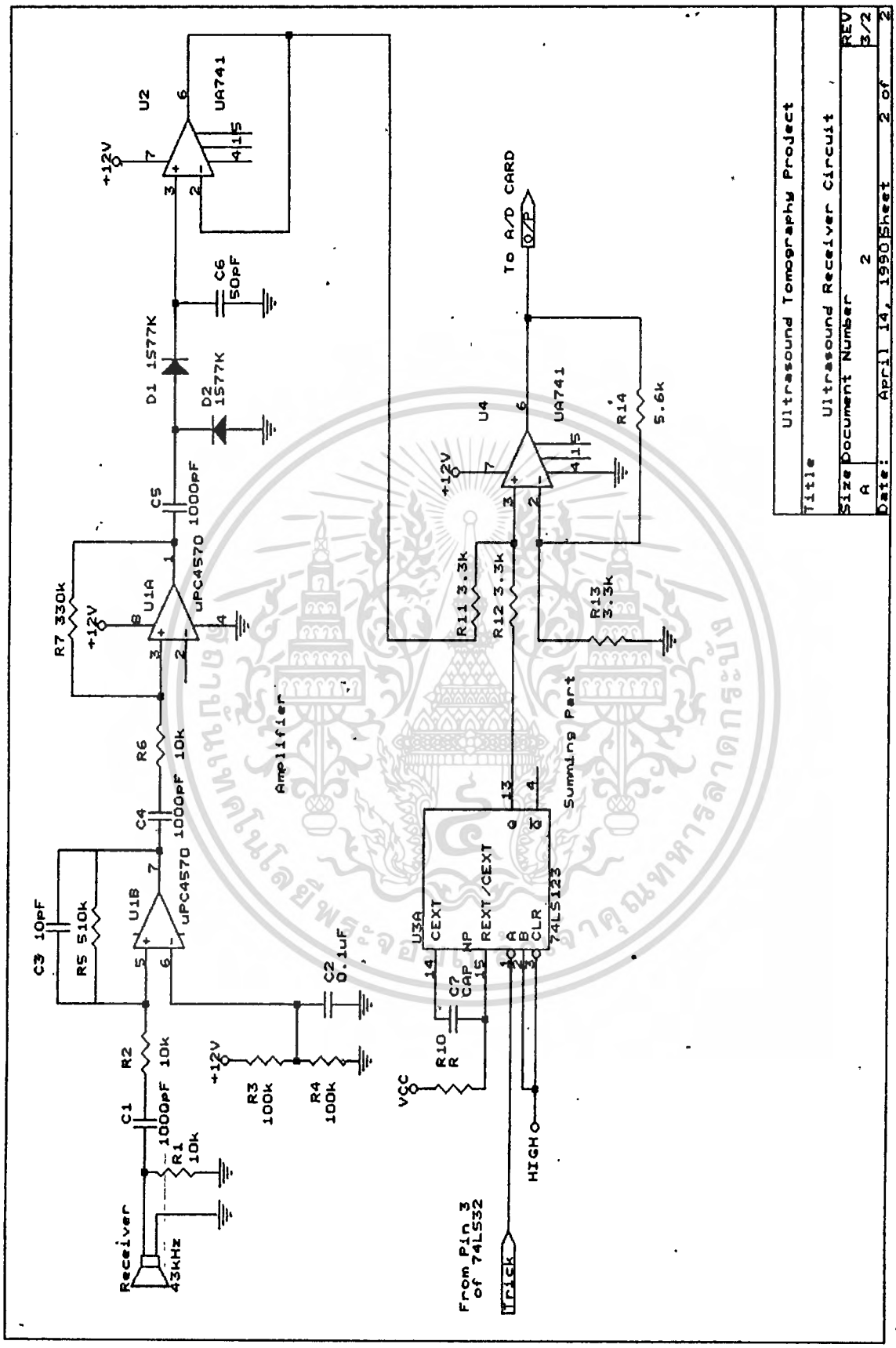
การทำงานของวงจรจะมีการติดต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยส่วนการแปลงจากสัญญาณ อนาลอกมาเป็นดิจิตอล จะอาศัยการ์ด ดีที-2827 ซึ่งเป็นการ์ดที่ใช้แปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล หรือ แปลงจากดิจิตอลให้เป็นอนาลอก ที่มีประสิทธิภาพสูง สามารถแยกความแตกต่างของระดับสัญญาณได้ถึง 65536 ระดับ โดยจะแทนขนาดสัญญาณด้วยหน่วยความจำขนาด 2 ไบท์ นอกจากนี้ยังมีอัตราการแซมปลิง (sampling) สูงสุดถึง 100000 กิโลเฮิร์ซท์ ส่วนวงจรอื่นๆ จะประกอบอยู่บนแผงวงจรภายนอกเครื่อง โดยมีส่วนติดต่อระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์กับแผงวงจรเพียงสายสัญญาณจากแผงวงจรไปการ์ด ดีที-2827 และ สายควบคุมให้วงจรเริ่มทำงานจากเครื่องคอมพิวเตอร์เท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ -9 วงจรส่งคลื่นอุลตราซาวด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



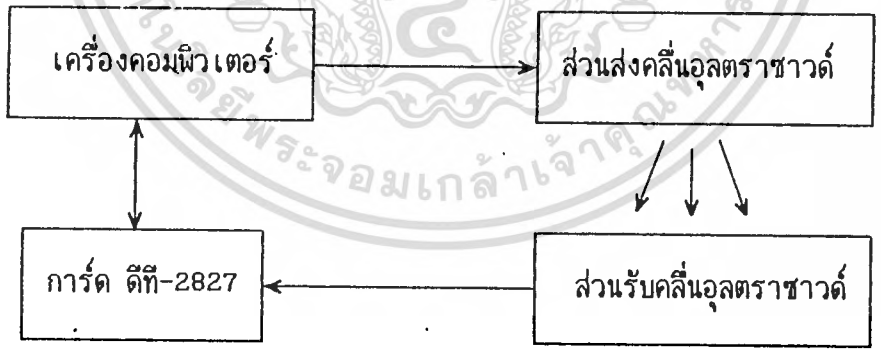
รูปที่ 10 วงจรรับคลื่นอุลตราซาวด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนการทำงานของวงจร จะเริ่มจากการสั่งงานจากโปรแกรมโดยจะส่งสัญญาณเริ่มต้นการทำงานโดยใช้พอร์ทหมายเลข ØFØØh เป็นตัวควบคุม สัญญาณนี้จะติดต่อกับไอซีเบอร์ 74123 ซึ่งทำหน้าที่สร้างพัลซ์เดี่ยว 1 ลูก เพื่อไปกระตุ้นทรานสดิวเซอร์ เมื่อทรานสดิวเซอร์ถูกกระตุ้นจะส่งคลื่นอุลตราซาวด์ออกไป โดยมีความถี่เท่ากับความถี่เรโซแนนท์ของคริสตัลภายในทรานสดิวเซอร์ โดยการกระตุ้นด้วยพัลซ์ 1 ลูก ก็จะได้เป็นคลื่นรูปนี้ 1 ลูก เช่นกัน เมื่อคลื่นนี้เคลื่อนที่ไปกระทบสิ่งกีดขวาง จะสะท้อนกลับมาโดยมีทรานสดิวเซอร์อีกตัวเป็น ตัวรับ เมื่อคลื่นอุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับมากระทบกับแผ่นคริสตัลภายในทรานสดิวเซอร์จะมีการอัดให้แผ่นคริสตัลมีขนาดเปลี่ยนไปทำให้เกิดเป็นสัญญาณไฟฟ้า สัญญาณนี้จะถูกขยายให้มีขนาดแรงขึ้น จากนั้นจะไปตรวจจับขอบของ สัญญาณ (edge detection) แล้วจึงส่งให้การ์ด ดีที-2827 ต่อไป

ส่วนการทำงานของการ์ด ดีที-2827 จะเริ่มต้นด้วยการสั่งงานจาก โปรแกรมเช่นกัน โดยจะทำหลังจากสั่งให้วงจรสร้างคลื่นอุลตราซาวด์ทำงาน การ์ดจะทำการแซมปลิงด้วยความถี่ที่สั่งงานมาจากโปรแกรม และจะหยุดเมื่อหน่วยความจำที่จองไว้เต็ม ซึ่งมากพอที่จะเก็บสัญญาณที่สะท้อนกลับมาทั้งหมด การทำงานส่วนต่อไปเป็นหน้าที่ของโปรแกรมที่จะจัดการกับข้อมูลในหน่วยความจำต่อไป

หลักการทำงานของส่วนสร้าง และรับคลื่นอุลตราซาวด์ แล้วนำมาแปลงเป็นข้อมูลดิจิตอลสามารถสรุปเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังรูป



รูปที่ 11 บล็อกไดอะแกรมของการจำลองสัญญาณส่วนที่ติดต่อกับวงจร

การทำงานขั้นต่อไปเป็นจะอาศัยโปรแกรม ซึ่งจะแยกสัญญาณของคลื่น 1 ลูกออกจากข้อมูลทั้งหมดในบัฟเฟอร์ เมื่อแยกได้แล้วจะนำเก็บไว้ในไฟล์ชื่อ DAMP.DAT เพื่อเป็นรูปแบบของการสร้างภาพจากสัญญาณต่อไป โดยส่วนต้นไฟล์ 2 ไบท์แรก จะเก็บค่าของจำนวนสัญญาณที่ประกอบเป็นคลื่น 1 ลูกนี้ไว้

ในการเก็บข้อมูลของสัญญาณ 1 ลูกจากบัฟเฟอร์ทั้งหมดนี้ จะทำให้ทราบอัตราส่วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระหว่างระยะทาง กับ จำนวนค่าของสัญญาณด้วย โดยถ้าทราบระยะทางระหว่างทรานสดิวเซอร์ตัวส่งและตัวรับแน่นอน จำนวนข้อมูลที่แทนค่าสัญญาณ ø ตั้งแต่ต้นบัฟเฟอร์ไปจนถึงข้อมูลอันดับที่ไม่ได้แทนค่า ø จะแทนค่าระยะทางนั้น เช่น ระยะทาง 1 มม. จำนวนค่าของสัญญาณตั้งแต่ต้นบัฟเฟอร์ถึงค่าแรกที่ไม่ได้แทนค่าสัญญาณศูนย์เท่ากับ 4ø ค่า ดังนั้น จะได้อัตราส่วนเป็น 1 มม. : 4ø ค่า เป็นต้น

3.1.2 <u>การจำลองสัญญาณคลื่นในส่วนของโปรแกรม</u>

เมื่อได้รูปแบบของคลื่นอุลตราซาวด์แล้ว คลื่นนี้จะถูกนำไปใช้ในการจำลองภาพ โดยการทำงานในส่วนต่อไปจะทำโดยโปรแกรมทั้งหมด เริ่มจากการสร้างเป็นภาพจำลองของชิ้นเนื้อเยื่อในโหมดกราฟฟิค จากนั้นจะนำภาพมาตรวจหาขอบของชิ้นต่างๆ ในเนื้อเยื่อเพื่อจำลองเป็นรอยต่อระหว่างชิ้นเนื้อเยื่อ ภาพที่สร้างขึ้นมานี้จะถูกเก็บในลักษณะตาราง โดยแบ่งเป็นแถวและหลัก แต่ละช่องของตารางจะแทนด้วยตัวเลขค่าหนึ่ง โดยกำหนดให้ ø แทนพื้นของภาพ , ตัวเลขที่ไม่เป็น ø แทนรอยต่อของชิ้นเนื้อเยื่อ

การทำงานของโปรแกรมจะพิจารณาภาพในตารางทีละช่อง และจะสร้างค่าของสัญญาณเลียนแบบสัญญาณที่ได้จากการ์ด ดีที-2827 ถ้ากำหนดให้ 1 ช่องของภาพ แทน ระยะทาง 1 มม. และจากการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล จะได้อัตราส่วนระหว่างระยะทางกับจำนวนค่าที่สุ่มมาได้ เช่น 1 มม. : 4ø ค่า ดังนั้นจากภาพในตาราง 1 ช่อง จะแปลงเป็นค่าตัวเลขของสัญญาณได้ 4ø ค่า เป็นต้น การจำลองค่าของคลื่นอุลตราซาวด์จากภาพที่สร้างนี้ จะพิจารณาทีละ 1 แถว โดยถือว่าเป็นการส่งคลื่นเข้าไปในเนื้อเยื่อ 1 ครั้ง ค่าในแต่ละแถวจะแบ่งเป็นช่องตามหลัก ค่าที่เป็น ø จะหมายถึง อยู่ในเนื้อเยื่อชั้นเดียวกัน ส่วนข้อมูลที่ไม่เป็น ø จะหมายถึง ชั้นเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน การพิจารณาค่าในแต่ละแถวจะเริ่มจาก หลักที่ 1 ไปจนถึงหลักสุดท้าย ซึ่งถ้าค่าในช่องใดเป็น ø ก็จะเก็บค่า ø ลงไฟล์ของ สัญญาณ 4ø ค่า แต่ถ้าค่าในช่องใดไม่เป็น ø ก็จะมาพิจารณาว่าเป็นค่าอะไร ถ้าเป็น 2 ก็หมายถึง เนื้อเยื่อชั้นที่ 2 ซึ่งโปรแกรมจะจำลองค่าสัญญาณของเนื้อเยื่อชนิดที่ 2 โดยใช้ข้อมูลจากไฟล์ DAMP.DAT แต่ละช่องหารด้วยหมายเลขของชั้นเนื้อเยื่อ แล้วเก็บลงไฟล์สัญญาณ การทำงานจะวนไปเช่นนี้จนถึงหลักสุดท้ายซึ่งถือว่าหมดค่าสัญญาณแล้ว เป็นอันจบการทำงาน 1 แถว ส่วนการที่จะได้สัญญาณของทั้งภาพก็จะต้องวนทำงานเช่นนี้ทุกแถวจนถึงแถวสุดท้าย ก็จะได้ข้อมูลของทั้งภาพออกมา

ข้อมูลจำลองของคลื่นอุลตราซาวด์นี้ จะเก็บไว้ในไฟล์สัญญาณเพื่อส่งต่อให้ส่วนประเมินผลส่วนอื่น นำไปสร้างเป็นภาพต่อไป

หลังจากที่ได้ข้อมูลของคลื่นอุลตราซาวด์หนึ่งลูก จากวงจรสร้างคลื่นอุลตราซาวด์แล้ว ข้อมูลของคลื่นอุลตราซาวด์ที่ได้นี้จะถูกนำมาใช้ในการจำลองสัญญาณโดยใช้ซอฟแวร์ต่อไป โดยมีขั้นตอนดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1) การสร้างภาพจำลองของเนื้อเยื่อ

2) การแยกความแตกต่างของชั้นเนื้อเยื่อจากภาพ

3) การสร้างสัญญาณจำลองจากภาพที่แยกความแตกต่างแล้ว

การสร้างภาพจำลองของชั้นเนื้อเยื่อ จะเป็นการวาดภาพลักษณะของเนื้อเยื่อโดยจะทำในกราฟฟิคโหมด (graphics mode) ลายเส้นที่ปรากฏในภาพ จะแสดงถึงรอยต่อระหว่างชั้นเนื้อเยื่อ ส่วนพื้นของภาพจะแสดงถึงว่าอยู่ภายในเนื้อเยื่อ เมื่อได้ภาพของเนื้อเยื่อตามที่ต้องการแล้ว ภาพนี้จะถูกเก็บเป็นไฟล์ (file) โดยข้อมูลจะถูกเก็บเป็นแบบไบนารีไฟล์ (binary file) คือข้อมูลลายเส้น 1 จุดจะแทนด้วย 1 บิท (bit) โดยจะมีค่าเป็น 1 ส่วนข้อมูลของพื้น 1 จุดก็จะแทนด้วย 1 บิทที่มีค่าเป็น 0 และที่ส่วนต้นของไฟล์จะมีขนาดของภาพบอกไว้เป็นจำนวนจุดในแนวนอน และแนวตั้ง ข้อมูล 2 ไบท์ (byte) แรกจะเป็นจำนวนจุดในแนวนอน ข้อมูล 2 ไบท์ถัดไปจะเป็นจำนวนจุดในแนวตั้ง

เมื่อได้ภาพของเนื้อเยื่อแล้ว ภาพนี้จะถูกนำมาผ่านขั้นตอนการแยกความแตกต่างระหว่างชั้นเนื้อเยื่อ โดยจะพิจารณาภาพที่สร้างขึ้น ส่วนที่เป็นลายเส้นทั้งหมดซึ่งมีค่า เป็น 1 จะถูกเปลี่ยนเป็นตัวเลขอื่น ๆ เพื่อแสดงว่าเป็นชั้นเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน ซึ่งในการวาดภาพนั้น รอยต่อของชั้นเนื้อเยื่อเดียวกันจะต่อเนื่องกันเป็นเส้นเดียว ดังนั้น จึงใช้การติดตามลายเส้นทีละเส้น แล้วให้ค่าทั้งเส้นเป็นหมายเลขซึ่งจะแสดงว่าเป็นเนื้อเยื่อหมายเลขอะไร ถ้าทำดังนี้กับทุกเส้นจะสามารถแยกได้ว่าเส้นไหนเป็นรอยต่อของเนื้อเยื่อชั้นใด ค่าหมายเลขของแต่ละเส้นนี้จะเริ่มจากค่าน้อยที่สุดคือ 2 ซึ่งเป็นชั้นนอกสุด ชั้นถัดเข้าไปจะได้หมายเลขสูงขึ้นตามลำดับ ส่วนค่าที่เป็น 0 ซึ่งแสดงว่าอยู่ในเนื้อเยื่อนั้นจะไม่ถูกเปลี่ยนแปลงใด ๆ

