

รายงานการวิจัย

เรื่อง

การบีบอัดข้อมูลภาพทางการแพทย์ด้วยการแปลงเวฟเล็ตส์  
Medical Image Compression using Wavelet Transforms

โดย

กิตติพล ชิตสกุล

RCH

R

859

P52

กบข๗๗๕

เลขหมู่.....

เลขทะเบียน..... 34715

วัน, เดือน, ปี 3 พ.ย. 2542

ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

2540

## สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทคัดย่อ .....	1
Abstract.....	1
1. บทนำ.....	1
2. การลดข้อมูลภาพ .....	2
3. การบีบอัดข้อมูลภาพโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตส์.....	2
4. ทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ตส์แบบความละเอียดหลายระดับ [2].....	3
5. การตัดทอนไฮสแตรนด์และกระบวนการควอนไทซ์.....	7
6. การเข้ารหัส .....	7
7. การวัดคุณภาพของภาพ.....	9
8. การทดลองและผลการทดลอง .....	10
9. สรุปและวิจารณ์ .....	13
10. เอกสารอ้างอิง .....	13
11. กิตติกรรมประกาศ .....	13

# การบีบอัดข้อมูลภาพทางการแพทย์ด้วยการแปลงเวฟเลตส์

## Medical Image Compression using Wavelet Transforms

### บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาถึง การลดขนาดข้อมูลภาพโดยใช้การแปลงเวฟเลตส์ มีจุดประสงค์เพื่อนำมาประยุกต์ใช้กับภาพทางการแพทย์ จากหลักการที่ว่า การแปลงเวฟเลตส์ จะทำให้เกิดการสูญเสียคุณภาพของภาพในส่วนที่ไม่สำคัญในการรับรู้ของมนุษย์ จึงทำให้เหมาะกับการนำมาใช้ในการลดข้อมูลภาพที่ยังคงต้องการคงรายละเอียดของภาพในขณะที่สามารถลดขนาดลงได้มากที่สุด ในงานวิจัยนี้ได้นำวิธีการแปลงเวฟเลตส์มาใช้กับภาพขาวดำ 256 ระดับเทาขนาดความละเอียด 256x256 ร่วมกับการเข้ารหัสมาตรฐานแบบฮัฟฟ์แมนและรันเลนจซ์ โดยการบีบอัดข้อมูลด้วยค่าอัตราการบีบอัดขนาดต่าง ๆ กันในช่วง 2 ถึง 14 พร้อมกับเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนที่วัดได้

### Abstract

The main aim of this study is to apply the Wavelet transforms in medical image compression. Based on a characteristic that the Wavelet transforms provide only the loss in fidelity of an image in some parts, no significance in the human perception. In the study, the medical of 256 gray levels images with 256x256 pixels are used to verify the proposed algorithm. The results of experiments at compression ratio from 2 to 14 are comparably shown with their root mean square errors

### 1. บทนำ

ในปัจจุบันภาพถ่ายทางการแพทย์มีความสำคัญอย่างยิ่งต่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ ทำให้มีการนำเข้าเครื่องมือถ่ายภาพทางการแพทย์มาใช้งานในประเทศเป็นจำนวนมาก แต่เดิมการถ่ายภาพทางการแพทย์มักจะใช้การถ่ายด้วยรังสีเอ็กซ์แล้วบันทึกลงบนฟิล์มและวิเคราะห์ด้วยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ทำให้เกิดปัญหาในการจัดเก็บฟิล์มที่มีอยู่เป็นจำนวนมาก การนำคอมพิวเตอร์มาใช้ในการถ่ายภาพทางการแพทย์ทำให้การถ่ายภาพมีความก้าวหน้าทั้งในแง่ของเทคนิคการถ่าย การจัดเก็บข้อมูล การประมวลผล และการวิเคราะห์ ในแง่ของเทคนิคการถ่าย ทำให้เกิดการถ่ายภาพรังสีเอ็กซ์แบบดิจิทัล การถ่ายภาพภาคตัดขวางแบบ Computerized Tomography (CT) การถ่ายภาพแบบ Magnetic Resonance Imaging (MRI) ตลอดจนอัลตราซาวด์สแกนเนอร์ เครื่องมือถ่ายภาพทางการแพทย์สมัยใหม่ดังกล่าวจะมีคอมพิวเตอร์เป็นองค์ประกอบหนึ่ง เกือบทั้งหมดจึงใช้การแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์เป็นหลักและผลพลอยได้คือ คอมพิวเตอร์จะถูกใช้ในการประมวลผลและช่วยในการวิเคราะห์ ทำให้สะดวกในการเรียกมาแสดงผลและการจัดเก็บข้อมูล

ถึงแม้ว่ารูปแบบการจัดเก็บข้อมูลภาพทางการแพทย์จะเปลี่ยนไปจากการเก็บด้วยฟิล์ม ด้วยเทคโนโลยีของการถ่ายภาพที่เปลี่ยนไป รวมถึงการนำเทคนิคการวินิจฉัยที่หลากหลายมาใช้ ทำให้ข้อมูลภาพเหล่านี้มีจำนวนมาก การจัดเก็บยังคงมีปัญหาในแง่ของพื้นที่ในการจัดเก็บ การสืบค้นข้อมูล และประสิทธิภาพในการส่งผ่านข้อมูล

ได้มีการผลิตซอฟต์แวร์ในการบีบอัดข้อมูลขึ้นมาเป็นการค้า ด้วยเทคนิคที่แตกต่างกันและจำหน่ายในราคาแพง จึงทำให้ยังไม่ใช้อย่างแพร่หลายในประเทศ ซึ่งหมายถึงว่า การจัดเก็บ การสืบค้นข้อมูล และการส่งผ่านข้อมูล ของวงการแพทย์ในปัจจุบันยังขาดประสิทธิภาพและปัญหานี้จะทวีความรุนแรงขึ้นเรื่อย ๆ ตามจำนวนการใช้งานที่เพิ่มขึ้น