เมื่อได้ภาพที่แยกความแตกต่างระหว่างชั้นเนื้อเยื่อแล้ว ภาพนั้นจะถูกใช้สร้างสัญญาณจำลองต่อไป โดยในขั้นตอนนี้จะอาศัย ข้อมูลที่ได้จากการแปลงสัญญาณอนาลอกของคลื่นอุลตราซาวด์ 1 ลูกเป็นสัญญาณดิจิตอลของลูกคลื่นนั้น ซึ่งจะได้ข้อมูลว่า ลักษณะสัญญาณของคลื่น 1 ลูกเป็นอย่างไร และอัตราส่วนระยะทาง 1 หน่วยต่อจำนวนค่าของ สัญญาณข้อมูลเป็นเท่าไร จากข้อมูลนี้จะนำไปใช้สร้างสัญญาณจำลองโดยจะพิจารณาทีละจุดในภาพ จุดใดที่เป็น 0 หมายความว่าอยู่ในชั้นเนื้อเยื่อซึ่งจะไม่มีการสะท้อน ส่วนจุดที่ไม่ใช่ 0 จะหมายถึงรอยต่อระหว่างชั้นเนื้อเยื่อซึ่งจะเกิดการสะท้อนของสัญญาณขึ้น

การสร้างสัญญาณจำลอง จะมีการสร้างข้อมูลเลียนแบบข้อมูลที่ได้จากการ์ดดีที-2827 โดยพิจารณาภาพทีละเส้น คือแต่ละแถวในแนวนอนของภาพ จากนั้นจะพิจารณาทีละจุดในแถวนั้น จุดใดที่เป็น 0 ซึ่งจะไม่มีสัญญาณสะท้อนเกิดขึ้น ก็จะถูกแทนด้วยข้อมูลที่เป็น 0 เป็นจำนวนเท่ากับจำนวนสัญญาณที่เป็นอัตราส่วนกับระยะทางที่แทนด้วยจุดนั้น เช่น อัตราส่วนระยะทางต่อจำนวนค่าของสัญญาณเป็น 1 มม. ต่อ 100 ค่า และในการวาดภาพใช้อัตราส่วน 1 จุดต่อ 1 มม. ดังนั้นจากข้อมูล 0 หนึ่งจุดจะแทนด้วยค่า 0 ที่เป็นข้อมูลสัญญาณจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

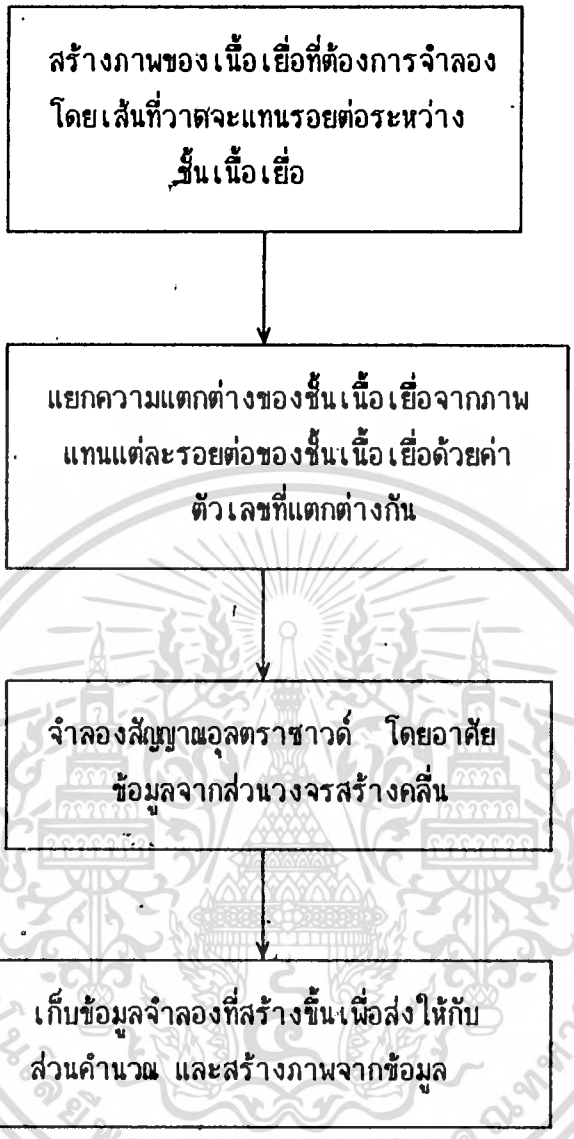
100 ค่า สำหรับจุดใดที่มีค่าเป็น 1 หมายถึง รอยต่อระหว่างชั้นเนื้อเยื่อซึ่งจะเกิดสัญญาณสะท้อน 1 ลูกขึ้น ดังนั้นเมื่อพบจุดที่เป็น 1 ก็จะใช้ค่าข้อมูลของคลื่นอุลตราซาวด์ 1 ลูก เป็นค่าข้อมูลจำลองของสัญญาณสะท้อน ซึ่งค่าข้อมูลจำลอง 1 ลูกนี้ จะมีจำนวนน้อยกว่าอัตราส่วนจำนวนจุดต่อจำนวนค่าสัญญาณดังที่กล่าวมาแล้ว ทำให้ต้องมีการเพิ่มค่า 0 ใส่ต่อท้ายเข้าไปจนเท่ากับค่าอัตราส่วน เช่นจำนวนค่าสัญญาณในคลื่น 1 ลูกเป็น 50 ค่า ขณะที่อัตราส่วนระหว่างจุดต่อจำนวนค่าข้อมูลเป็น 100 ค่า ดังนั้นหลังจากนำข้อมูลของคลื่น 1 ลูกใส่เข้าไปแล้วจะต้องมีการเพิ่มค่า 0 อีก 50 ค่าด้วย

เนื่องจากค่าลายเส้นที่ไม่เป็น 0 แสดงรอยต่อระหว่างชั้นเนื้อเยื่อ และในขั้นตอนแยกความแตกต่างได้มีการใส่ค่าหมายเลขที่แตกต่างกันเพื่อแทนชั้นเนื้อเยื่อ ดังนั้น ในการสร้าง สัญญาณสะท้อนเมื่อพบจุดที่ไม่เป็น 0 จึงมีการคำนวณค่าสัญญาณของข้อมูล 1 ลูกนั้นใหม่ โดย อาศัยค่าตัวเลขของจุดนั้นมาใช้บอกว่าเป็นของเนื้อเยื่อชั้นใด ซึ่งวิธีคำนวณที่ใช้ในการจำลองสัญญาณนี้กำหนดว่า เนื้อเยื่อชั้นนอกสุดจะมีการสะท้อนสัญญาณออกมาเท่ากับข้อมูลของคลื่น 1 ลูกที่ได้จากการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล ส่วนเนื้อเยื่อชั้นถัดเข้าไปจะมีการลดทอนของสัญญาณไป 50 เปอร์เซ็นต์ของชั้นก่อนหน้า ดังนั้นค่าของข้อมูลชั้นถัดเข้าไปจะลดลง 0.5 เท่าของชั้นก่อนหน้า ซึ่งหาโดยใช้ข้อมูลของสัญญาณ 1 ลูก ของชั้นก่อนหน้ามาหาร 2 ทุกค่า แล้วจึงเก็บเป็นข้อมูลของชั้นถัดเข้าไป เช่นให้ข้อมูลของคลื่น 1 ลูกมีเพียงค่าเดียวเท่ากับ 10 ดังนั้นข้อมูลของสัญญาณสะท้อนชั้นแรกจะเท่ากับ 10 ของชั้นที่ 2 จะมีค่าเท่ากับ 5 ส่วนของชั้นที่ 3 จะมีค่าเป็น 2.5 เป็นต้น

เมื่อพิจารณาทีละจุดจนหมดแถวแล้ว ก็จะตั้งต้นใหม่ที่แถวถัดไปโดยทำตามขั้นตอนเดิมอีก ทำเป็นวงรอบเช่นนี้จนหมดทุกแถวในภาพ จะได้ข้อมูลจำลองซึ่งเป็นข้อมูลของสัญญาณคลื่นอุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับออกมาจากชั้นเนื้อเยื่อ ข้อมูลจำลองที่สร้างขึ้นนี้จะถูกเก็บเป็นไฟล์ โดยจะเก็บค่าข้อมูลของสัญญาณ ต่อเนื่องกันไปเรื่อย ๆ 1 ค่าสัญญาณจะแทนด้วยขนาด 2 ไบท์ ส่วนต้นของไฟล์จะเป็นข้อมูลของอัตราส่วนระหว่าง 1 จุดต่อ จำนวนค่าสัญญาณโดยจะใช้เนื้อที่ 2 ไบท์ ข้อมูล 4 ไบท์ถัดไปจะเป็นจำนวนค่าของสัญญาณในแนวนอนและ 4 ไบท์ต่อไปก็จะเป็นค่าจำนวนแถวของข้อมูลในแนวตั้ง ต่อจากนั้น ก็จะเป็นข้อมูลของสัญญาณต่อเนื่องกันไปจนหมดไฟล์

การทำงานของส่วนโปรแกรมนี้อาจสรุปได้เป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังรูป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 12 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานในส่วนโปรแกรม

3.2 <u>การปรับค่าแอมปลิจูดของสัญญาณเป็นระดับความเข้มของภาพ</u>

การปรับค่าแอมปลิจูดนั้นจะใช้คณิตศาสตร์การเทียบบัญญัติไตรยางค์ โดยที่

ค่าความเข้ม 255 คือ ค่าความสูงของแอมปลิจูด 0x7FFFh

ค่าความเข้ม 0 คือ ค่าความสูงของแอมปลิจูด 0

สูตรในการคำนวณจึงเป็น

ความเข้มของภาพ = ค่าความสูงของแอมปลิจูด x 255 / 0x7FFFh

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 <u>การปรับข้อมูลให้มีขนาด 256 x 256 จุด</u>

เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากการจำลองสัญญาณขึ้นนั้นอาจมีขนาดไม่เท่ากับ 256 x 256 จุด ฉะนั้นการแสดงข้อมูลเป็นภาพ จึงต้องมีการปรับขนาดให้เหมาะสมเพื่อใช้แสดงภาพต่อไป

3.3.1 <u>การปรับจำนวนหลักของข้อมูล</u>

ข้อมูลในแต่ละแถวนั้นจะเป็นค่าที่ได้จากการแซมปลิง โดยอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์ซึ่งแต่ละลูกคลื่นจะเลือกข้อมูลได้ 90 จุด การปรับข้อมูลจึงต้องคำนวณให้ได้ค่าของแอมปลิจูดเฉลี่ยของแต่ละลูกคลื่นก่อน ผลที่ได้จะเป็นค่าแอมปลิจูดของแต่ละลูกคลื่น แล้วจึงนำค่าแอมปลิจูดเฉลี่ยนั้น แปลงเป็นระดับความเข้มของภาพ 0...255 อีกทีหนึ่ง ซึ่งจำนวนข้อมูลที่ได้นั้นจะเป็นจำนวนของลูกคลื่น หลังจากนั้นจะปรับจำนวนลูกคลื่นให้มีขนาด 256 ถ้าจำนวนลูกคลื่นมากกว่า 256 จะเลือกบางลูกคลื่นเท่านั้นเพื่อใช้แสดงภาพ แต่ถ้าจำนวนลูกคลื่นน้อยกว่า ก็ต้องมีการขยายจำนวนลูกคลื่น

3.3.2 <u>การปรับจำนวนแถวของข้อมูล</u>

ข้อมูลที่ได้จากส่วนการจำลองสัญญาณคลื่นอาจจะมีจำนวนแถวไม่เท่ากับ 256 แถว จึงจำเป็นต้องมีการปรับจำนวนแถว ถ้าจำนวนแถวมากกว่า 256 แถว จะต้องเลือกแถวที่จะใช้แสดงภาพบางแถวเท่านั้น แต่มีจำนวนน้อยกว่าก็ต้องมีการขยายจำนวนแถว

3.3.3 <u>การเลือกข้อมูลที่จะใช้แสดงภาพขนาด 256 x 256 จุด</u>

สมการที่ใช้ในการคำนวณ มีดังนี้

อัตราเปรียบเทียบหลัก = จำนวนลูกคลื่น / 256
อัตราเปรียบเทียบแถว = จำนวนแถว / 256
ภาพ (แถว , หลัก) = ข้อมูล (แถวข้อมูล , หลักข้อมูล)

เมื่อ แถวข้อมูล = จำนวนเต็มของ (แถว x อัตราเปรียบเทียบแถว)
หลักข้อมูล = จำนวนเต็มของ (หลัก x อัตราเปรียบเทียบหลัก)
แถว = 0...255 , หลัก = 0...255

3.4 <u>การแสดงภาพ</u>

จะเริ่มด้วยการกำหนดค่าเริ่มต้นในการทำงานของการ์ดทาร์กา เอ็ม8 ดังนี้

1) เซต ปิดการทำงานแบบแคปชัวร์ (capture)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) เซต ค่าเริ่มต้นของรีจิสเตอร์สำหรับการแสดงภาพ ทั้ง 22 ตัว

3) เซต ค่าในตารางค้นหาระดับความสว่าง ทั้ง 256 ระดับ

4) เลือกตารางค้นหา สำหรับการใช้งาน

5) เซต การควบคุม VCR

6) เซต อัตราขยายของอินพุท (input gain)

7) เซต ค่าออฟเซทสำหรับอินพุท (input offset)

8) เซต การแสดงภาพแบบ Display Mode with Fixed Border

9) เซต การแสดงภาพขนาด 256 x 256 จุด สกรีนหมายเลข 0

10) เซต รีจิสเตอร์เก็บค่าสีของพื้น

จากนั้น จึงนำข้อมูลของภาพขนาด 256x256 ใส่ในบัฟเฟอร์ เพื่อเป็นภาพพื้นฐานสำหรับการทำงานอื่นต่อไป เช่น การขยายภาพ , การคืนภาพเดิม เป็นต้น

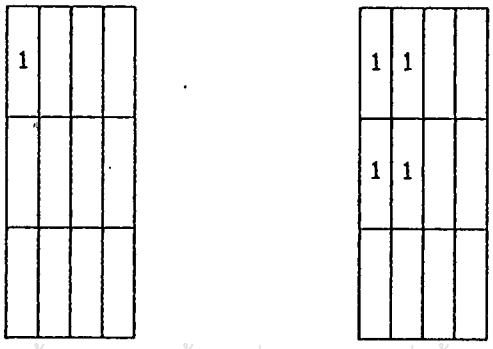
ข้อมูลของภาพที่จะใส่ในบัฟเฟอร์ มาได้จาก 2 ทางด้วยกัน คือ

1. บัฟเฟอร์ส่วนที่มาจากการจำลองภาพ และกำหนดค่าอัตราขยายแบบกวาด
2. อ่านข้อมูลโดยตรงจากไฟล์ ที่เก็บข้อมูลขนาด 256 x 256 ไบท์

นำข้อมูลซึ่งเป็นค่าความเข้มของจุดสว่างในภาพจากบัฟเฟอร์ข้างต้น มาแสดงภาพทางจอภาพโดยใช้การ์ด ทาร์กา เอ็ม8 ซึ่งได้เซตโหมดการทำงานไว้ดังที่กล่าวมาแล้ว

3.5 การขยายภาพ

การขยายภาพ คือ การขยายขนาดของภาพให้มีขนาดใหญ่ เป็นจำนวนเท่าของขนาดเดิม การขยายจะขยายขนาดทั้งตามกว้างและตามยาว เพื่อทำให้ภาพมีลักษณะเหมือนเดิม ไม่บูดเบี้ยวผิดความจริง การขยายภาพจะขยายทีละจุด ให้แต่ละจุดมีขนาดใหญ่ตามอัตราขยาย เช่น จากเดิม 1 จุดในภาพมีขนาด 1 จุดในจอ เมื่อขยายเป็น 2 เท่า ทำให้ 1 จุดในภาพมีขนาดเป็น 2 จุดในจอตามด้านกว้าง และ 2 จุดในจอตามด้านยาว ทำให้ 1 จุดในภาพมีขนาด 2 x 2 ในจอภาพ ดังรูปที่ 13



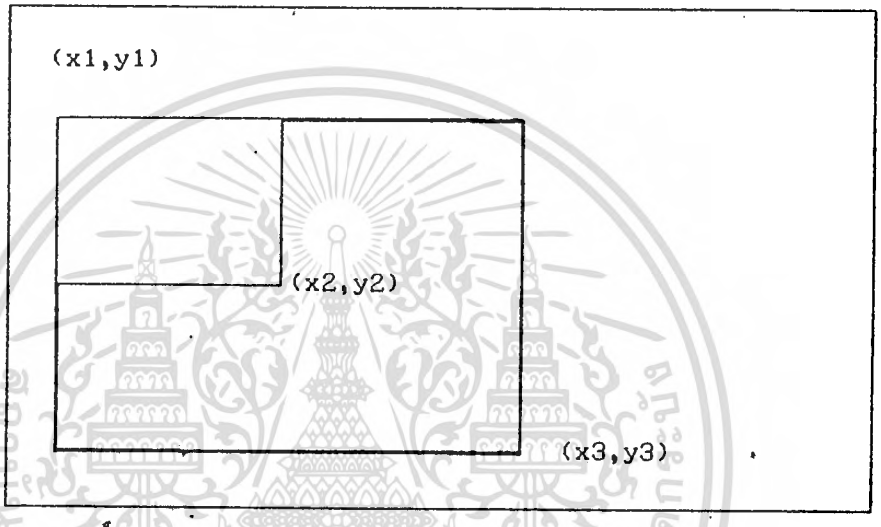
รูปที่ 13 การเลือกจุดภาพที่จะใช้แสดงในตำแหน่งบนจอภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อเลือกหน้าต่างของภาพที่จะขยาย และทราบค่าอัตราขยายแล้ว ขั้นตอนการขยายภาพ มีดังนี้

1) นำหน้าต่างภาพที่จะขยายมาเรียงลำดับแถวและหลักใหม่ เพื่อใช้อ้างอิงในการแสดงภาพ โดยให้จุดเริ่มต้นของหน้าต่างเป็น (0,0)