## 2. การลดข้อมูลภาพ

การลดข้อมูลภาพโดยทั่วไป จะแบ่งเป็นสองประเภท คือ

1. การลดขนาดแบบที่ไม่มีมีความสูญเสีย (คุณภาพ) (loss less compression) กล่าวคือ ภาพที่ได้จากการลดขนาดข้อมูลด้วยวิธีนี้จะเหมือนกับภาพต้นฉบับทุกประการ ตัวอย่างของเทคนิคการลดข้อมูลแบบนี้ได้แก่ การเข้ารหัสแบบฮัฟฟ์แมน (Huffman coding) หรือการเข้ารหัสแบบรันเลนจซ์ (Run-length coding [1]) เป็นต้น
2. การลดข้อมูลแบบมีการสูญเสีย (Lossy compression) การลดข้อมูลแบบนี้ ภาพที่ผ่านขบวนการลดข้อมูล จะมีความผิดเพี้ยนจากภาพต้นฉบับบ้าง เทคนิคที่มีการวิจัยพัฒนาที่ผ่านมาได้แก่ Transform coding, Predictive coding หรือ Quantization เป็นต้น

การลดข้อมูลแบบแรกไม่มีผลกระทบต่อคุณภาพของภาพ แต่ปริมาณการลดข้อมูลที่ได้ไม่สูงมากนักและขึ้นอยู่กับลักษณะของภาพ เทคนิคแบบที่สองให้อัตราการลดข้อมูลสูงกว่า แต่ขบวนการที่ใช้การตัดข้อมูลบางส่วนออกไป ทำให้เกิดการสูญเสียคุณภาพของภาพไปจำนวนหนึ่งเช่นกัน ในงานประยุกต์ที่ต้องการทั้งปริมาณการลดข้อมูลและคุณภาพของภาพผลลัพธ์ที่ได้ จึงมักใช้ทั้งสองขบวนการผสมผสานกัน

ในงานวิจัยนี้เช่นกันได้ใช้เทคนิคดังกล่าวโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตส์ ในส่วนของ Transform coding ร่วมกับขบวนการ Quantization และการเข้ารหัสแบบ ฮัฟฟ์แมน เพื่อดูผลทั้งในแง่ของการลดข้อมูลและคุณภาพของการลดข้อมูล

## 3. การบีบอัดข้อมูลภาพโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตส์

จากหลักการรับรู้ภาพของมนุษย์ [3] อยู่บนพื้นฐานของเค้าโครงของวัตถุเป็นสำคัญ แต่ลักษณะซึ่งเป็นองค์ประกอบอื่น ๆ ได้แก่ลักษณะสวดลายพื้นผิว (textures) ซึ่งขึ้นอยู่กับทิศทางของแสงและเงา จะมีความสำคัญในลำดับรองลงมา โดยหลักการนี้ขบวนการลดข้อมูลจะเลือกใช้การเลือกตัดข้อมูลที่ไม่มีความสำคัญและมีผลต่อคุณภาพของการมองเห็นออกไป

ตามหลักการ จะใช้การแตกสัญญาณหลายระดับ (Multi resolution Signal Decomposition) ในปริภูมิเวฟเลต สามารถแยกองค์ประกอบของภาพออกได้ จากนั้นเลือกตัดในส่วนที่เป็นลวดลายพื้นผิวออกไป โดยคงส่วนของขอบภาพไว้ ซึ่งหมายความว่า จะยอมให้เกิดการสูญเสียในส่วนของลวดลายพื้นผิวออกไป ขั้นตอนเหล่านี้อธิบายเป็นแผนภาพได้ง่ายกว่าดังรูปที่ 1



รูปที่ 1. แสดงขั้นตอนขบวนการบีบอัดข้อมูลภาพที่ใช้โดยใช้การแปลงเวฟเลตส์

ผลของขบวนการบีบอัดข้อมูลภาพในรูปที่ 1. ผลที่ได้จะไม่อยู่ในรูปแบบที่แสดงเป็นภาพปกติได้ ซึ่งต้องการขบวนการขยายข้อมูล (decompression) ก่อนดังแสดงในรูปที่ 2.



รูปที่ 2. แสดงขั้นตอนขบวนการขยายข้อมูลภาพ

#### 4. ทฤษฎีการแปลงเวฟเลตส์แบบความละเอียดหลายระดับ [2]

##### 4.1 เวฟเลตส์

เมื่อพิจารณาว่า สัญญาณเป็นเวกเตอร์  $2^j$  มิติในปริภูมิ  $V^j$  ซึ่งเกิดจากเวกเตอร์มูลฐาน (basis vectors) ในปริภูมิที่เกิดจากฟังก์ชันที่ถูกเรียกว่า Scaling function  $\Phi_i^j$  โดย

$$\Phi_i^j(x) = \sqrt{2^j} \Phi(2^j x - i); i = 1, \dots, 2^j - 1$$

ลักษณะสมบัติที่สำคัญของ Scaling function ที่เลือกใช้คือให้กำเนิดเวกเตอร์มูลฐานที่เป็นเชิงตั้งฉากซึ่งกันและกันทั้งหมด ดังนั้นองค์ประกอบของสัญญาณในปริภูมิย่อย  $V^0$  จะฝังอยู่ใน  $V^1$  นั่นคือ :

$$V^0 \subset V^1 \subset V^2 \subset V^3 \subset \dots \subset V^j$$

$$\text{หรือ } V^j \subset V^{j+1}$$

ซึ่งเป็นไปได้ว่าจะมีองค์ประกอบใน  $V^{j+1}$  ไม่อยู่ใน  $V^j$  โดยกำหนดว่า องค์ประกอบส่วนนี้อยู่ในปริภูมิย่อย  $W^j$  (เรียกส่วนเติมเต็มเชิงตั้งฉากของ  $V^j$  ใน  $V^{j+1}$ ) และเรียกฟังก์ชันสำหรับเวกเตอร์มูลฐานใน  $W^j$  ว่า ฟังก์ชันเวฟเลต  $\Psi_j^i$  โดย:

$$\Psi_j^i(x) = \sqrt{2^j} \Psi(2^j x - i); i = 0, \dots, 2^j - 1$$

ฟังก์ชันทั้งสองมีลักษณะสมบัติที่สำคัญคือ

1. ผลรวมของฟังก์ชันมูลฐาน  $\Psi_j^i$  ของ ปริภูมิย่อย  $W^j$  และ  $\Phi_j^i$  ของ ปริภูมิย่อย  $V^j$  จะเป็นเวกเตอร์ทั้งหมดใน  $V^{j+1}$

$$V^{j+1} = V^j \oplus W^j$$

2.  $\Psi_j^i$  และ  $\Phi_j^i$  จะเป็นฟังก์ชันเชิงตั้งฉากซึ่งกันและกัน

#### 4.1.1 การกระจายสัญญาณในหลายระดับความละเอียด

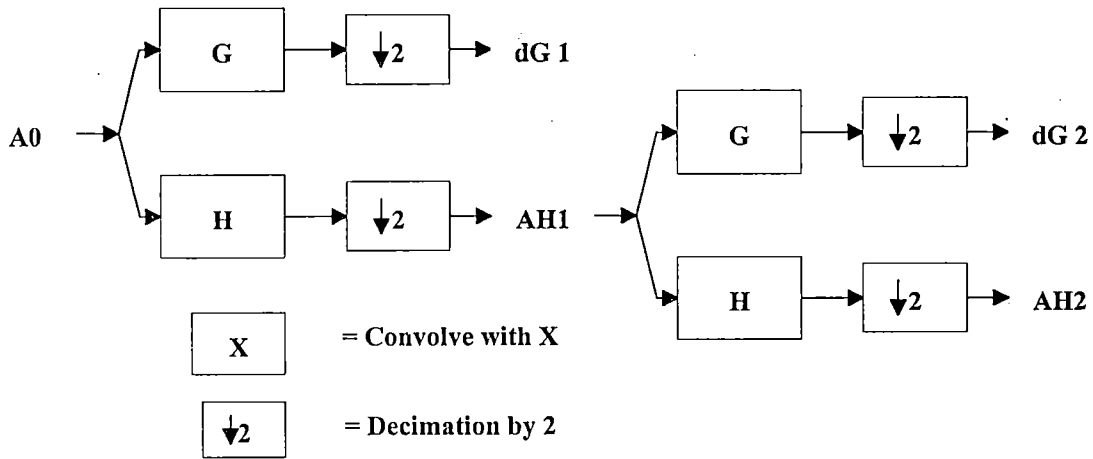
จากคุณสมบัติของ Scaling function และ ฟังก์ชันเวฟเลต ดังกล่าวข้างต้นและคุณสมบัติการเป็น ฟังก์ชันเชิงตั้งฉากปกติของ

$$\Phi^j(x) = \sqrt{2^j} \Phi(2^j x) \text{ และ } \Psi^j(x) = \sqrt{2^j} \Psi(2^j x)$$

ทำให้สามารถใช้การแปลงเวฟเลตมาแยกองค์ประกอบของสัญญาณ เป็นส่วนที่มีความละเอียดลดลงเป็นลำดับ (Scaling) และสัมประสิทธิ์ของรายละเอียด (Detail coefficient) ซึ่งการนำหลักการดังกล่าวมาใช้สามารถทำได้โดยใช้หลักการของ Quadrature mirror filter(QMF) ดังกล่าวต่อไปนี้  
ถ้ากำหนดว่า  $G = g(n)$  และ  $H = h(n)$ ,  $n \in Z$  เป็นฟังก์ชันโอนย้ายของตัวกรองความถี่ต่ำ(LPF) และตัวกรองความถี่สูง (HPF) ตามลำดับ โดย  $h(n)$  และ  $g(n)$  กำเนิดจาก  $\Phi$  ตามสมการ;

$$g(n) = (-1)^n h(1-n)$$

แล้ว การแตกองค์ประกอบสัญญาณ  $A_0$  ในหนึ่งมิติเป็นไปตามแผนภาพในรูปที่ 3



รูปที่ 3 การแตกสัญญาณ  $A_0$  (ที่ความละเอียดเท่ากับหนึ่ง) ออกเป็นสัญญาณ  $A$  ที่ความละเอียดเป็น องค์ประกอบ  $\frac{1}{2}$   $AH1$  โดยมีสัมประสิทธิ์ของรายละเอียด  $dG1$  และแตกสัญญาณต่อเนื่องเป็น  $\frac{1}{4}$   $AH2$  ซึ่งมีสัมประสิทธิ์ของรายละเอียด  $dG2$

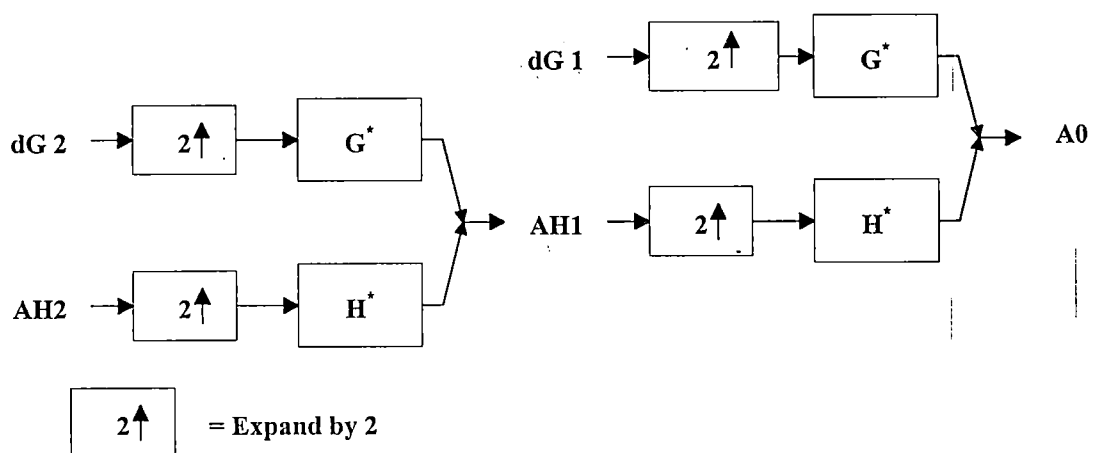
4.1.2. การรวมกลับสัญญาณจากหลายระดับความละเอียด