2) นำหน้าต่างจอภาพที่มีขนาดขยายจากขนาดภาพแล้ว มาเรียงลำดับแถวและหลักใหม่ เพื่อใช้อ้างอิงในการแสดงภาพ โดยให้จุดเริ่มต้นของหน้าต่างจอภาพเป็น (0,0)



ตำแหน่งแถวและหลักใหม่เพื่อใช้อ้างอิง

xn = x2-x1 yn = y2-y1

xz = x3-x1 yz = y3-y1

รูปที่ 14 การกำหนดแถวและหลักของภาพที่ขยาย

3) แต่ละจุดในหน้าต่างจอภาพ จะนำตำแหน่งอ้างอิงใหม่ของจอภาพ หารด้วยค่าอัตรา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช

ขยาย นำค่าจำนวนเต็มที่คำนวณได้มาเป็นตำแหน่งอ้างอิงของภาพ นำระดับความเข้มของภาพ ณ ตำแหน่งอ้างอิงนั้นมาใส่ในตำแหน่งในจอภาพ ซึ่งแสดงได้โดยสูตร

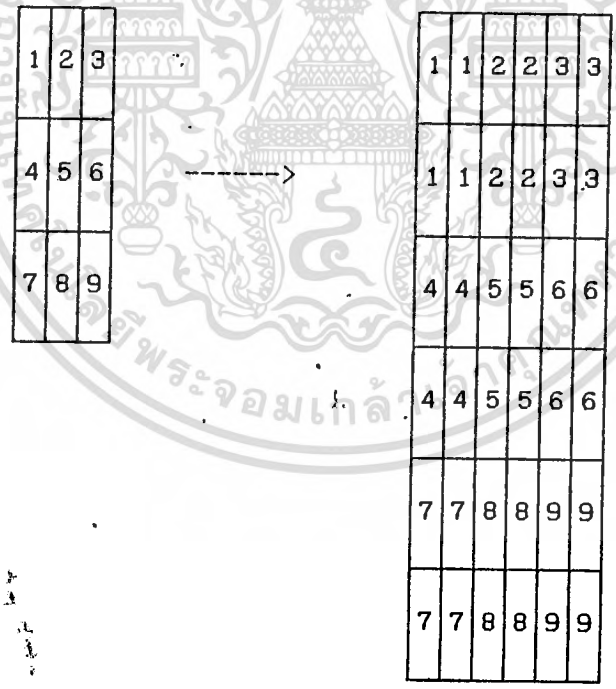
```
xs = x/gain                ys = y/gain
I(xs,ys)  ----------------------->  I(x,y)
( ระดับความเข้มของภาพ )          ( ระดับความเข้มของจอภาพ )
```

เมื่อ x = 0...xz

y = 0...yz

gain = ค่าอัตราขยาย

4) ปฏิบัติตามข้อ 3 ซ้ำจนกระทั่งหมดตำแหน่งของหน้าต่างจอภาพ จะได้ภาพขยายตามต้องการ ดังรูปที่ 15

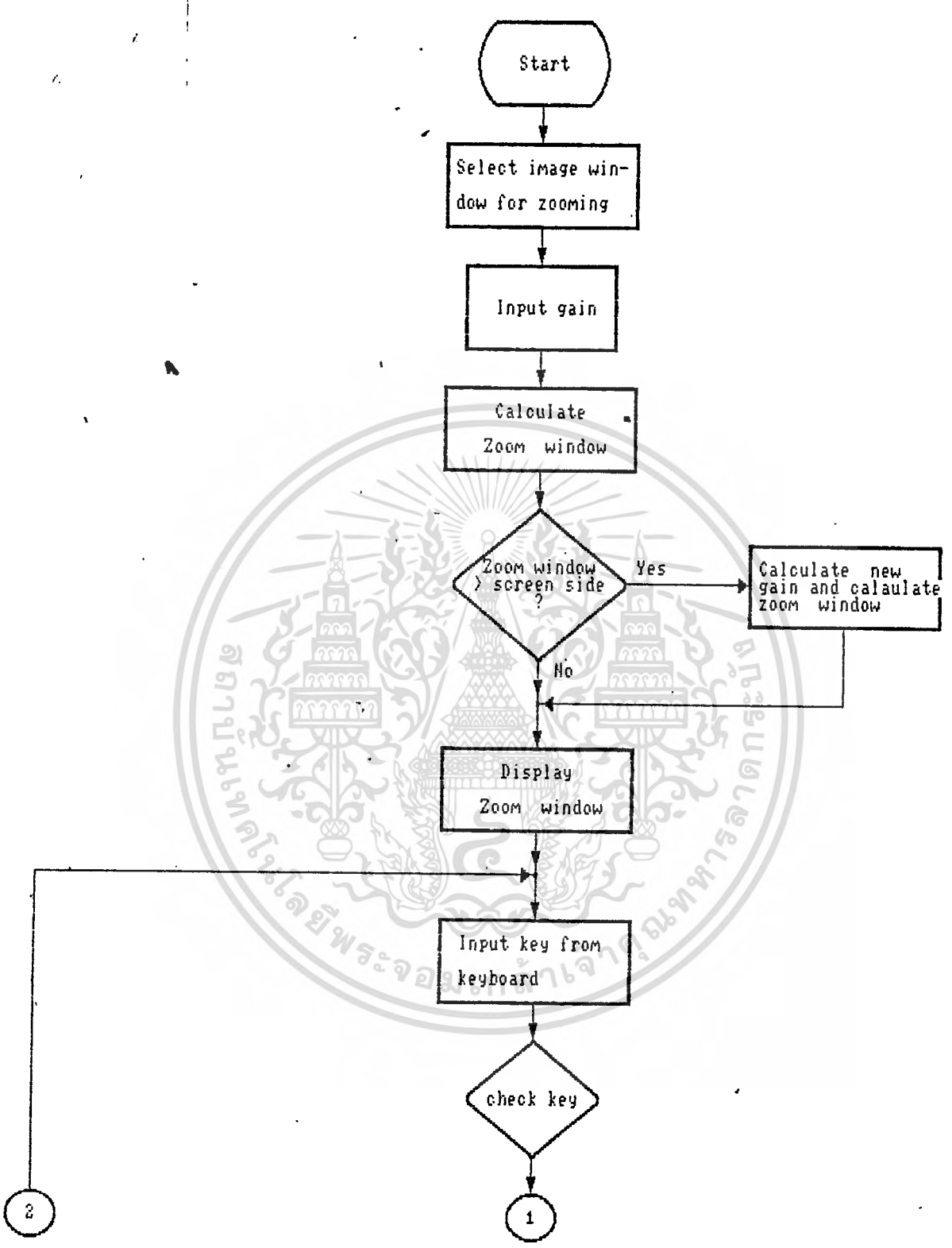


เมื่อ อัตราขยาย = 2

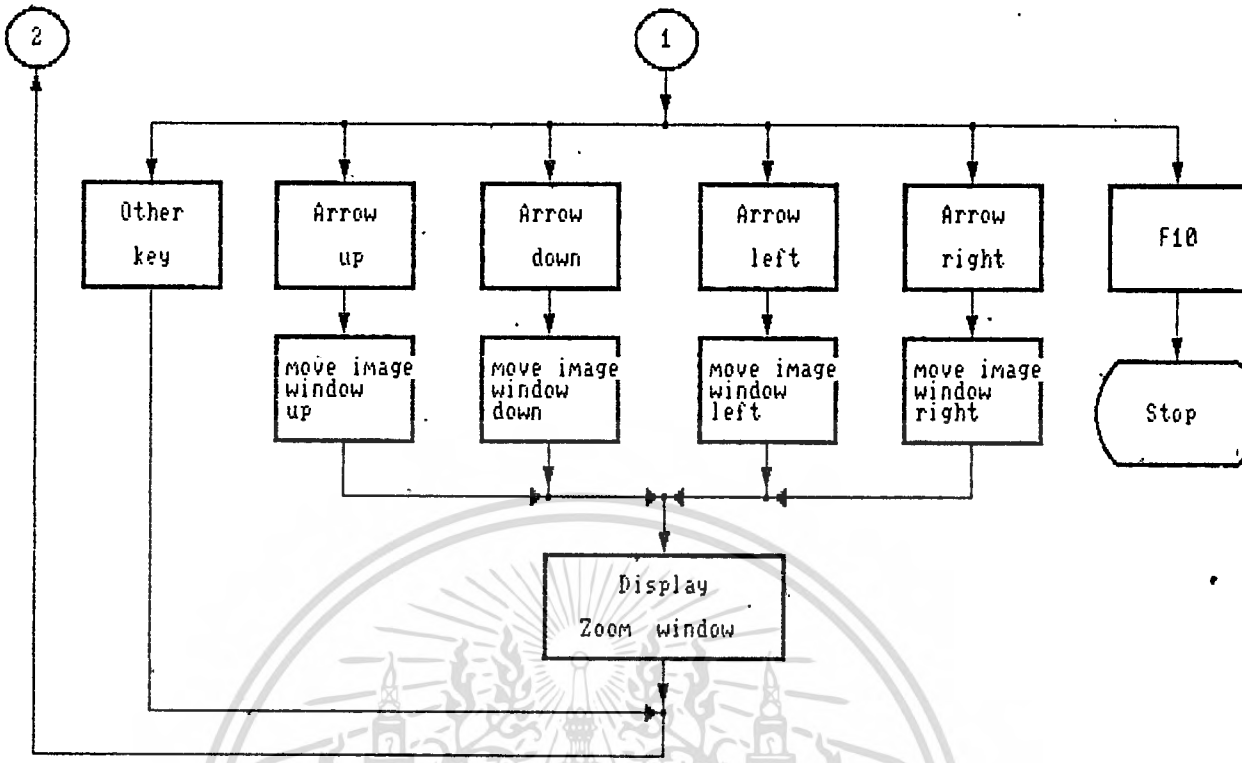
รูปที่ 15 แสดงวิธีการขยายภาพ

การทำงานในส่วนการขยายภาพนี้ จะเป็นโปรแกรมทั้งหมดซึ่งจะมีโฟล์วชาร์ต แสดงการเขียนโปรแกรมในส่วนนี้ เป็นดังรูป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 16 โฟล์วชาร์ตแสดงโปรแกรมส่วนการขยายภาพ

3.6 <u>การคำนวณระยะทางบนภาพ</u>

เมื่อกำหนดจุดเริ่มต้น (xs,ys) และจุดสุดท้าย (xe,ye) แล้วจึงใช้การคำนวณทางคณิตศาสตร์และเทียบอัตราส่วนที่ใช้ในการจำลองภาพให้เป็นระยะจริง ดังนี้

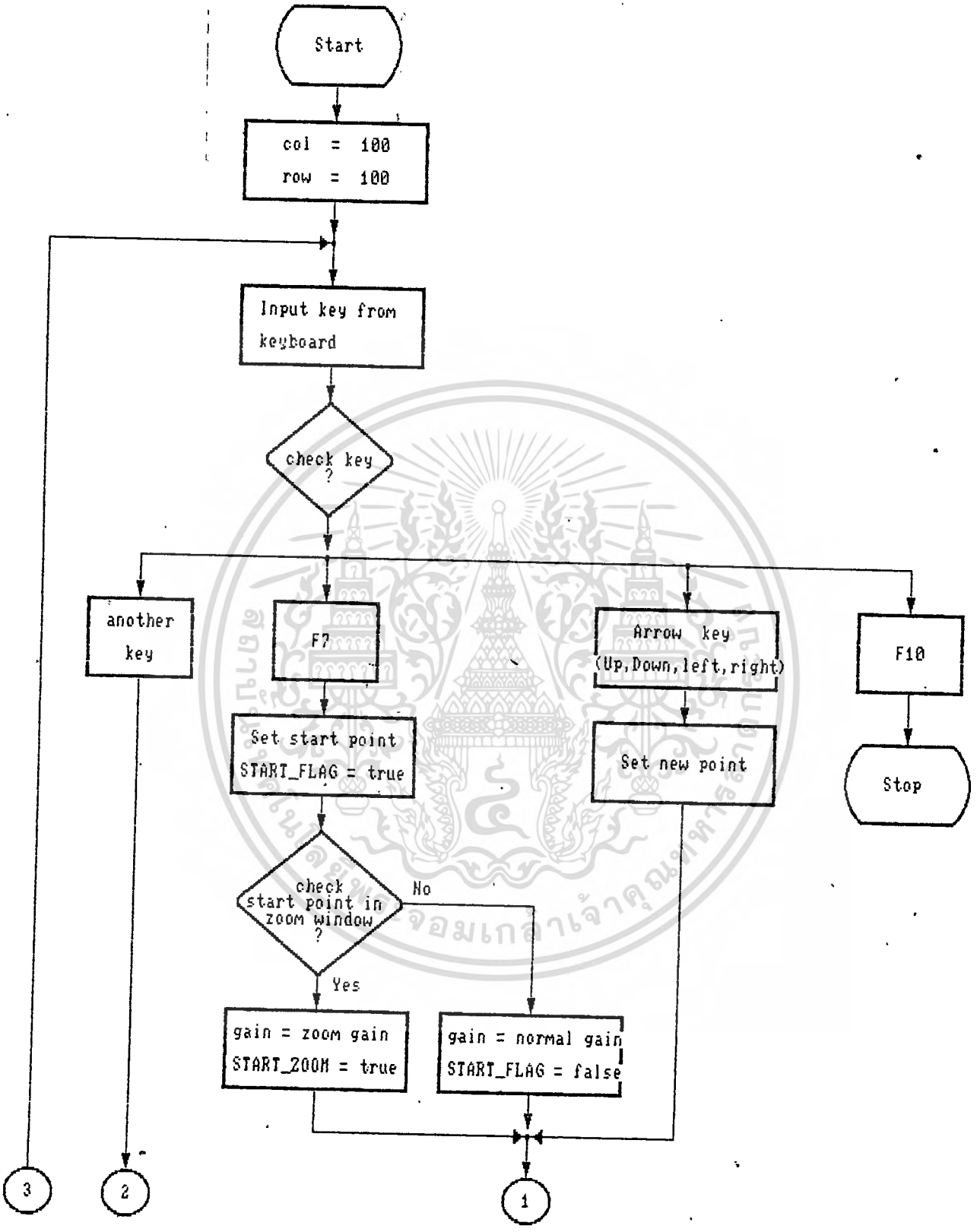
```
xdif = xe - xs
ydif = ye - ys
distance = SQR( xdif ^ 2  + ydif ^ 2  )
```

ถ้าเป็นการคำนวณระยะทางในภาพขยาย ที่มีอัตราขยาย

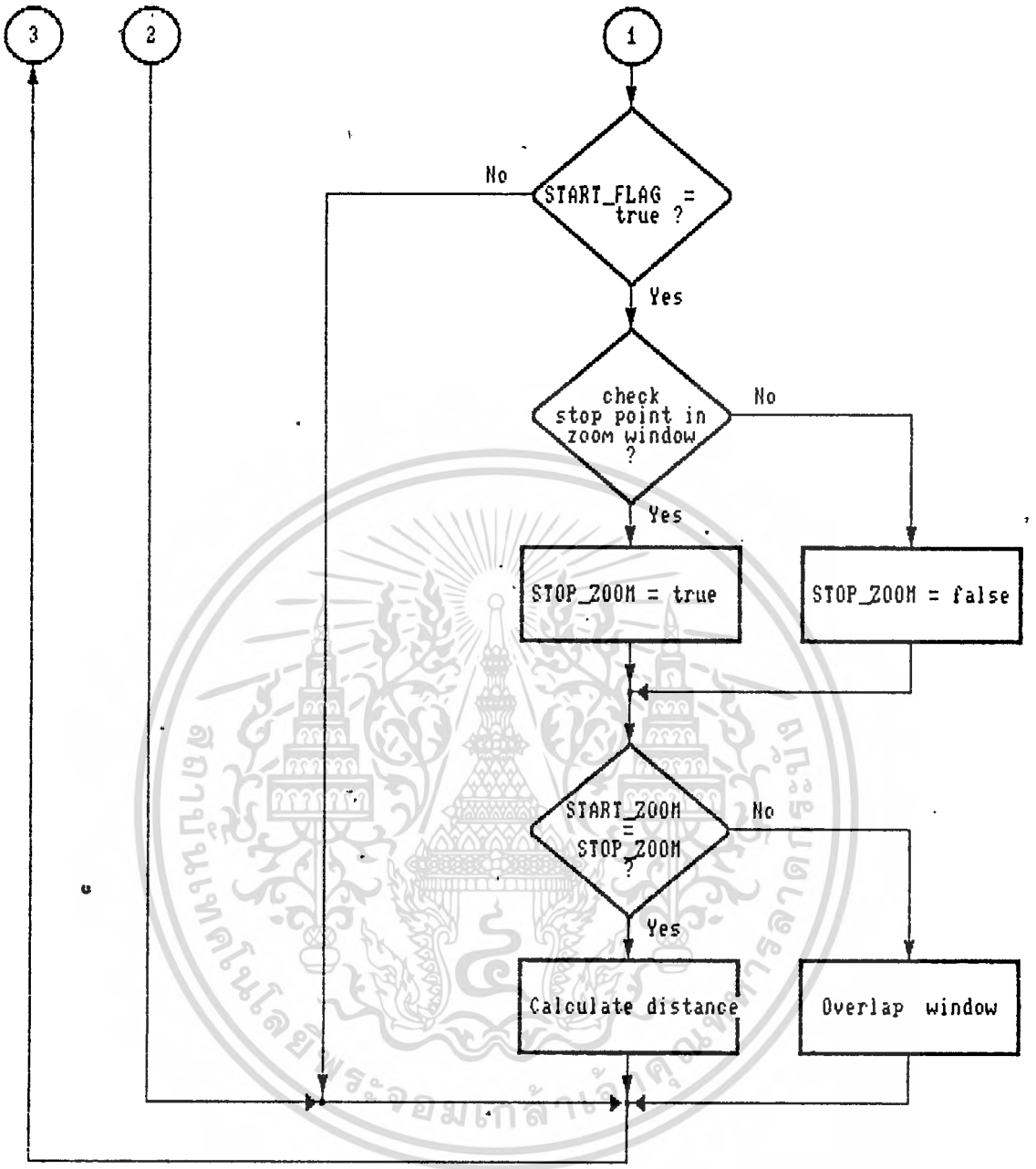
```
distance = SQR( xdif ^ 2  + ydif ^ 2  ) / gain
```