การรวมกลับของสัญญาณที่ถูกแตกกระจายเป็นองค์ประกอบและสัมประสิทธิ์ของรายละเอียด ในกระบวนการแตกสัญญาณในรูปที่ 3 สามารถนำมารวมกลับเป็นสัญญาณ  $A_0$  โดยใช้ตัวกรองที่มีฟังก์ชันอินเวอร์สเป็นสังยุคของตัวกรองที่ใช้ในการแตกกระจาย  $h(n)$  และ  $g(n)$  นั่นคือ

$$h^*(n) = h(1-n)$$

$$g^*(n) = g(1-n)$$

โดยการรวมองค์ประกอบสัญญาณเป็น  $A_0$  ในหนึ่งมิติเป็นไปตามแผนภาพในรูปที่ 4

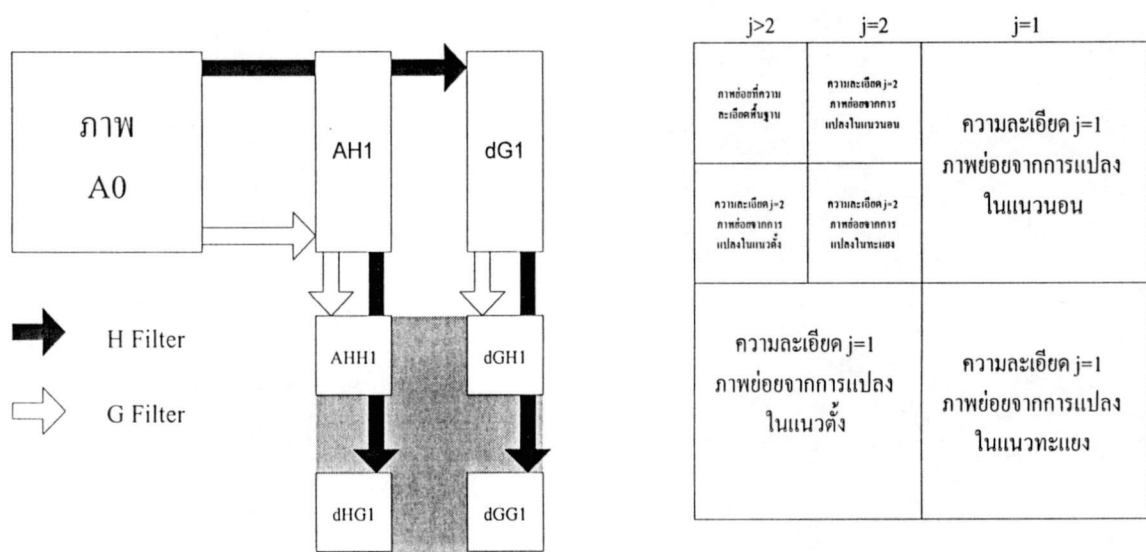


รูปที่ 4 การรวมสัญญาณจากองค์ประกอบที่ความละเอียด =  $\frac{1}{2}$  จากองค์ประกอบ  $\frac{1}{2}$   $AH1$  สัมประสิทธิ์ของรายละเอียด  $dG1$  และองค์ประกอบ  $\frac{1}{4}$   $AH2$  สัมประสิทธิ์ของรายละเอียด  $dG2$  กลับเป็นสัญญาณ  $A_0$

การการแตกองค์ประกอบสัญญาณและรวมสัญญาณจากองค์ประกอบ ตามขบวนการข้างต้น เป็นขบวนการที่ไม่ก่อให้เกิดความคลาดเคลื่อนกับสัญญาณ จึงถือว่าเป็นข้อดีประการหนึ่งของการแปลงเวฟเล็ต

#### 4.2 การประยุกต์ใช้กับข้อมูลภาพ

จากที่กล่าวมาในหัวข้อที่ผ่านมาถึงการนำการแปลงเวฟเล็ตมาใช้ให้เกิดผลนั้น เป็นการอธิบายถึงในกรณีของข้อมูลหรือสัญญาณมิติเดียว ในกรณีนำมาใช้กับข้อมูลภาพซึ่งเป็นสัญญาณสองมิติ สามารถทำได้เช่นเดียวกับการแปลงในสองมิติทั่วไป โดยการแยกประมวลผลโดยตัวกรอง G และ H ตามแนวนอนและแนวตั้งของข้อมูลภาพ ซึ่งในกรณีนี้ในแต่ละชั้นของกระบวนการ จะได้องค์ประกอบออกเป็น 4 ชุดคือ AHH, dHG, dGH และ dGG ดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 แสดงการแตกกระจายข้อมูลภาพออกเป็น 4 แบนด์ย่อย AHH1, dHG1, dGH1 และ dGG1 ในแต่ละแบนด์ ยังคงมีจำนวนจุดข้อมูลเป็นเท่ากับภาพต้นแบบ  $A_0$

ทำนองเดียวกันกับในกรณีหนึ่งมิติ องค์ประกอบ AHH1 สามารถแตกกระจายออกเป็นองค์ประกอบในอีกระดับที่ความละเอียดต่ำกว่าคือ AHH2, dHG2, dGH2 และ dGG2

## 5. การตัดเทรชโวลด์และกระบวนการควอนไทซ์

### 5.1 กระบวนการตัดเทรชโวลด์ (Thresholding)

เป็นขั้นตอนต่อมาในกระบวนการบีบอัดข้อมูล ขั้นตอนนี้จะลดข้อมูลโดยเลือกปรับสัมประสิทธิ์ของรายละเอียด ซึ่งเป็นส่วนไม่สำคัญต่อการรับรู้ทางสายตามนุษย์ ให้มีค่าเป็นศูนย์หากมีค่าต่ำกว่าค่าที่ตั้งไว้ (Threshold level) ซึ่งตามธรรมชาติของการแปลงเวฟเล็ตการตัดเทรชโวลด์ จะทำให้ข้อมูลส่วนใหญ่มีค่าเป็นศูนย์ เหมาะกับการนำไปเข้ารหัสทางสถิติต่อไป

### 5.2 กระบวนการควอนไทซ์

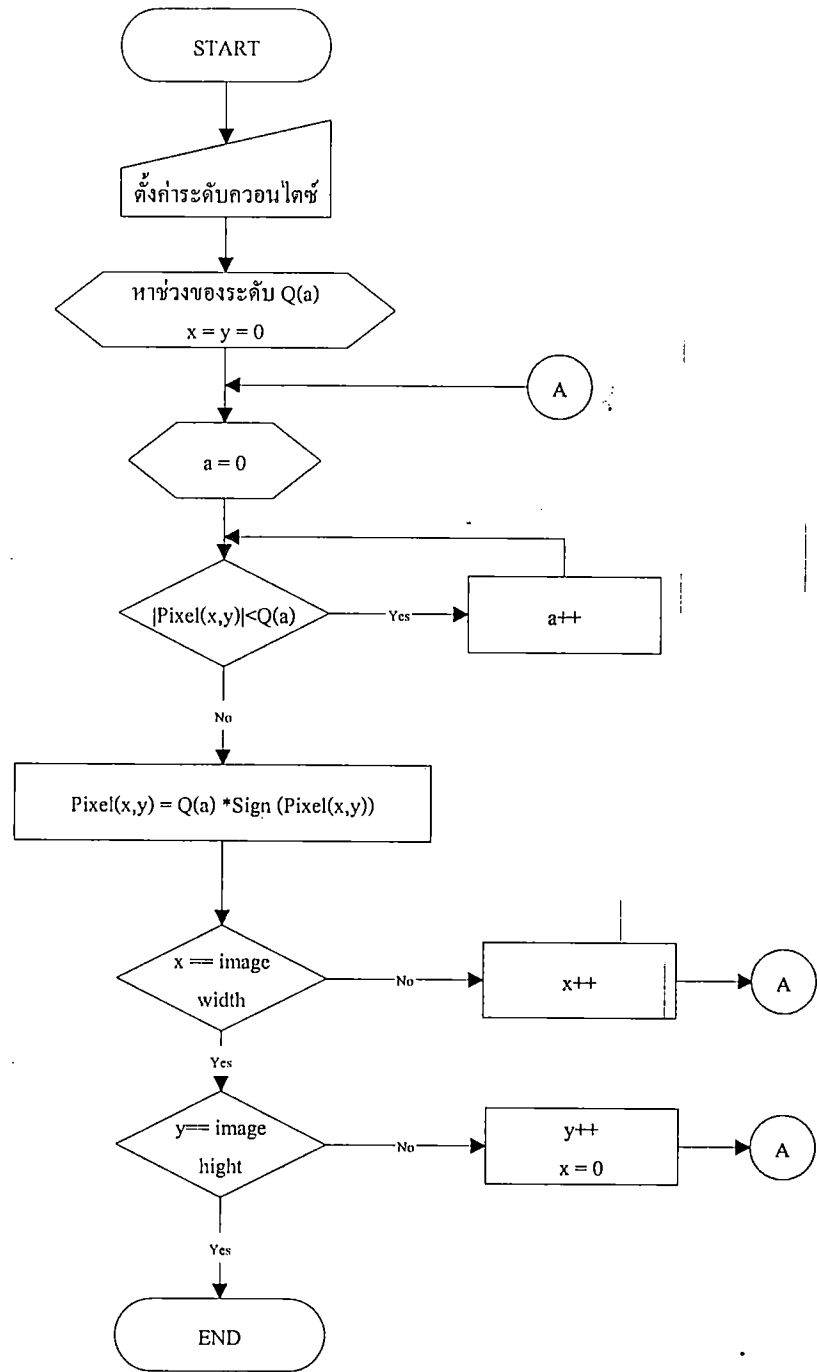
เป็นขั้นตอนต่อมาในกระบวนการบีบอัดข้อมูล ขั้นตอนนี้จะลดข้อมูลสัมประสิทธิ์ของรายละเอียดที่ผ่านกระบวนการตัดเทรชโวลด์แล้ว วิธีการหลักการควอนไทซ์ แบ่งได้เป็นสองแบบคือ uniform quantization และ nonuniform quantization ในงานวิจัยนี้ได้ใช้ uniform quantization โดยการแบ่งระดับของข้อมูลออกเป็นช่วง ๆ เท่ากัน แล้วใช้ค่ากลางของช่วงนั้นเป็นตัวแทนของระดับข้อมูล แผนภาพของการควอนไทซ์แสดงในรูปที่ 6

## 6. การเข้ารหัส

### 6.1 การเข้ารหัสแบบ ฮัฟฟ์แมน (Huffman coding)

มีหลักการคือในขั้นแรก จะเป็นกระบวนการที่เรียกว่า source reduction โดยการคำนวณค่าของความน่าจะเป็นในการที่จะพบ ค่าระดับความสว่างต่าง ๆ ( $P_i$ ) ในข้อมูลภาพ แล้วนำค่าความน่าจะเป็นนี้ มาจัดเรียงมาจัดเรียงลำดับจากค่ามากไปหาน้อย จากนั้นก็รวมค่าความน่าจะเป็นของระดับความสว่างที่น้อยที่สุดสองลำดับเข้าด้วยกันเป็นค่าเดียว จากนั้นจะเรียงค่าความน่าจะเป็นนี้ใหม่ และกระทำซ้ำในลักษณะเดียวกันเช่นนี้ต่อไปจนหมด

ขั้นที่สอง คือการกำหนดรหัสที่จะใช้แทนข้อมูลระดับความสว่างนี้ใหม่ โดยเริ่มจากข้อมูลที่ถูกจัดกลุ่มแล้ว ย้อนกลับไปยังข้อมูลเริ่มต้น โดยแรกเริ่ม จากระดับความสว่างที่ถูกจัดให้เหลือเพียงสองกลุ่ม จะถูกแทนด้วยรหัสเลขฐานสองคือ "1" และ "0" โดยจะให้ "0" แทนกลุ่มของข้อมูลที่มีความน่าจะเป็น 0.6 และ "1" แทนกลุ่มของข้อมูลที่มีความน่าจะเป็น 0.4 หรือตรงกันข้ามสลับเป็น 0.4 และ 0.6 ก็ได้ และเพื่อแยกความแตกต่างของระดับความสว่างทั้งสองนี้ จะต่อรหัสที่กำหนดไว้ก่อนหน้าด้วย "1" หรือ "0" ทำกระบวนการนี้ย้อนกลับไปยังระดับความสว่างเริ่มต้น



รูปที่ 6 แผนภาพการควอนไทซ์ที่ใช้ในการบีบอัดข้อมูล

วิธีการเข้ารหัสฮัฟฟ์แมน เป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพมากในการสร้างรหัสแทนข้อมูลที่ต้องการ หลังจากที่จัดเตรียมรหัสได้แล้ว กระบวนการเข้ารหัส หรือถอดรหัส สามารถทำได้ โดยการเปิดตารางเทียบข้อมูลข้อมูลที่ต้องการกับรหัสที่ได้