การทำงานในส่วนการคำนวณระยะทาง จะเป็นโปรแกรมทั้งหมดเช่นกันและมีโฟล์วชาร์ตแสดงการเขียนโปรแกรมในส่วนนี้ เป็นดังรูป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 17 โฟล์วชาร์ตแสดงโปรแกรมส่วนการคำนวณระยะทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
การทดลองและผลการทดลอง

4.1 การทดลอง

4.1.1 ขั้นตอนการสร้างสัญญาณ

1) สร้างพัลซ์คลื่นอุลตราซาวด์และส่งออกไป โดยใช้วงจรฮาร์ดแวร์

2) เก็บข้อมูลจากคลื่นอุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับมา 1 ลูก เพื่อนำไปใช้ในการจำลองข้อมูลภาพต่อไป

3) ทดลองหาอัตราส่วนของจำนวนค่าสัญญาณ ต่อ ระยะทาง เพื่อนำไปใช้ในขั้นตอน 4.1.3 ต่อไป

4.1.2 การทดลองโปรแกรม

1) เลือกเมนูการใช้งานสำหรับสร้างภาพจำลองขึ้นมา ซึ่งจากการทำงานของโปรแกรม ขอบของผิวแต่ละชั้นจะถูกแทนด้วยค่าตัวเลขต่าง ๆ เช่น ขอบของผิวสะท้อนที่ 1 จะถูกแทนด้วยค่า 2 , ผิวที่ 2 จะแทนด้วยค่า 3 ฯลฯ ส่วนบริเวณที่ไม่ใช่ขอบจะแทนด้วยค่า Ø

2) นำข้อมูลจาก 1) มาพิจารณาร่วมกับค่าข้อมูลของสัญญาณอุลตราซาวด์ทีละแถว เพื่อคำนวณเป็นค่าความเข้มของจุดสว่างต่าง ๆ บนจอภาพ

3) เลือกเมนูสำหรับแสดงภาพ เพื่อแสดงภาพออกบนจอ

4) ทดลองขยายภาพบนจอ โดยกำหนดอัตราขยายค่าต่าง ๆ

5) ทดลองปรับแต่งความเข้มของภาพ

6) ทดลองการทำงานอื่น ๆ จนครบ

4.1.3 การวัดระยะทางจากสัญญาณ

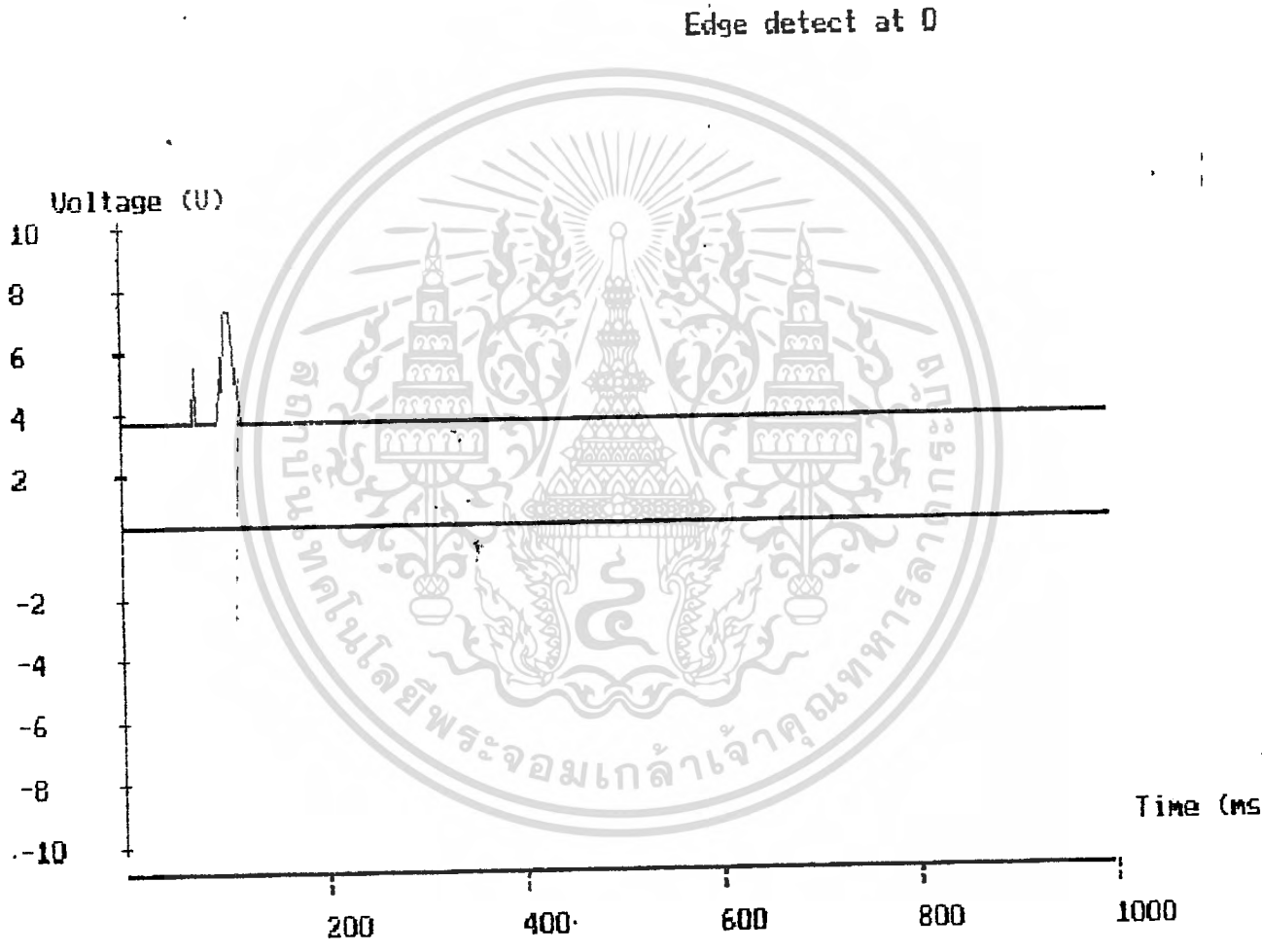
1) วัดระยะระหว่างพัลซ์ที่ส่งออกไป กับ พัลซ์ที่สะท้อนจากฉาก แล้วคำนวณโดยใช้อัตราส่วนของจำนวนค่าสัญญาณต่อระยะทางจริง

2) เปรียบเทียบกับระยะจริง คิดค่าเปอร์เซนต์ความผิดพลาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการทดลอง

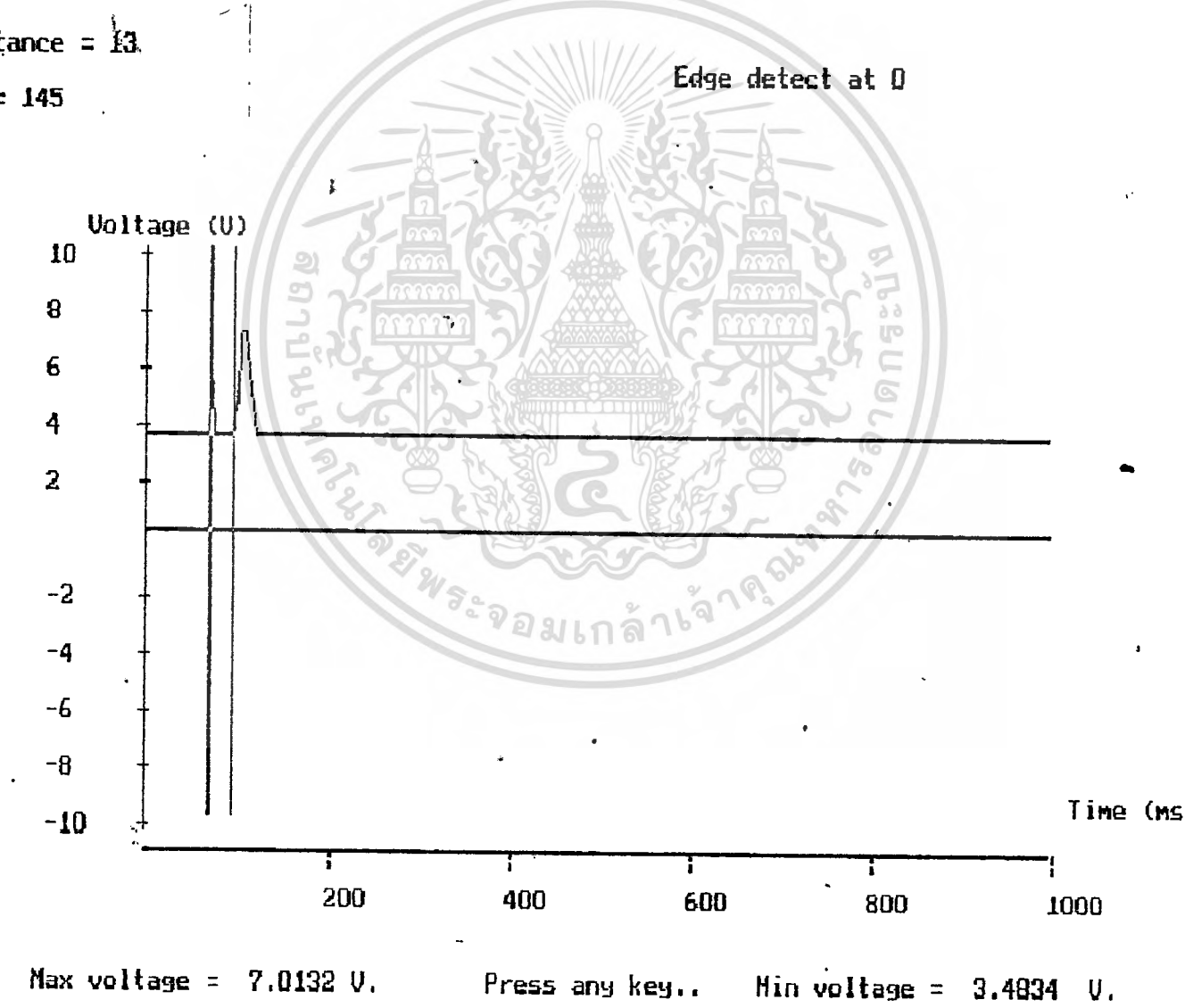
จากวงจรรับและส่งคลื่นอุลตราซาวด์ที่ออกแบบดังในหน้า 22 และ 23 จะสร้างพัลซ์อุลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับจากฉากกั้น แสดงได้ดังรูป



รูปที่ 18.1 พัลซ์อุลตราซาวด์ที่สร้างขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการหาอัตราส่วนระหว่างระยะทางจริง ต่อ จำนวนค่าของสัญญาณที่อ่านมานั้น จะต้องทำการทดลองเป็นจำนวนหลายครั้ง แล้วจึงหาค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนที่กล่าวมานี้ ซึ่งผลจากการทดลองได้จากโปรแกรมที่เขียนขึ้นเพื่อทำการวัดระยะระหว่างพัลซ์ 2 ลูก โดยพัลซ์ลูกแรกเป็นพัลซ์ที่ส่งออกไปและพัลซ์ลูกที่สองเป็นพัลซ์ที่สะท้อนกลับมา จะทำการจากหน้าจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งหน่วยของระยะทางจะเป็นจำนวนค่าของสัญญาณ ดังรูป 18.2



รูปที่ 18.2 แสดงการวัดระยะระหว่างพัลซ์ที่ส่งไปและสะท้อนกลับมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองในการวัดระยะ เป็นดังนี้

ระยะทาง(ซม.)	จำนวนค่าสัญญาณ				
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5
5	7	6	6	7	7
6	7	7	7	7	7
7	8	8	7	8	8
8	9	8	7	8	9
9	10	9	8	8	9
10	10	10	10	10	10
11	11	11	10	11	10
12	12	12	11	11	11
13	12	12	12	12	12
14	14	13	13	13	13
15	14	16	13	13	14
16	15	16	14	14	14
17	17	17	15	15	15
18	16	18	17	17	16
19	19	19	19	18	18
20	18	20	19	19	19
21	20	21	20	20	20
22	21	21	21	21	21
23	21	22	22	21	21
24	22	22	22	22	22
25	23	23	23	23	23

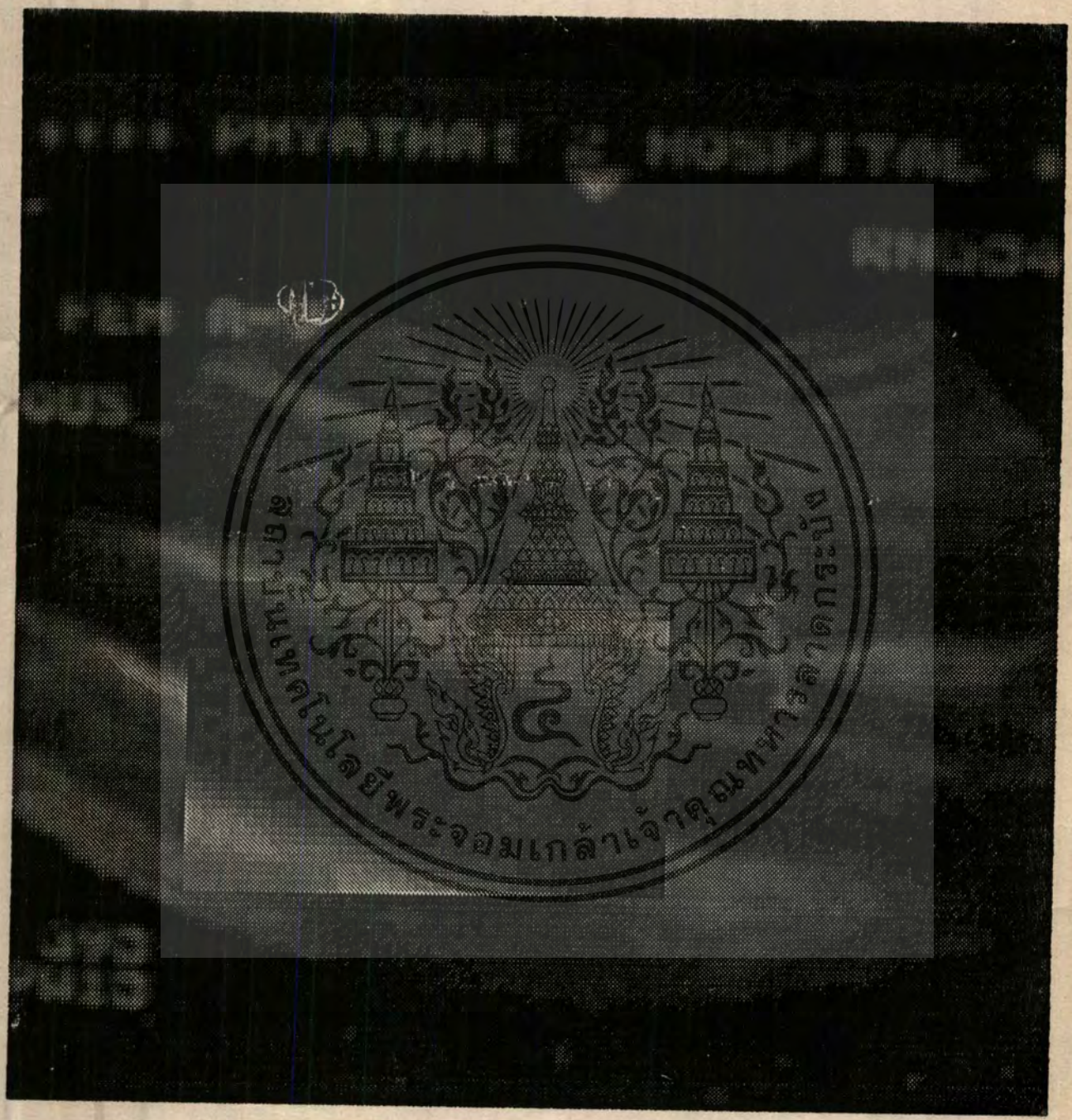
จากการทดลอง จะต้องหาอัตราส่วนเฉลี่ยของจำนวนค่าสัญญาณ ต่อ ระยะทาง เสียก่อน ซึ่งระยะทางจากตารางจะเป็นระยะทางไปของสัญญาณ ค่าระยะทางไปกลับต้องเพิ่มเป็น 2 เท่า และจากการคำนวณพบว่า จำนวนค่าสัญญาณ 0.82 ค่า แทน ระยะทาง 2.00 ซม. ดังนั้น จำนวนค่าสัญญาณ 1 ค่า ก็แทนระยะทาง 2.44 ซม.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในขั้นตอนการทดสอบโปรแกรมนั้น จะใช้ภาพถ่ายอุลตราซาวด์จริง ๆ ในการขยายภาพ ซึ่งจะกำหนดอัตราขยายค่าต่าง ๆ รวมทั้งแสดงการปรับแต่งความเข้มของภาพด้วย

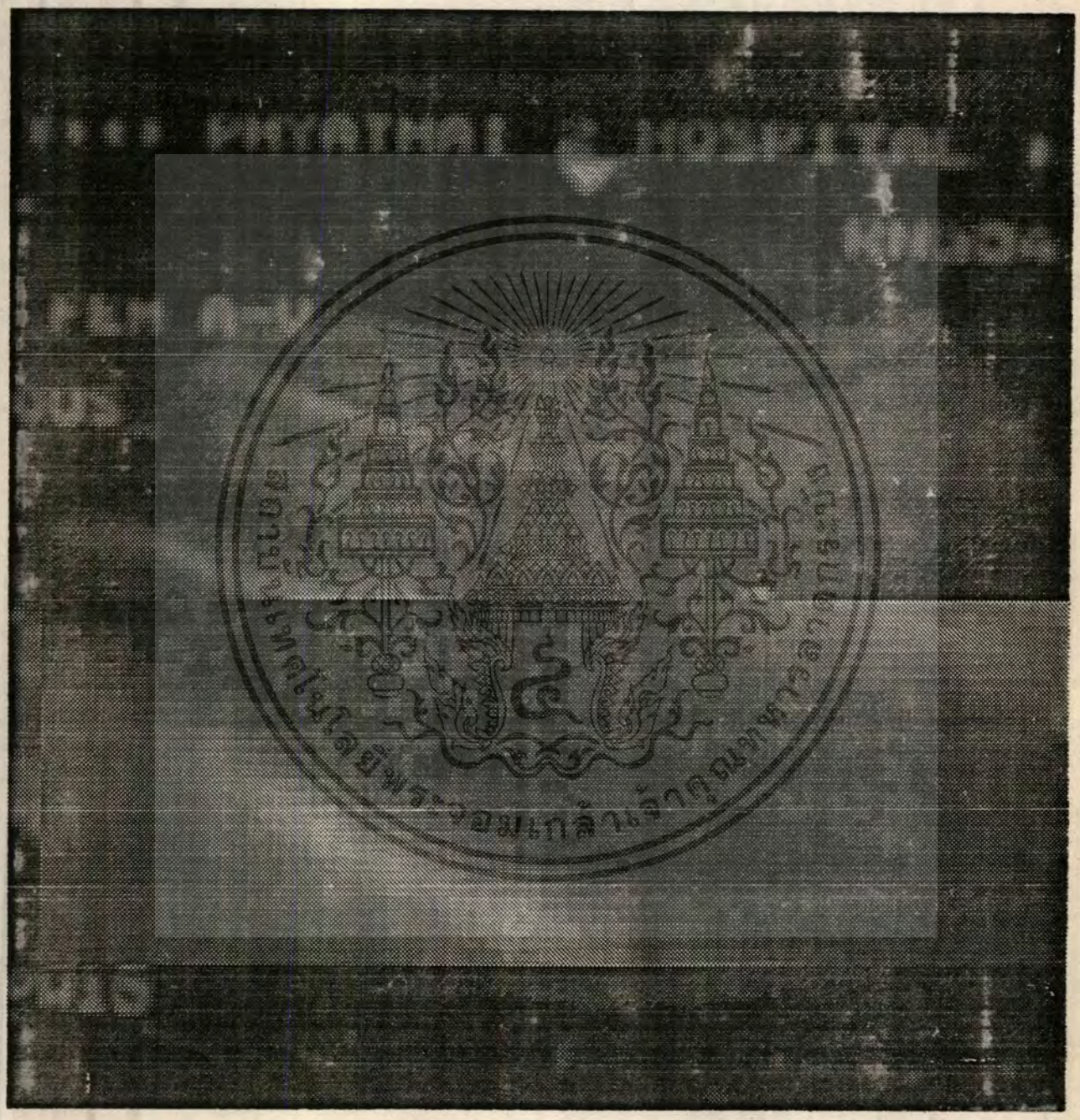
รูปที่ 19.1 ภาพพื้นฐานสำหรับการขยายภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



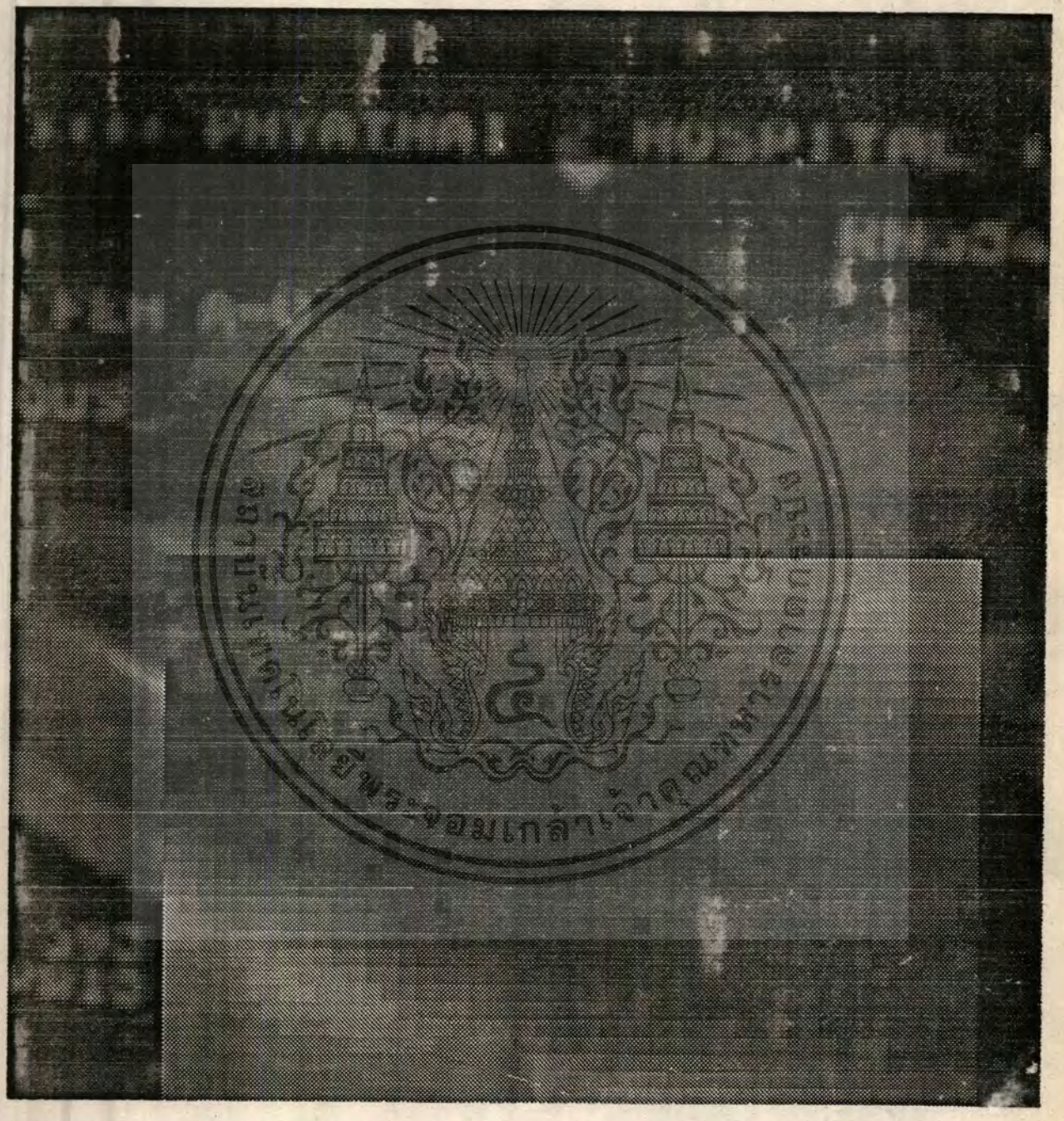
รูปที่ 19.2 การขยายภาพของเส้นเลือด ด้วยอัตราขยายเท่ากับ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 19.3 การขยายภาพของเส้นเลือด ด้วยอัตราขยายเท่ากับ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

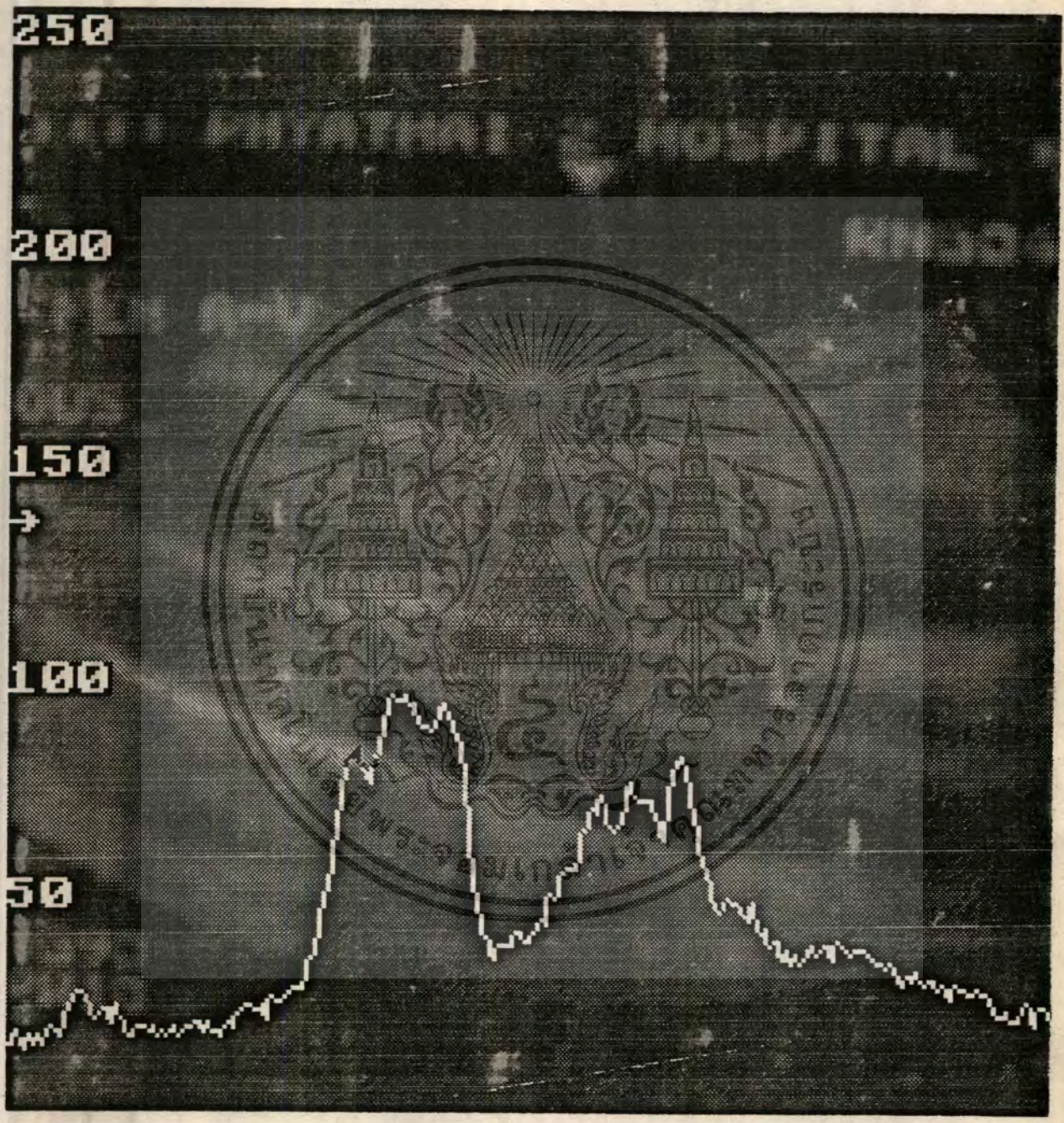


รูปที่ 19.4 การขยายภาพของเส้นเลือด ด้วยอัตราขยายเท่ากับ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

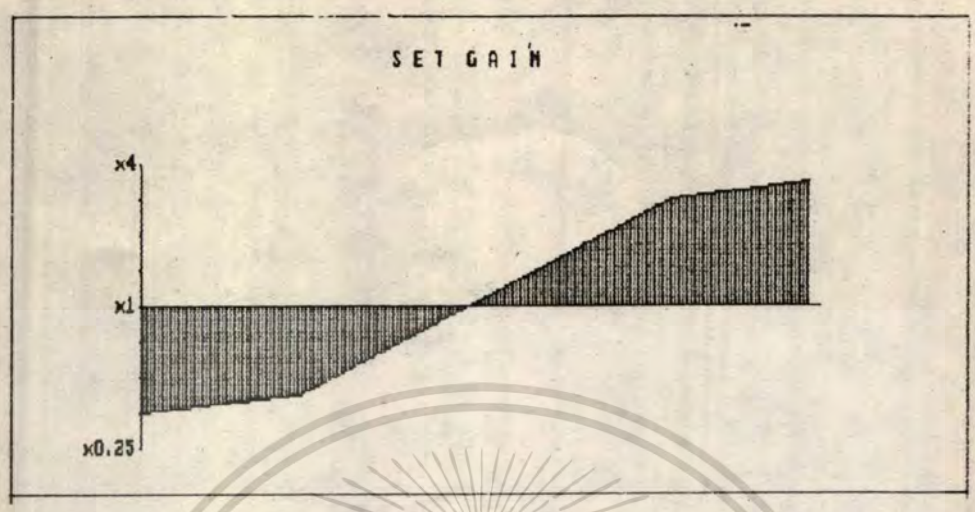
รูปที่ 19.5 ผลจากการขยายภาพแบบเต็มจอภาพ

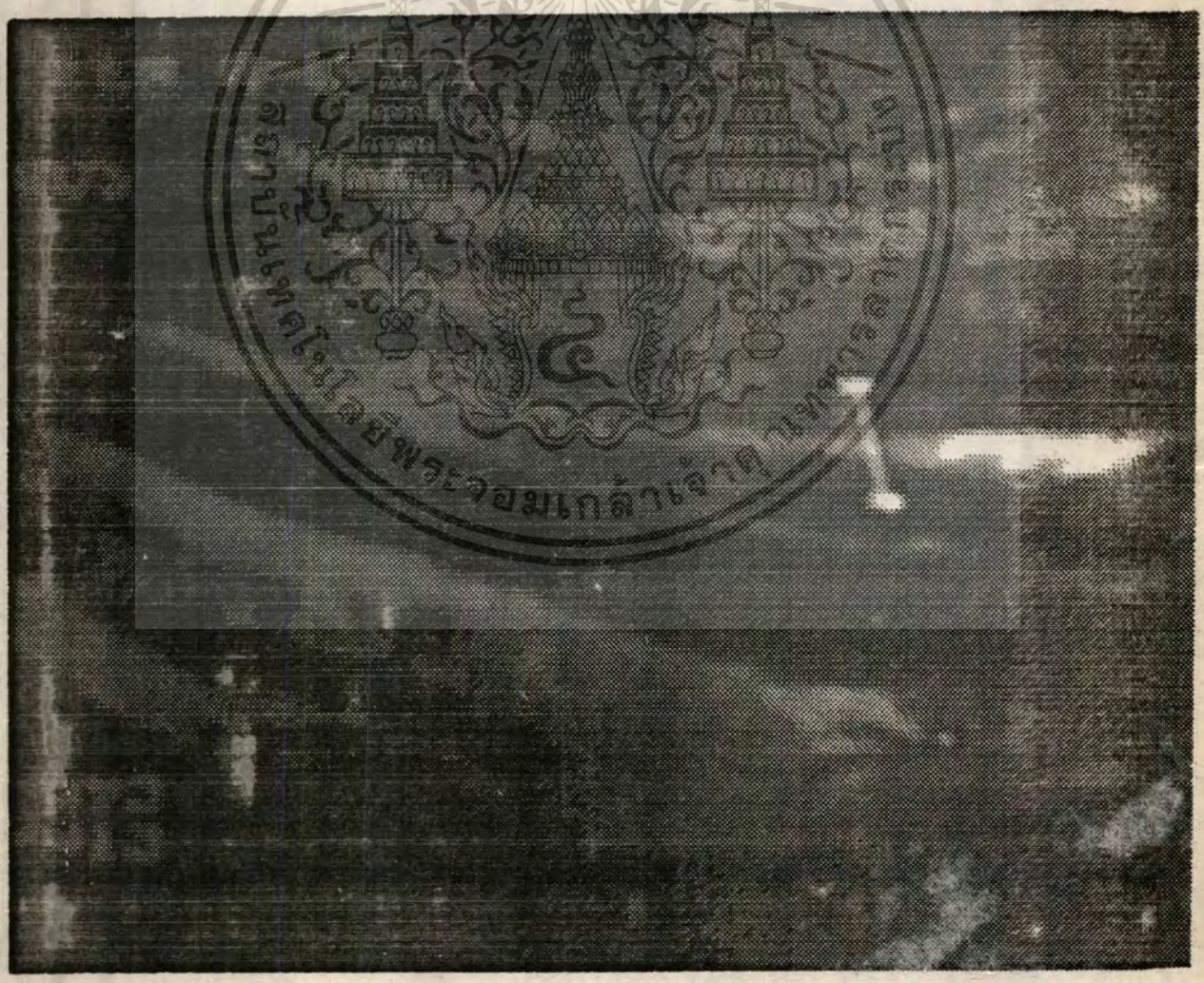
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 19.6 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มของแต่ละจุดในแนวเดียวกับเคอร์เซอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