ข้อมูลที่เข้ารหัสแบบฮัฟฟ์แมน จะมีลักษณะพิเศษคือในการถอดรหัสข้อมูลจะสามารถทำได้ โดยไม่จำเป็นต้องมีข้อมูลอ้างอิง รหัสในแต่ละตัวจะถูกแยกออกมาได้ไม่ซ้ำกันโดยการถอดรหัสจาก

ซ้ายไปขวา การเข้ารหัสแบบฮัฟฟ์แมนเป็นวิธีการที่ไม่มีมีความผิดพลาดเกิดขึ้น จึงไม่มีผลต่อคุณภาพของภาพ

## 6.2 การเข้ารหัสแบบ Run-length

หลักการของการเข้ารหัสแบบนี้สามารถลดข้อมูลภาพ โดยอาศัยคุณสมบัติของการซ้ำซ้อนของข้อมูลที่อยู่ติดกันเป็นจำนวนมาก[1] แทนที่จะต้องเก็บข้อมูลนี้ลงไปทั้งหมด วิธีการเข้ารหัสจะทำได้โดยการแทนกลุ่มของข้อมูลนี้ด้วยข้อมูลสองส่วนคือ รหัสของระดับและจำนวนที่มีการซ้ำติดต่อกัน ดังนั้นตามหลักการนี้ หากข้อมูลที่มีข้อมูลในลักษณะนี้จำนวนมาก การเข้ารหัสข้อมูลจะทำให้ลดจำนวนข้อมูลลงได้มาก

## 7. การวัดคุณภาพของภาพ

กระบวนการบีบอัดข้อมูลภาพ เพื่อให้สามารถลดจำนวนข้อมูลลงได้เป็นจำนวนมาก จึงใช้การผสมผสานระหว่างกระบวนการที่มีการสูญเสียและกระบวนการที่ไม่มีการสูญเสีย ซึ่งในแบบแรกจะมีผลกระทบต่อคุณภาพของภาพ การตรวจสอบผลที่ได้สามารถกระทำได้โดยใช้ผู้เชี่ยวชาญตรวจสอบ อย่างไรก็ตามวิธีมาตรฐานในการตรวจสอบผล[3]ได้ดังนี้

ก. การตรวจสอบขนาดการบีบอัดข้อมูล ใช้การวัดเป็นจำนวนบิตต่อจุดภาพ (bit/pixel :bpp);

$$\text{จำนวนบิตต่อจุดภาพ (bpp)} = \text{ขนาดของข้อมูลภาพ(bit)} / \text{จำนวน pixel}$$

ถ้ากำหนดให้  $n_1$  และ  $n_2$  เป็นจำนวนของข้อมูลที่ใช้ในการสื่อความหมายของภาพ ๆ หนึ่ง อัตราการลดข้อมูล อาจจะคำนวณได้จาก

$$\text{อัตราการลดข้อมูล (Data compression ratio: CR)} = n_1 / n_2$$

ข. แสดงความคลาดเคลื่อนระหว่างข้อมูลภาพต้นแบบ X กับภาพที่ผ่านกระบวนการคืนกลับจากการบีบอัดแล้ว X ในเทอมของ Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) ในหน่วยเดซิเบล (dB)

$$\text{PSNR} = 10 \log_{10} \left( \frac{255^2}{\text{MSE}} \right) [\text{dB}]$$

เมื่อ MSE คือ ค่า Mean Square Error คำนวณได้จาก

$$\text{MSE} = \frac{1}{M * N} \sum (x - \hat{x})^2$$

เมื่อ  $M * N$  คือจำนวนของจุดภาพโดยรวม

นอกจากนี้อาจจะวัดในรูปแบบของค่า Root Mean Square Error ระหว่างภาพต้นแบบกับภาพผลลัพธ์ที่ได้ดังนี้ ถ้าให้  $f(x,y)$  แทนข้อมูลภาพต้นแบบ และ  $\hat{f}(x,y)$  เป็นฟังก์ชันแทนข้อมูลภาพที่ได้หลัง

จากผ่านกระบวนการบีบอัดข้อมูลภาพในตำแหน่งของจุดภาพ (x,y) ใด ๆ ความคลาดเคลื่อนระหว่างข้อมูลภาพทั้งสองที่เกิดขึ้นแทนด้วย  $e(x,y)$  โดย

$$e(x,y) = \hat{f}(x,y) - f(x,y)$$

ความคลาดเคลื่อนรวมตลอดทั้งภาพเป็น:

$$\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [\hat{f}(x,y) - f(x,y)]$$

เมื่อ M คือจำนวนแถวของภาพ และ N คือ จำนวนจุดภาพในแนวนอน ค่า Root Mean Square Error ( $e_{rms}$ ) คือรากที่สองของค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยของทั้งภาพโดย:

$$e_{rms} = \left[ \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [\hat{f}(x,y) - f(x,y)]^2 \right]^{1/2}$$

## 8. การทดลองและผลการทดลอง

จากหลักการที่กล่าวมาข้างต้น ได้นำมา implement บนไมโครคอมพิวเตอร์โดยใช้ซอฟต์แวร์ MATLAB<sup>®</sup> 4.2C และ ภาษา C