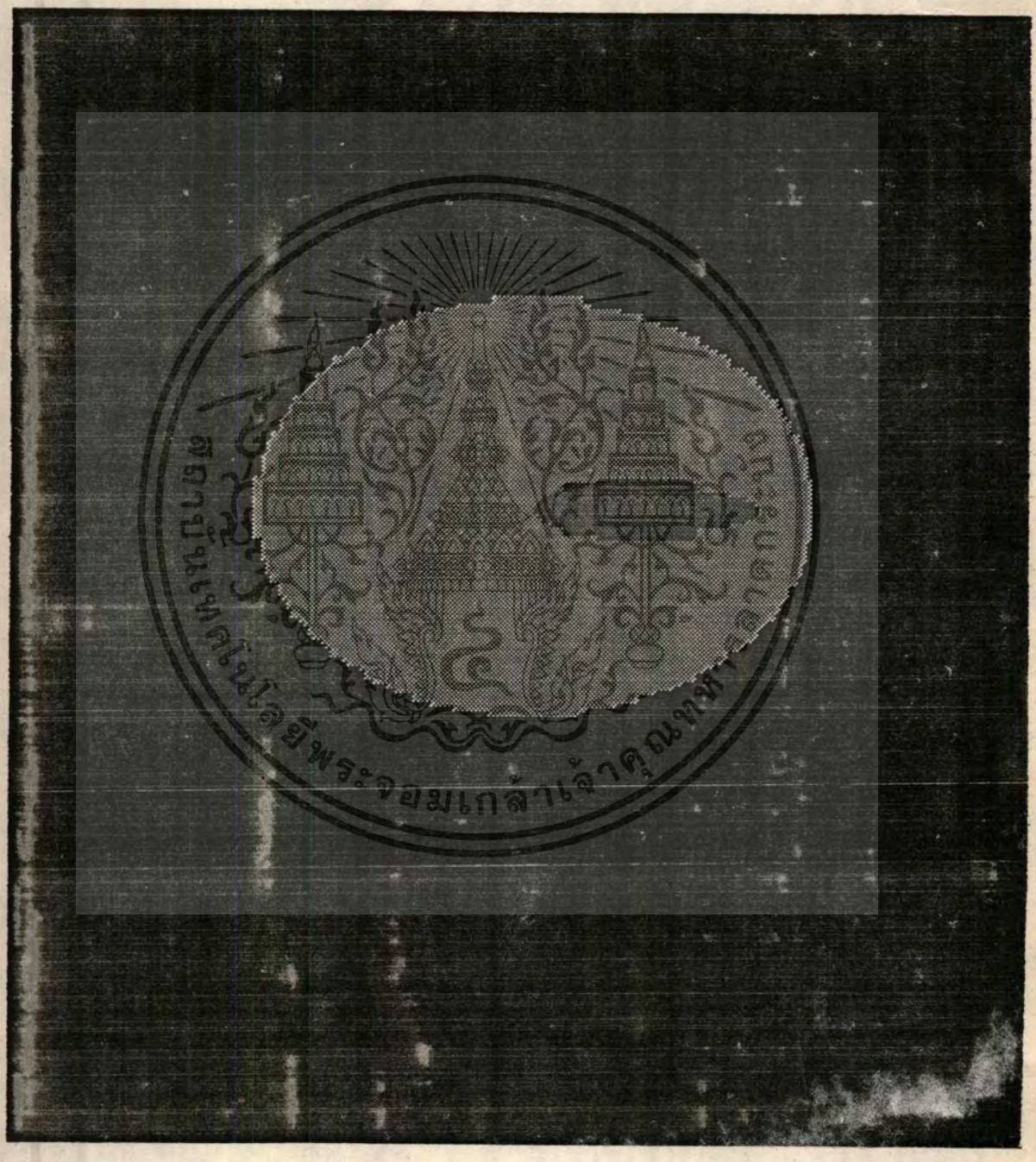
รูปที่ 19.7 ผลจากการปรับแต่งระดับความเข้มของภาพในบางส่วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 19.8 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มของแต่ละจุดในแนวเดิมหลังการปรับแต่ง

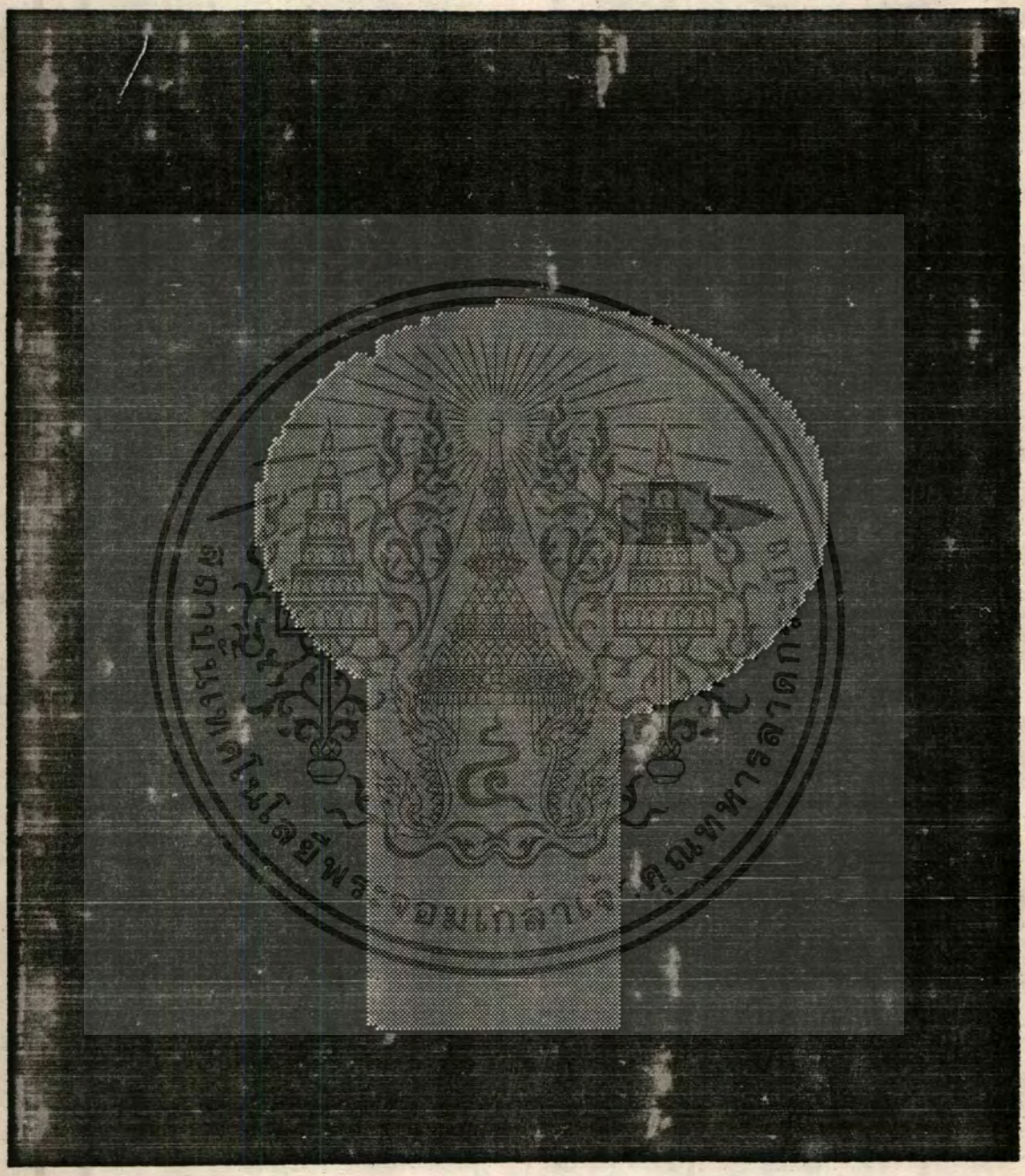
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และสำหรับขั้นตอนการทดลองโปรแกรมเกี่ยวกับการสร้างภาพทั้งหมด ภาพที่ได้เกิดจากการสร้างภาพจำลองขึ้นโดยกำหนดภาพเนื้อเยื่อขึ้น 3 ส่วน แต่ละส่วนจะเป็นเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน ดังนั้น การสะท้อนคลื่นอุลตราซาวด์จะสะท้อนเฉพาะขอบของชั้นเนื้อเยื่อเท่านั้น



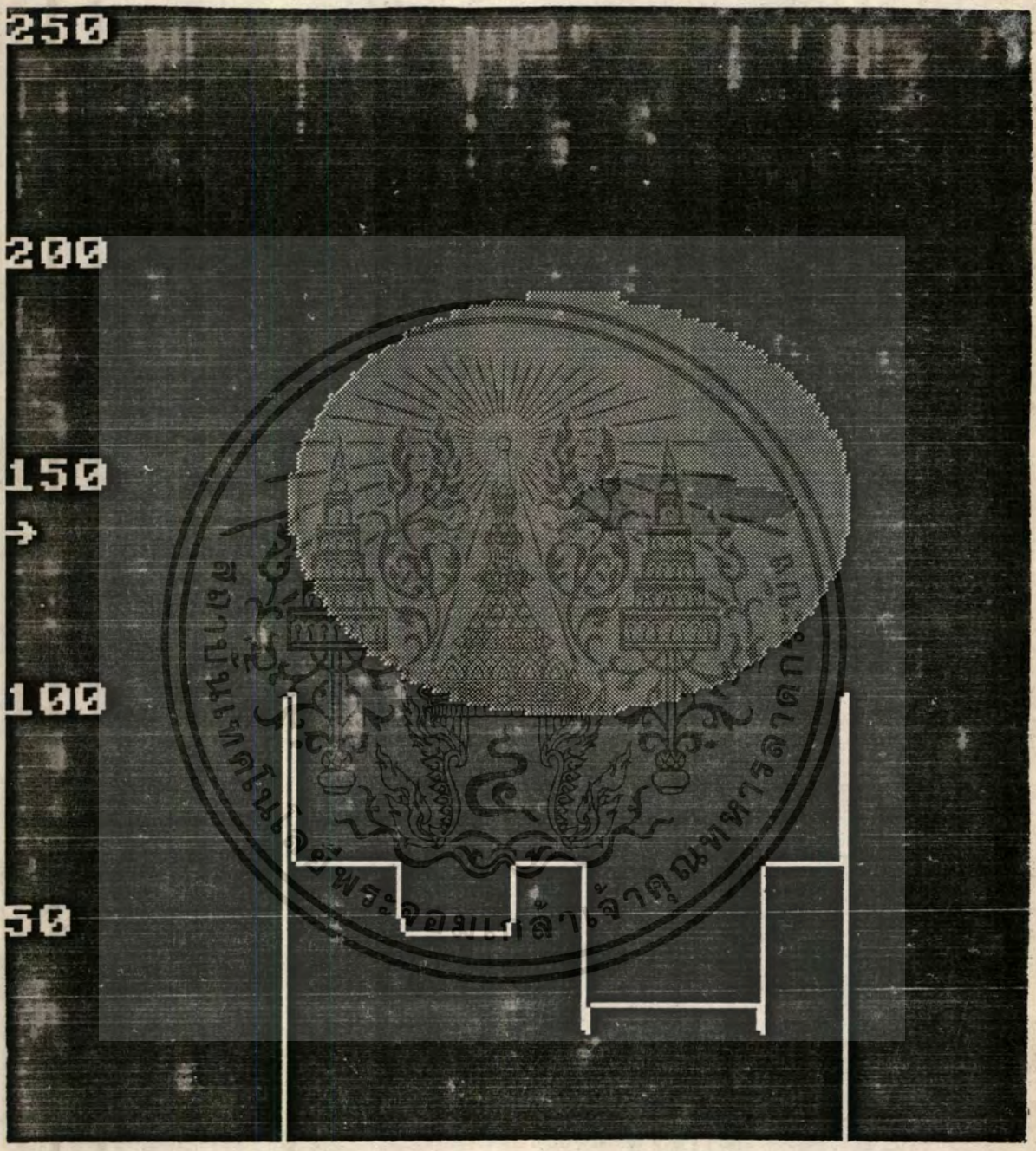
รูปที่ 20.1 ภาพจำลองพื้นฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



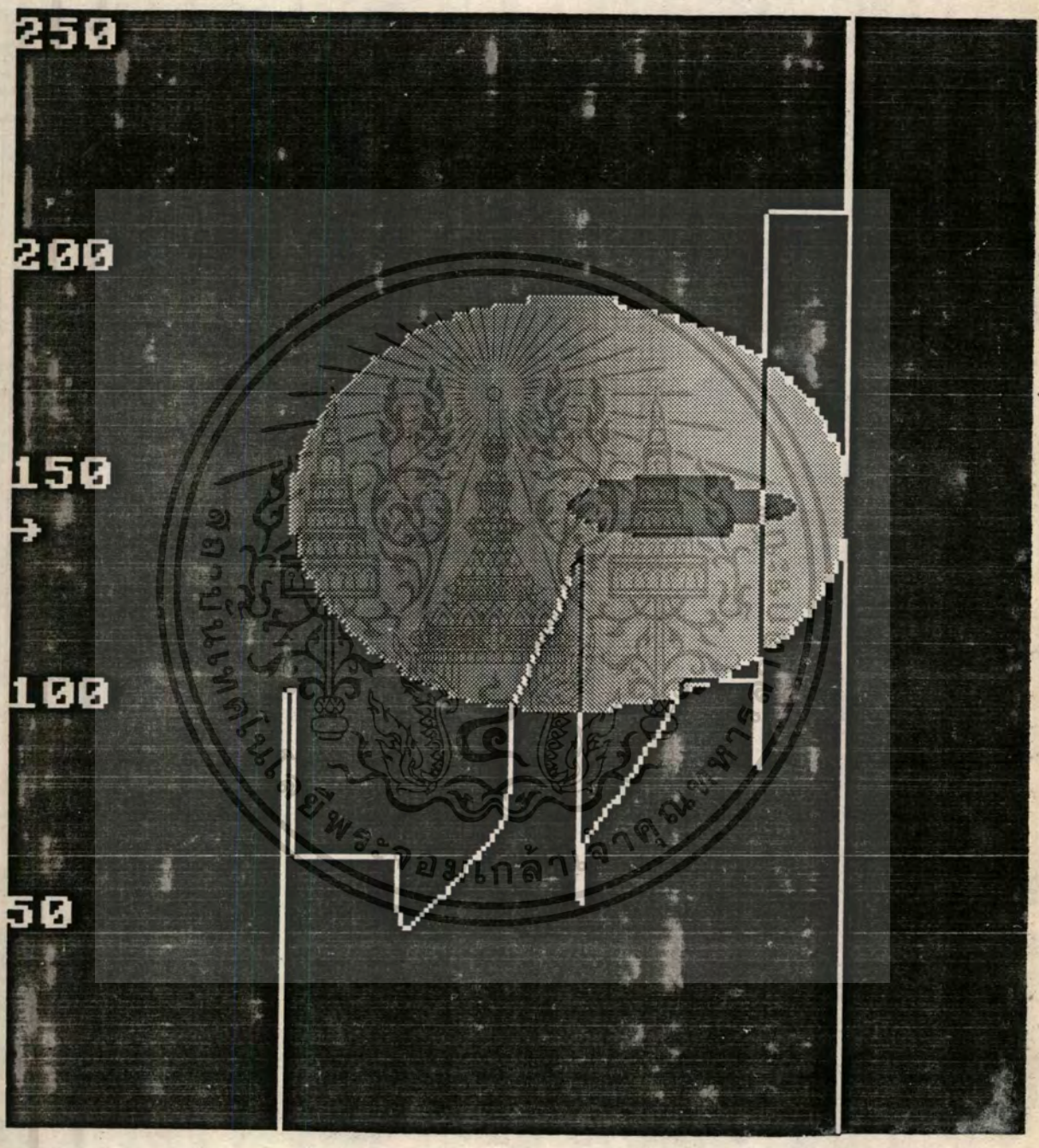
รูปที่ 20.2 ผลจากการขยายภาพบางส่วน จากภาพจำลองพื้นฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



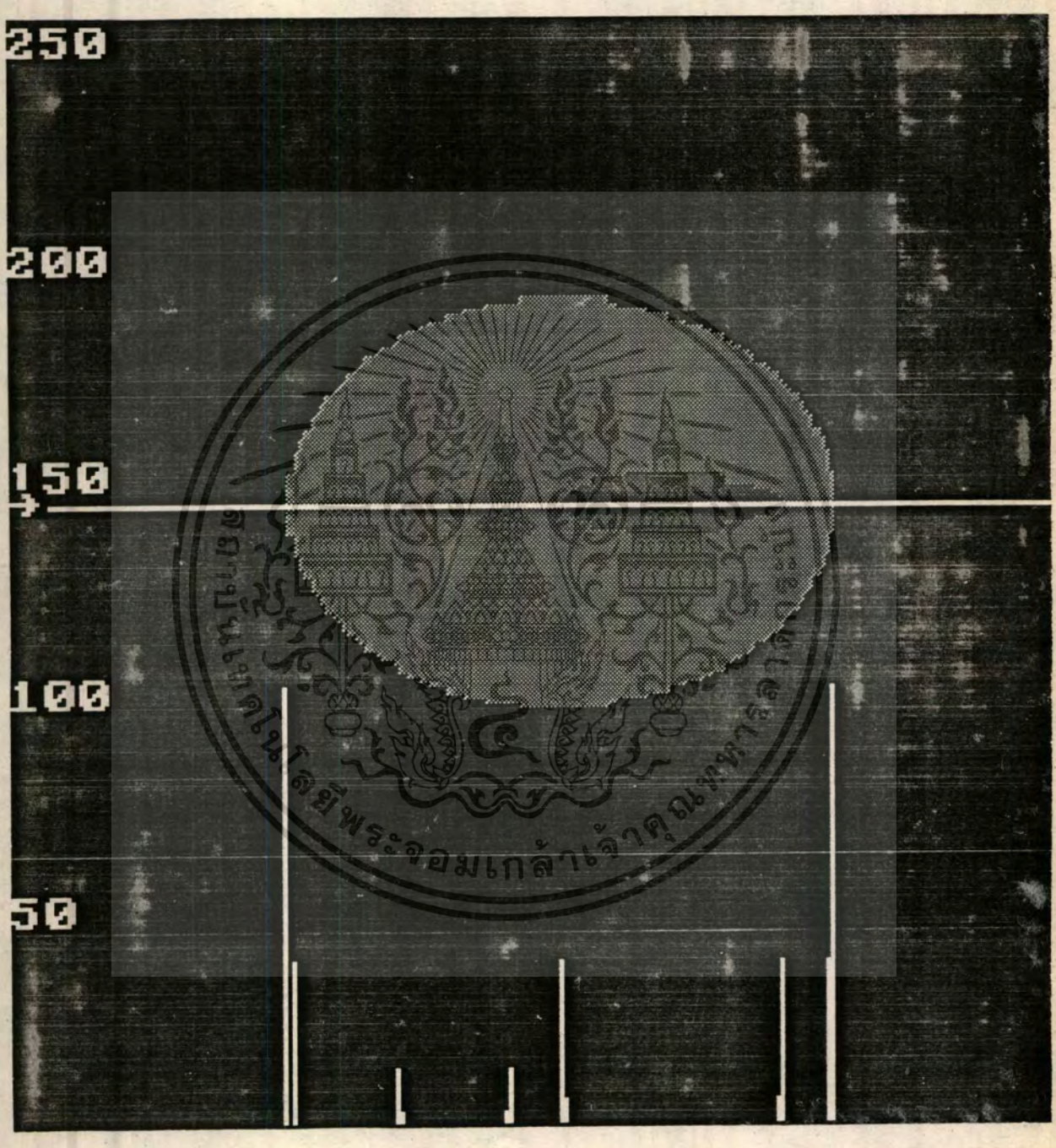
รูปที่ 20.3 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มของแต่ละจุดในแนวเดียวกับเคอร์เซอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 20.4 ผลจากการแสดงกราฟค่าความเข้มของแต่ละจุดในแนวเดิมหลังการปรับแต่งภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 20.5 ผลที่แสดงการสแกนแบบเอ จากภาพพื้นฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในขั้นตอนการวัดระยะทางนี้ จะทำการกำหนดระยะทางจริง แล้วเปรียบเทียบกับค่าระยะทางที่คำนวณออกมา ผลการทดลองเป็นดังนี้

ครั้งที่	จำนวนค่าสัญญาณ	ระยะทางที่คำนวณ	ระยะทางจริง	% ความผิดพลาด
1	7	8.54	6	42.33
2	8	9.76	8	22.00
3	10	12.20	10	22.00
4	12	14.64	12	22.00
5	13	15.86	14	13.29
6	15	18.30	16	14.38
7	17	20.74	18	15.22
8	18	21.96	20	9.80
9	20	24.40	22	10.90
10	22	26.84	24	11.83

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปและวิจารณ์

5.1 บทสรุป

โครงงานนี้เป็นการพัฒนาในขั้นต้นของการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์ โดยใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ จากการทดลอง ข้อมูลจากคลื่นอุลตราซาวด์จะจำลองขึ้นมาโดยอาศัยทั้งวงจรฮาร์ดแวร์ และ ซอฟท์แวร์ร่วมกัน ผลจากการพัฒนานี้ ทำให้สามารถพิจารณาภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์ได้สะดวกมากขึ้นกว่าการพิจารณาจากแผ่นฟิล์มที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน ซึ่งจะได้รายละเอียดไม่มากนัก แต่สำหรับโครงงานนี้ ภาพที่ได้สามารถแสดงบนจอภาพซึ่งสามารถปรับแต่งความชัดเจนของภาพ โดยใช้การขยายสัญญาณเป็นส่วน ๆ ได้

นอกจากนี้แล้ว ยังสามารถทำการขยายภาพให้มีขนาดใหญ่ขึ้นเพื่อพิจารณารายละเอียดในส่วนที่ต้องการ รวมทั้งการวัดระยะความหนาหรือระยะห่างของชั้นเนื้อเยื่อต่าง ๆ ได้อีกด้วย การทำงานในส่วนสร้างภาพนี้จะเป็นโปรแกรมทั้งหมด ซึ่งนอกจากจะช่วยลดขนาดของฮาร์ดแวร์แล้ว ยังทำให้ติดต่อกับผู้ใช้ได้สะดวกขึ้น โดยโปรแกรมจะมีลักษณะเป็นเมนูสามารถเลือกการใช้งานได้ง่าย ภาพที่ได้จะถูกแสดงบนจอภาพ และ สามารถเก็บลงแผ่นเก็บข้อมูลสำหรับใช้ในภายหลังได้ โครงงานนี้จะเป็นประโยชน์ในการพัฒนาและวิจัยด้านเครื่องมือทางการแพทย์ต่อไป

5.2 บทวิจารณ์

การวิจัยพัฒนาโครงงานการสร้างภาพจากคลื่นอุลตราซาวด์นี้ ยังสามารถพัฒนาไปได้อีกมาก ซึ่งจุดที่ควรพิจารณาได้แก่

1) โครงงานนี้อาศัยการสร้างข้อมูลจำลองขึ้น โดยใช้ความถี่ของทรานสดิวเซอร์เพียง 43 กิโลเฮิร์ซท์ เท่านั้น แต่การใช้งานจริงจะใช้ความถี่ในช่วง 3-7 เมกกะเฮิร์ซท์ และทรานสดิวเซอร์ที่ให้ความถี่ขนาดนี้มักมีราคาแพง ไม่เหมาะแก่การนำมาทดลอง ดังนั้น ในการพัฒนาโครงงานให้สามารถใช้งานได้จริงนั้น จึงควรจะได้นำเอาทรานสดิวเซอร์ที่ใช้ในการตรวจร่างกายจริง ๆ มาใช้ในวงจรสร้างคลื่นอุลตราซาวด์ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่จะนำไปสร้างภาพใกล้เคียงความจริงมากที่สุด

2) ภาพที่ได้จากคลื่นอุลตราซาวด์นั้นจะเป็นภาพขาว-ดำ ซึ่งในบางบริเวณที่มีความเข้มใกล้เคียงกันมาก อาจแยกความแตกต่างของระดับความเข้มด้วยสายตาไม่ได้ ฉะนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าเราสามารถแสดงภาพในลักษณะที่เป็นสีต่าง ๆ ให้เห็นความแตกต่างระหว่างส่วนต่าง ๆ ในภาพอย่างชัดเจน ก็จะเป็นประโยชน์ในการใช้งานอย่างมาก

3) ภาพที่สร้างได้ยังไม่สามารถเก็บลงแผ่นฟิล์มได้ ในขณะนี้เพียงเก็บข้อมูลลงในไฟล์ได้อย่างเดียวเท่านั้น ซึ่งถ้าจัดหาเครื่องบันทึกภาพลงฟิล์มได้ก็สามารถพัฒนาให้โครงงานใช้งานได้อย่างกว้างขวางขึ้น

จากจุดที่พิจารณาเหล่านี้ ถ้าทำการพัฒนาโครงงานต่อไปก็จะช่วยให้สามารถนำไปใช้งานจริงได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1 แสดงตำแหน่งพอร์ทแอดเดรสของรีจิสเตอร์ใน DMA

ADDRESS (HEX)	DESCRIPTION
8B	DMA Page Select, channel 5
89	DMA Page Select, channel 6
8A	DMA Page Select, channel 7
ØC4	Base Address, channel 5
ØC6	Word Count, channel 5
ØC8	Base Address, channel 6
ØCA	Word Count, channel 6
ØCC	Base Address, channel 7
ØCE	Word Count, channel 7
ØD4	Mask Register
ØD6	Mode Register
ØD8	Byte Pointer Flip/Flop

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2 แสดงค่าสำหรับโปรแกรมโหมดรีจิสเตอร์

VALUE (HEX)	MEMORY FUNCTION	DMA CHANNEL	AUTOINITIALIZE
45	Write	5	No
49	Read	5	No
55	Write	5	Yes
59	Read	5	Yes
46	Write	6	No
4A	Read	6	No
56	Write	6	Yes
5A	Read	6	Yes
47	Write	7	No
4B	Read	7	No
57	Write	7	Yes
5B	Read	7	Yes

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3 รีจิสเตอร์ในการ์ด TARGA M8

ตำแหน่งเปรียบเทียบ	การใช้งาน
ØXCØØ	mode register 1
ØXCØ1	mode register 2 ใช้ควบคุมการทำงานของ display mode, screen resolution, และอื่นๆ ซึ่งจะอธิบายโดยละเอียดต่อไป
ØXCØ2	Video status register แสดงสถานะปัจจุบันของ NTSC และแสดงว่า external video signal มีอยู่หรือไม่
ØX8ØØ	Mask register mask สำหรับคำสั่งอ่านและเขียนที่หน่วยความจำแสดงภาพ ซึ่งจะไม่ป้องกันหน่วยความจำเมื่อขณะเก็บภาพ ถ้าบิทใน mask register เป็น 1 - คำสั่งเขียนไม่สามารถเปลี่ยนบิทใน pixel ของหน่วยความจำแสดงภาพ - แต่ละบิทจะให้ค่าเป็นหนึ่ง สำหรับคำสั่งอ่าน ปกติจะเป็น ØXØØ Mask off
ØX8Ø2	Lower Page Select
ØX8Ø3	Upper Page Select 3 บิทล่างของแต่ละรีจิสเตอร์ใช้เลือกหน้าของหน่วยความจำ การเลือกขึ้นกับ บิทสูงสุดของ offset ของหน่วยความจำ ถ้าเป็น 1 เลือก Upper Page Select ถ้าเป็น Ø เลือก Lower Page Select
ØX8ØØ	M8 Top Read register สำหรับอ่านข้อมูลจาก look-up table
ØX4ØØ	M8 Control register ใช้ควบคุมคำสั่งของ M8 Top ซึ่งจะอธิบายโดยละเอียดต่อไป
ØX4Ø1	Control Write register ใช้เขียนข้อมูลที่ display register ใน video timing controller

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตำแหน่งเปรียบเทียบ	การใช้งาน
ØX402	M8 Top Write register ใช้เขียนข้อมูลใน look-up table และเลือกใช้ input และ output look-up table ที่ทำงาน
ØX403	Vertical Pan register กำหนดแถวเริ่มต้นสำหรับ vertical panning
ØX000	Border Color register กำหนดสีของขอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รายละเอียดของ Mode register 1

เลขที่บิท 7654 3210	การใช้งาน
---- --xx	Memory Select ØØ deselect display memory default after reset 1Ø เหมือนกับ ØØ Ø1 select display memory 11 reserved
---- -x--	Interlace bit บิทเฉพาะสำหรับอนุญาติแสดงภาพ non-interlaced output สำหรับทุกๆ 256 row resolutions เปลี่ยนเฉพาะช่วงระหว่าง vertical blanking
--xx x---	Resolution and Screen Select ØØØ 512 pixel x 512 row output default after reset Ø1Ø 512 pixel x 256 row output ,screen Ø Ø11 512 pixel x 256 row output ,screen 1 1ØØ 256 pixel x 256 row output ,screen Ø 1Ø1 256 pixel x 256 row output ,screen 1 11Ø 256 pixel x 256 row output ,screen 2 111 256 pixel x 256 row output ,screen 3
-x-- ----	Controller Write Mode Select Ø กำหนด index ของรีจีสเตอร์แสดงภาพ โดยส่งทาง Controller Write register (ØX4Ø1) 1 ส่งข้อมูลไปยังรีจีสเตอร์แสดงภาพ โดยส่งทาง Controller Write register (ØX4Ø1)
x--- ----	Display Register High-Order Bit กำหนดค่าของ high-order bit ของรีจีสเตอร์หน่วยความจำที่ได้เลือกไว้แล้ว (บิทที่ 9)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รายละเอียดของ Mode register 2

เลขที่บิท 7654 3210	การใช้งาน
---- --xx	RARAM Tap Bits กำหนด RARAM Tap bits (ธรรมดามีค่าเป็น 0) ใช้สำหรับ horizontal panning
--- xx--	Zoom Factor 00 ธรรมดา (1x1 pixel) 01 2X Zoom (2x2 pixel) 10 4X Zoom (4x4 pixel) 11 8X Zoom (8x8 pixel)
--xx ----	Display Mode 00 การแสดงภาพธรรมดา 01 การแสดงภาพ Live Mode ด้วยการกำหนดสีขอบ 10 กำหนดสีขอบและสีภายในเป็นสีเดียวกับสีขอบ 11 Live Mode กับ Live Border
-x-- ----	Capture Bit เมื่อกำหนดบิทนี้ TARGA M8 จะแสดงแถวที่ปลายของแถว
x--- ----	Genlock (Synchronization) Mode 0 TARGA M8 จะทำ clock เอง (Master Mode) 1 TARGA M8 จะทำงานประสานกับ supplied video (Slave Mode)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4 รีจิสเตอร์แสดงภาพของ TARGA

กำหนดค่า	การใช้งาน
DRØ	Active Window Horizontal Start
	DRØ = ค่าคอลัมน์เริ่มต้นของ Visible Field
	DRØ = 85 ถ้า Overscan Mode Off
	DRØ = 64 ถ้า Overscan Mode On
	บังคับ 75 <= DRØ <= 95
DR1	Active Window Horizontal Stop
	DR1 -1 = ค่าคอลัมน์สุดท้ายของ Visible Field
	DR1 = 341 ถ้า Overscan Mode Off
	DR1 = 363 ถ้า Overscan Mode On
	บังคับ DRØ <= DR1 <= DRØ+256
DR2	Active Window Vertical Start
	DR2 = ค่าแถวแรกของ Visible Field
	กำหนดให้ = 40 (200 line Screen Display)
	บังคับ 20 <= DR2 <= DR3
DR3	Active Window Vertical Stop
	DR3 -1 = ตำแหน่งแถวสุดท้ายของ Visible Field
	กำหนดให้ DR3 = 240 (200 line Screen Display)
	DR2 < DR3 <= 261
DR4	DR4 = 352 Overscan Mode Off
	DR4 = 363 Overscan Mode On
DR5	DR5 = 1 Overscan Mode Off
	DR5 = 17 Overscan Mode On
DR6	DR6 = Ø
DR7	DR7 = 511
DR8	Horizontal Panning Register
	DR8 = คอลัมน์เริ่ม pixel clolk ถ้า panning screen
	กำหนดให้ DR8 = DRØ (pan Off)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำหนดค่า	การใช้งาน
	บังคับ DR0-63 <= DR8 <= DR0 (Zoom = 2X,4X,8X) DR8 = DR0 (Zoom = 1X)
DR9	DR9 = DR0
DR10	DR10 = DR2
DR11	DR11 = DR3
DR12	DR12 = 20
DR13	DR13 = 22
DR14	DR14 = 0
DR15	DR15 = 511
DR16	DR16 = 0
DR17	DR17 = 0
DR18	DR18 = 0
DR19	DR19 = 3
DR20	Display Format register Select Display Format 0 262 1/2 Lines-Interlaced Scan 1 261 1/2 Line-Interlaced Scan 2 263 Lines-Non-Interlaced 3 262 Line-Non-Interlaced กำหนดให้ DR20 = 0 บังคับ (512x512 display) DR20 = 0 หรือ DR20 =1
DR21	Reserved

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ULTRASONIC TRANSDUCER

NIPPON CERAMIC CO.,LTD.
Ceramic Material & Application Manufacturer
TEL 0857-27-0311 TELEX 5792 271 J NICERA
372 KUSUYAMA TOTTORISHI 680 JAPAN

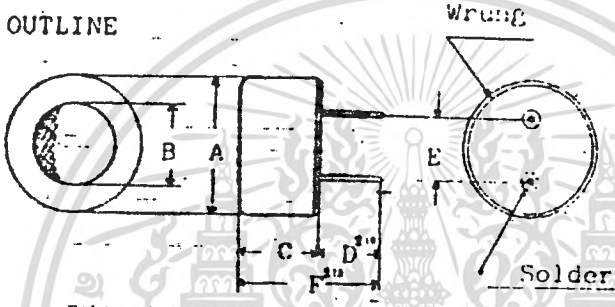
TITLE : TRANSDUCERS SPECIFICATION NO. 810223

1.GENERAL

THESE SPECIFICATION DESCRIBE THE ULTRASONIC TRANSDUCERS

TYPE T40-24A : TRANSMITTER
R40-24A : RECEIVER

2.PACKAGE OUTLINE



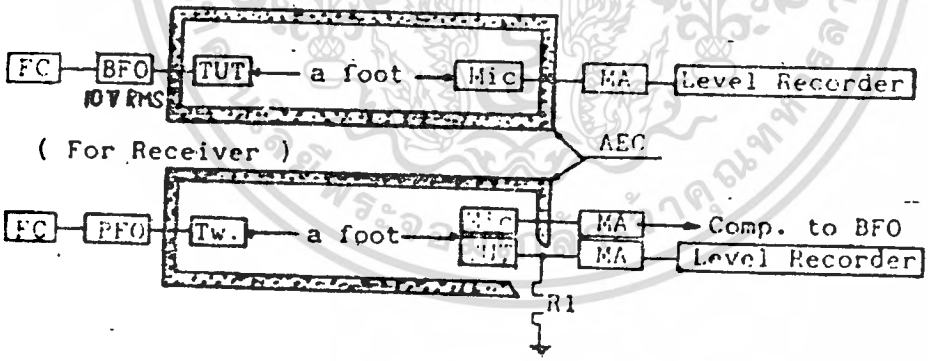
A 23.8
B 13.8
C 14.3
D 10.8
E 11.8
F 25.1

(UNIT: m/m) TOLERANCE ± 0.5

---- Fig.1 ----

3.TEST CIRCUIT

(For Transmitter)