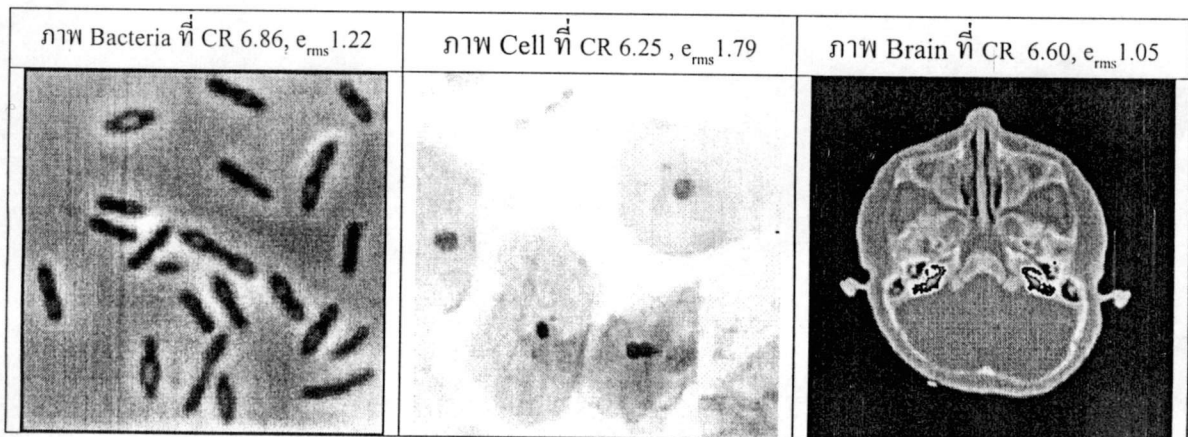
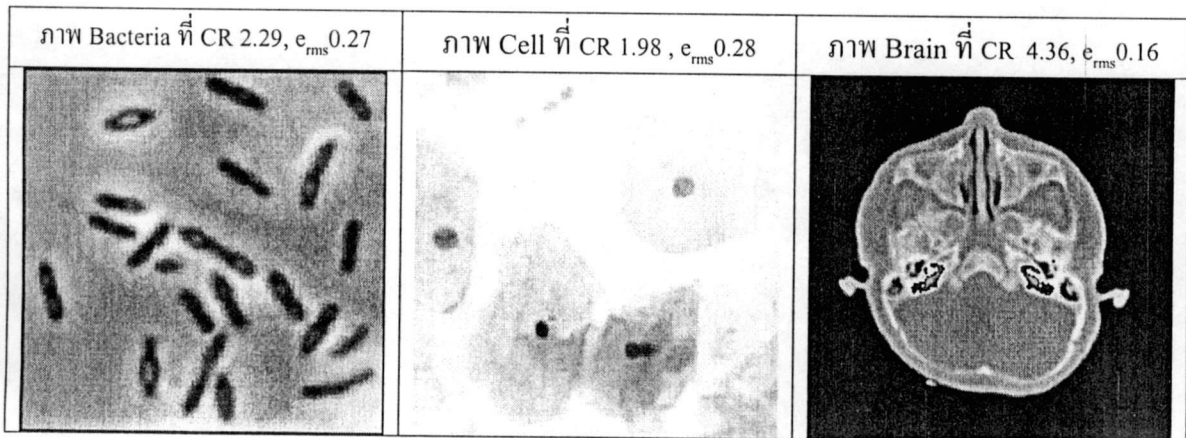
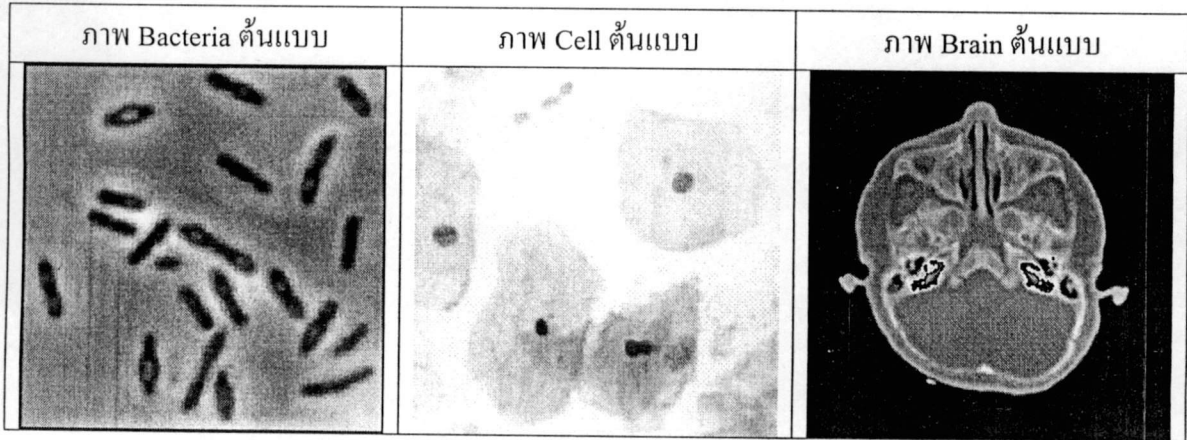
### 8.1 การทดลอง

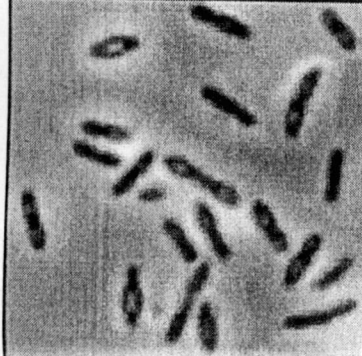

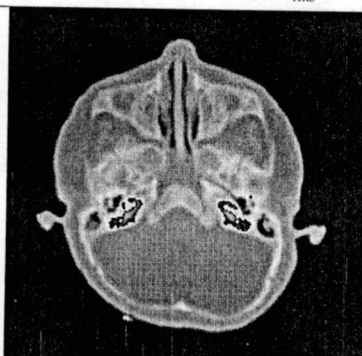
ในการทดลองได้ใช้ข้อมูลภาพทางการแพทย์แบบ 256 ระดับเทา ขนาด 256x256 จุดภาพ (8 bit/pixel 256x256 pixel) การแปลงเวฟเลตส์ใช้เวฟเลตส์แบบ Daubechies 4 ที่มี  $h(0) = 0.482962913145$ ,  $h(1) = 0.836516303738$ ,  $h(2) = 0.224143868042$ ,  $h(3) = -0.29409522551$  การแตกกระจายข้อมูลทำงานถึงที่ความละเอียด 1/256 ระดับ ทำให้ภาพขนาด 256x256 จุดภาพจะเหลือเพียงจุดภาพเดียว การตัดเทรซโฮลด์ จะใช้การตัดแบบกำหนดเองโดยใช้หลักการที่ว่า ยิ่งข้อมูลหลังการตัดแล้วมีจำนวนข้อมูลศูนย์มากจะลดข้อมูลได้มาก และกระบวนการควอนไทซ์จะใช้เพื่อลดระดับของข้อมูลก่อนนำมาเข้ารหัสแบบฮัฟฟ์แมนและรันเลนจท์ โดยมีขั้นตอนดังนี้