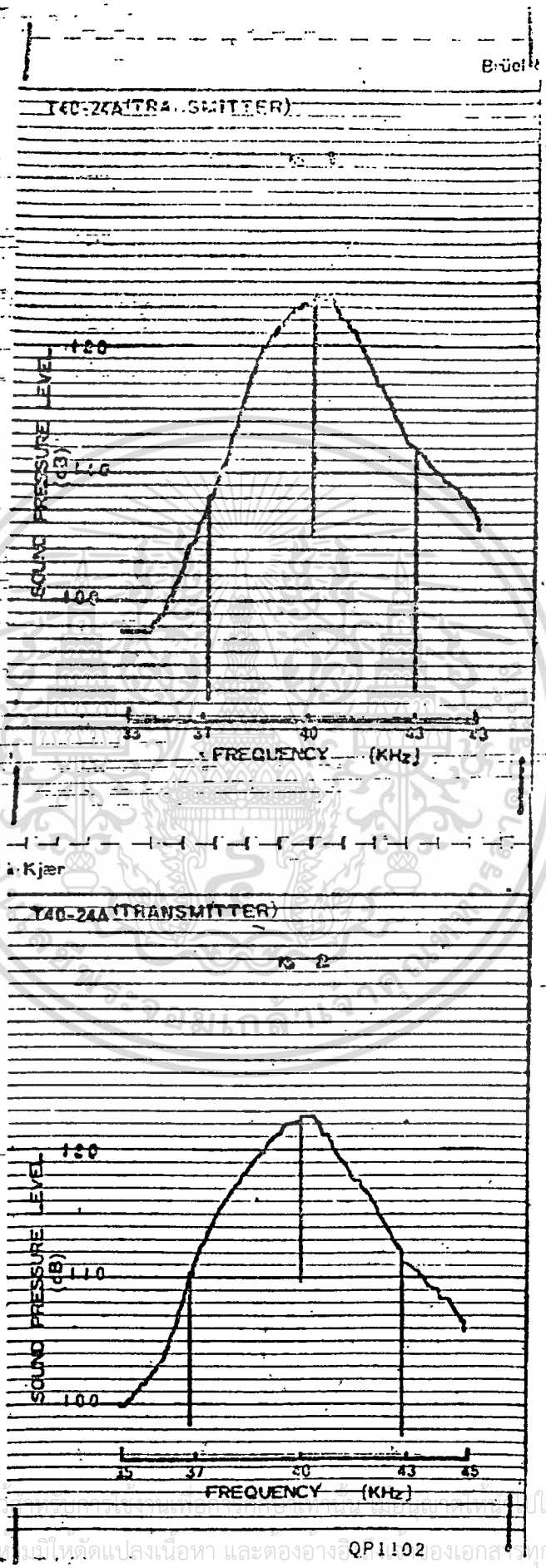


FC : Frequency Counter
BFO : Beat Freq. Osc.
TUT : Transducer Under Test
MA : Measuring Amplifier
Tw. : Tweeter
R1 : 3.9 K ohm
Mic : Microphone
AEC : Anechoic Chamber

---- Fig.2 ----

4.CHARACTERISTICS

Type	T40-24A	R40-24A
Center Frequency (KHz)	40 ± 1	40 ± 1
Sound Pressure Level 0 dB = 0.0002 μbar	40 KHz = 115 dB Min.	*******
Sensitivity at 40 KHz	*******	-[illegible] dB = 1 μbar Min.
Band Width	[illegible] KHz Min. [illegible] KHz	[illegible] dB down
Capacitance (pF)	2000	[illegible]



QP1102

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

BIPOLAR ANALOG INTEGRATED CIRCUIT

μPC4570

DUAL ULTRA LOW-NOISE, WIDEBAND, OPERATIONAL AMPLIFIER

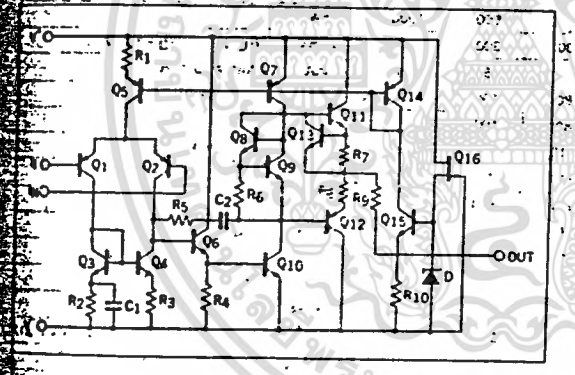
DESCRIPTION

The μPC 4570 is an ultralow-noise, wideband, high slew-rate, dual operational amplifier. Input equivalent noise is three times better than the conventional 4558 type op-amps. The gain bandwidth products and the slew-rate are seven times better than 4558. In spite of fast AC performance, the μPC4570 is extremely stable under voltage-follower circuit conditions. Supply current is also improved compared with conventional wideband op-amps. The μPC4570 is an excellent choice for pre-amplifiers and active filters in audio, instrumentation, and communication circuits.

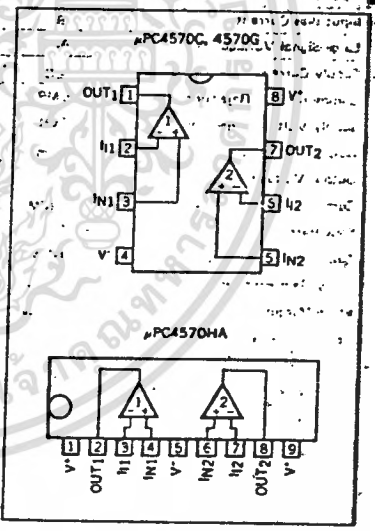
FEATURES

- Ultralow noise: e_n = 4.5 nV/√Hz
- High slew-rate: 7 V/μs
- Wide bandwidth: GBW = 15 MHz at 100 kHz
- Internal full-frequency compensation

EQUIVALENT CIRCUIT (1/2 Circuit)



CONNECTION DIAGRAM (Top View)



ORDERING INFORMATION

Part Number	Package
μPC4570C	8 PIN PLASTIC DIP (300 mil)
μPC4570G2	8 PIN PLASTIC SOP (225 mil)
μPC4570HA	8 PIN SLIM SIP

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (T_a = 25 °C)

PARAMETER		μPC4570	UNIT
Voltage between V^+ and V^-		36	V
Differential Input Voltage		±30	V
Input Voltage (Note 1)		±15	V
Power Dissipation	C Package (Note 2)	350	mW
	G Package (Note 3)	440	mW
	HA Package (Note 2)	350	mW
Output Short Circuit Duration		10	s
Operating Temperature Range		−20 to +80	°C
Storage Temperature Range		−55 to +125	°C

Note 1: The absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.
Note 2: Thermal derating factor is −5 mW/° C when ambient temperature is higher than 55 °C
Note 3: Thermal derating factor is −4.4 mW/° C when ambient temperature is higher than 25 °C.

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

CHARACTERISTIC	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Supply Voltage	$V^{\pm}$	±4		±16	V
Output Current	I_O			±10	mA
Capacitive Load (A_V = +1)	C_L			100	pF
Source Resistance	R_S			50	kΩ

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_a = 25±3 °C, RH ≤ 70 %, $V^{\pm}$ = ±15 V)

CHARACTERISTIC	SYMBOL	MIN.	TYP	MAX.	UNIT	CONDITIONS
Input Offset Voltage	V_{IO}		0.3	5	mV	R_S ≤ 50 Ω
Input Offset Current	I_{IO}		10	200	nA	
Input Bias Current	I_B		500	1000	nA	
Large Signal Voltage Gain	A_V	30	300		V/mV	R_L ≥ 2 kΩ, V_O = ±10 V
Supply Current	I_{CC}		5	8	mA	Both Amplifiers
Common Mode Rejection Ratio	CMR	80	100		dB	
Supply Voltage Rejection Ratio	SVR	80	100		dB	
Output Voltage Swing	V_{om}	±12	±13.4		V	R_L ≥ 10 kΩ
Output Voltage Swing	V_{om}	±10	±12.6		V	R_L ≥ 2 kΩ
Common Mode Input Voltage Range	V_{ICM}	±12	±14		V	
Slew Rate	SR	5	7		V/μs	R_L ≥ 2 kΩ
Gain Bandwidth Product	GBW	10	15		MHz	f_O = 100 kHz
Unity Gain Frequency	f_{unity}		7		MHz	open loop
Phase Margin	θ_{unity}		60		degree	open loop
Total Harmonic Distortion	THD		0.0003		%	V_O = 3 $V_{r.m.s.}$, f=20 Hz to 20 kHz (Fig 1)
Input Noise Voltage	V_n		1.2		$\mu V_{r.m.s.}$	RIAA (Fig.2)
Input Noise Voltage	V_n		0.82	0.65	$\mu V_{r.m.s.}$	FLAT + JISA, R_S = 100 Ω (Fig 3)
Input Noise Voltage	e_n		5.5		nV/√Hz	f_O = 10 Hz, R_S = 100 Ω
Input Noise Voltage	e_n		4.5		nV/√Hz	f_O = 1 kHz, R_S = 100 Ω
Input Noise Current	i_n		0.7		pA/√Hz	f_O = 1 kHz
Channel Separation			120		dB	f = 20 Hz to 20 kHz

Note 4: For asterisk items, following improved spec is applied to the production lots made after Jun. '87 by the effect of input PNP Tr's h_{FE} rise.

CHARACTERISTIC	SYMBOL	MIN.	TYP	MAX.	UNIT	CONDITIONS
Input Offset Current	I_{IO}		10	100	nA	
Input Bias Current	I_B		100	400	nA	
Input Noise Voltage	V_n		0.5		$\mu V_{r.m.s.}$	RIAA (Fig 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MEASUREMENT CIRCUIT

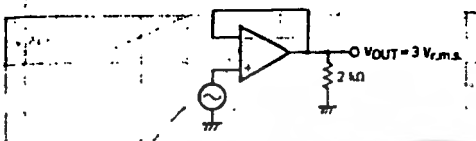


Fig. 1 Total Harmonic Distortion Measurement Circuit

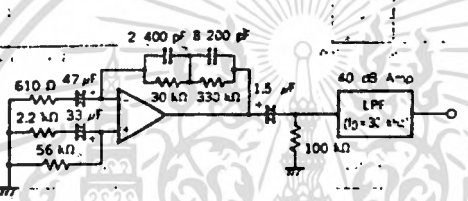


Fig. 2 Noise Measurement Circuit

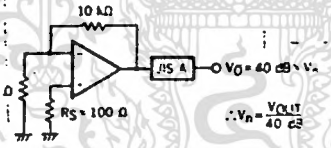
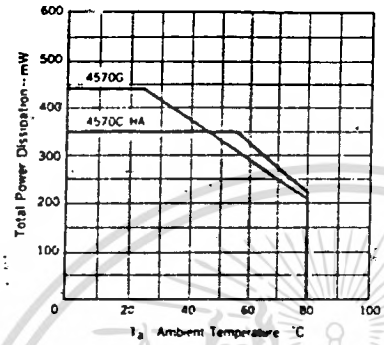


Fig. 3 Flat Noise Measurement Circuit

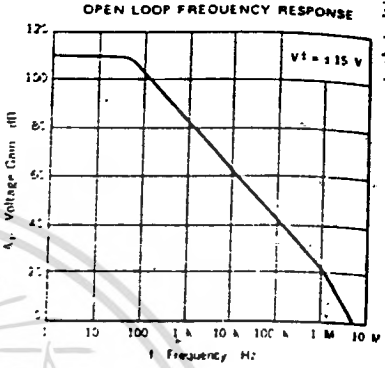
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS (T_a = 25 °C)

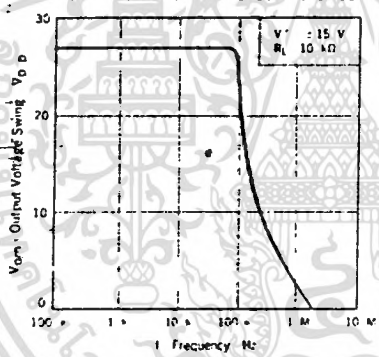
POWER DISSIPATION



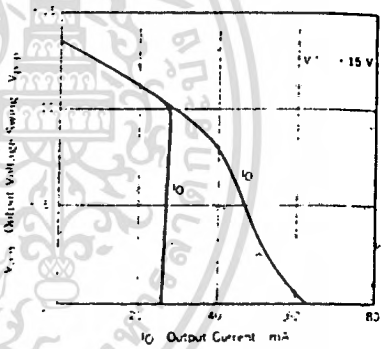
OPEN LOOP FREQUENCY RESPONSE



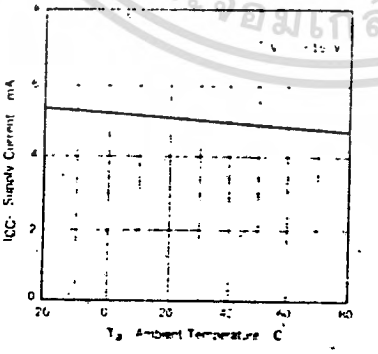
LARGE SIGNAL FREQUENCY RESPONSE



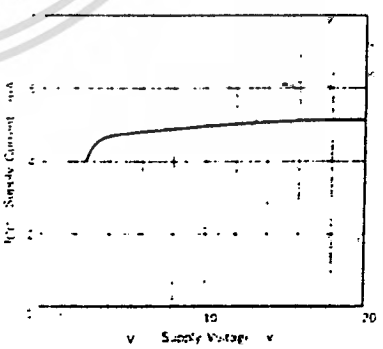
OUTPUT VOLTAGE SWING



SUPPLY CURRENT

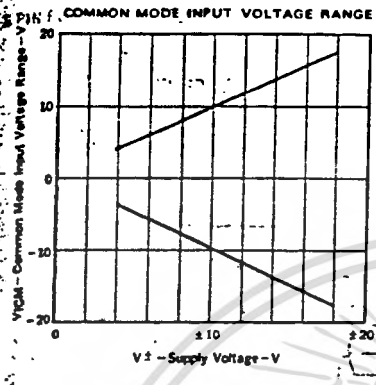


SUPPLY CURRENT

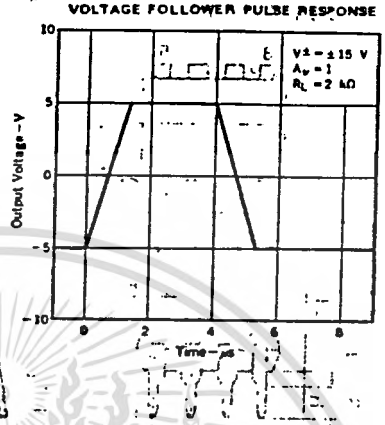


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

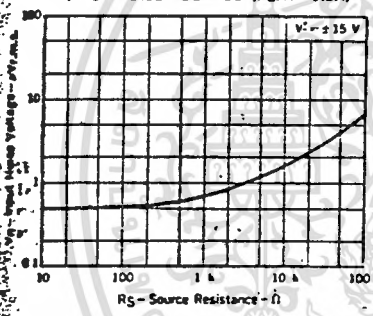
COMMON MODE INPUT VOLTAGE RANGE



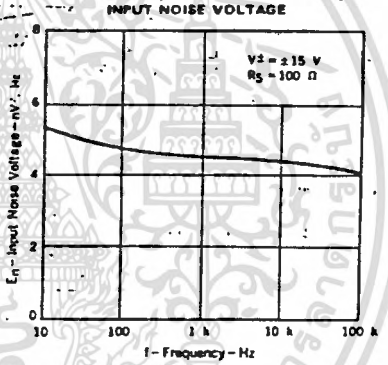
VOLTAGE FOLLOWER PULSE RESPONSE



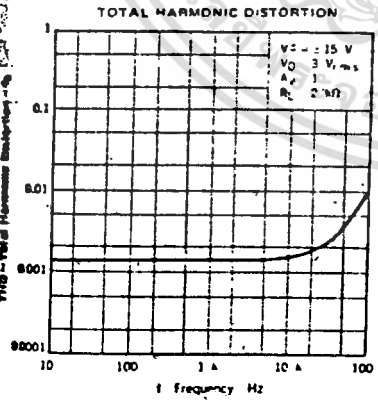
INPUT NOISE VOLTAGE (FLAT + JISA)



INPUT NOISE VOLTAGE



TOTAL HARMONIC DISTORTION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำวิจัยโครงงานเรื่อง การสร้างภาพจากอุลตราซาวด์ ตลอดจนการทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ ได้รับความสำเร็จลุล่วงมาด้วยดี ส่วนหนึ่งได้รับความอนุเคราะห์ ทั้งทางด้านคำแนะนำ การจัดหาอุปกรณ์ ตำรา และเครื่องมือต่าง ๆ ในการทดลอง ตลอดจนการช่วยแก้ไขปัญหาต่าง ๆ ที่เกิดขึ้น จากบุคคลเหล่านี้

ศจ.ดร. ไพรัช ธัชยพงษ์

อ. กวิน สนธิเพิ่มพูน

อ. อัครินทร์ คุณกิตติ

คุณ วีระศักดิ์ วิทวัสกุล

คุณ อาวิน แสงคุณ

คุณ สุวัฒน์ จินตวิวัฒน์วงศ์ จากบริษัท ไทยออสพิเท็คส์ จำกัด

จึงกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. Bernard sigel , " OPERATIVE ULTRASONOGRAPHY " , Lea 2 Febiger Washington Square Philadelphia USA., 1982

2. Borhout AJ. , " MEDICAL IMAGEING CURRENT TECHIQUES AND FUTURE DEVELOPMENTS " , Med Prog Technol, Vol 11, No.4, 1986, pp. 197-207

3. C. Fleischer, A. Everetie James, " REAL-TIME SONOGRAPHY " , USA., 1984

4. Francis S. Weill, " ULTRASONOGRAPHY OF DIGESTIVE DISEASES " The C.V. Mosby Company, 1982, pp. 1-32

5. Frederick W. Kremkau, " DIAGNOSTIC ULTRASOUND " , Grune & Stratton, Inc , 1984, pp. 74-105, pp. 154-165

6. Lothar Oppermann , " ABDOMINAL ULTRASOUND STATIC & DYNAMIC SCANNING " , Villadsen & Christensen Copenhagen Denmark, 1980, pp. 21-34

7. Matthew Hussey , " DIAGNOSTIC ULTRASOUND " , Blackie & Son Limited LONDON, 1975, pp. 200-220

8. P.N.T. Wells, " ULTRASONICS IN CLINICAL DIAGNOSIS " , T & A Constable ltd., Edinburgh, 1977, pp. 1-32

9. R A. Lerski, " PRACTICAL ULTRASOUND " , Oxford England, 1988

10. Royal J. Bartrum, Harte C. Crow , " REAL-TIME ULTRASOUND " WB. Saundess company philadelphia London, 1983 , pp. 1-73

11. W. N. Mcdicken , " DIAGNOSTIC ULTRASONIC, PRINCIPLE AND USE OF INSTRUMENTS " , William Clowes & Sons Limited London, 1976

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า