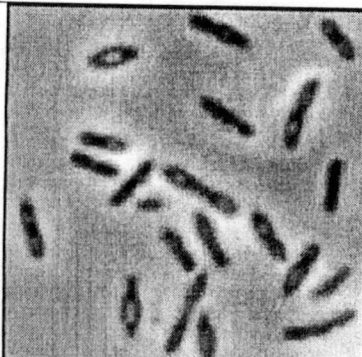
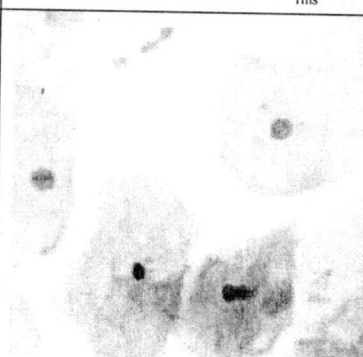
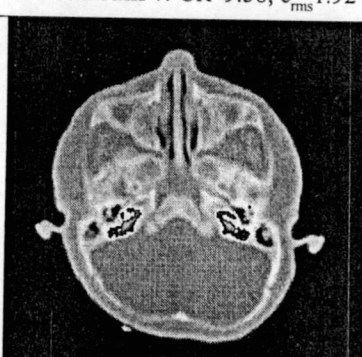
- ทำการเข้ารหัสแบบ รันเลนจท์เฉพาะข้อมูล "0" ที่มีทั้งหมด โดยการนับจำนวน "0" ที่มีติดต่อกัน และแทนกลุ่มของข้อมูล "0" นี้ด้วยเลขศูนย์เพียงตัวเดียว โดยที่จำนวนที่มีติดต่อกันนี้จะเก็บเป็นแถวเรียง (array) หนึ่งมิติในรูปแบบของจำนวนเต็ม 8 บิต
- ทำการคำนวณสำหรับรหัสฮัฟฟ์แมนของข้อมูลที่เหลือ (โดยไม่รวมข้อมูลศูนย์ในขั้นตอนที่ผ่านมา
- นับจำนวนบิตของข้อมูลทั้งหมดที่จำเป็นต้องจัดเก็บ ซึ่งประกอบด้วยค่าสัมประสิทธิ์ที่แทนด้วยรหัสฮัฟฟ์แมน รวมทั้งส่วน heading ของรหัสฮัฟฟ์แมน และข้อมูลของ "0" ที่เรียงติดกัน

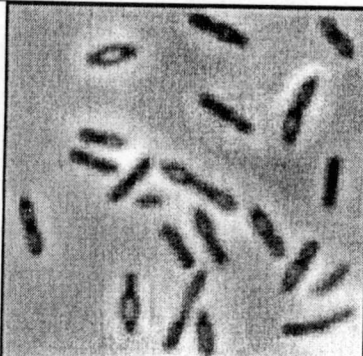
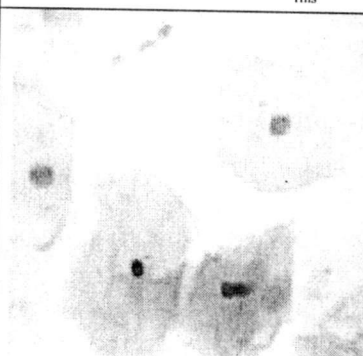
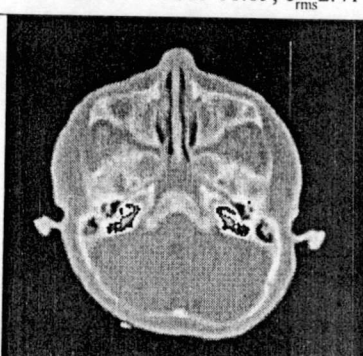
8.2 ผลการทดลอง

ได้ทำการทดลองกับภาพทางการแพทย์หลาย ๆ แบบ ได้ผลดังแสดงในรูปและตารางข้อมูลดังนี้



ภาพ Bacteria ที่ CR 8.72, $e_{rms}$ 1.58	ภาพ Cell ที่ CR 9.56, $e_{rms}$ 2.28	ภาพ Brain ที่ CR 7.87, $e_{rms}$ 1.42
		

ภาพ Bacteria ที่ CR 11.73, $e_{rms}$ 2.07	ภาพ Cell ที่ CR 14.52, $e_{rms}$ 2.73	ภาพ Brain ที่ CR 9.58, $e_{rms}$ 1.92
		

ภาพ Bacteria ที่ CR 14.09, $e_{rms}$ 2.39	ภาพ Cell ที่ CR 19.07, $e_{rms}$ 3.05	ภาพ Brain ที่ CR 11.19, $e_{rms}$ 2.41
		

## 9. สรุปและวิจารณ์

ได้กล่าวถึงความเป็นมาของงานวิจัยและทฤษฎีโดยสังเขปของการแปลงเวฟเล็ต รวมถึงหลักการประยุกต์กับข้อมูลภาพ ในงานวิจัยนี้ได้ใช้การผสมผสานระหว่างการบีบอัดทั้งแบบที่มีการสูญเสียและแบบไม่มีการสูญเสีย ทั้งนี้เพื่อศึกษาว่าจะสามารถลดข้อมูลภาพได้มากน้อยเพียงไร ที่ยังคงความเหมือนกับภาพต้นแบบ ในการทดลองได้ใช้ภาพทางการแพทย์หลาย ๆ แบบเป็นภาพต้นฉบับ วัดอัตราการบีบอัดตั้งแต่ 2.00-14.00 และวัดค่า รากที่สองของค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ยของทั้งภาพได้ในช่วง 0.27 ถึง 2.41 อย่างไรก็ตามในการประยุกต์ ทางทางการแพทย์นั้นควรจะได้ความเห็นของผู้เชี่ยวชาญ ในการพิจารณาค่าความคลาดเคลื่อนต่อผลการใช้ประโยชน์ของการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ได้รับการบีบอัดแล้ว ซึ่งงานวิจัยนี้จะดำเนินการในส่วนนี้ต่อไปอย่างต่อเนื่อง

## 10. เอกสารอ้างอิง

- 1) M.A. Sid-Ahmed, *Image Processing Theory, Algorithms and Architectures*, McGraw-Hill, N.Y., 1995.
- 2) S. G. Mallat, "A Theory of Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation", *IEEE Trans. on Pattern. Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 11, No. 7, July 1989.
- 3) R. C. Gonzalez and R.E. Woods, *Digital Image Processing*, Addison Wesley, N.Y., 1992.

## 11. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากงบประมาณปี 2540 ผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัยสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง