

## รายการอ้างอิง

1. J . G . Abbott and F . L . Thurstone. Acoustic speckle: theory and experimental analysis. *Ultrasound Imaging*, 1(1979):303–324.
2. I . Pitas and A . N . Venetsanopolous. *Nonlinear digital filter principles and applications*. 2nd edition.(n.p.):Kluwer Academic Publisher, 1990.
3. T. Loupas, W. N. McDicken and P. L. Allen. An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images. *IEEE Transaction on Circuit and Systems*. 36(1979):129–135.
4. P. K. Sinha and Q. H. Hong. An improved median filter. *IEEE Transaction on Medical Imagings*. 9(September 1990):345–346.
5. J. Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, PAMI-8(November 1986):679–697.
6. R. Muzzolini, Y. Yang and R. Pierson. Multiresolution texture segmentation with application to diagnostic ultrasound imaging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 12( March 1993):108–123.
7. M. C. Baker and M. R. Style. Experience using bayesian segmentation on low-noise ultrasound images of residual limbs. In *Proceedings IEEE 18th International Conference on Bridging disciplines of Biomedicine*, (1997):1065–66.
8. I. L. Herlin and C. Nguyen. Stochastic segmentation of ultrasound images. In *Proceedings IEEE 11th IAPR International Conference on Pattern Recognition*. (1992):289–292.
9. M. Brejl and M. Sonka. Edge-based image segmentation: Machine learning from examples. In *Proceedings The 1998 International Joint Conference on Neural Network*. (1998):814–9.

10. D. Adam, O. Harculani and S. Sideman. Semi-automated border tracking of cine echocardiograph ventricular images. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, MI-6(September 1987):266-271.
11. H. Yoshida, B. Keserci, D. D. Casalino, A. Coskun, O. Ozterk and A. Savranlar. Segmentation of liver tumors in ultrasound images based on scale-space analysis of continuous wavelet transform. In *Proceedings1998 IEEE International Ultrasonics Symposium*, (1998):723-6.
12. R. Prager, A. Gee, M. Pearson and L. Berman. Practical segmentation of 3D ultrasound. In *Proceedings Medical Image Understanding and Analysis 98*, (1998):20-24.
13. A. Savitzky and M. J. E. Golay. Smoothing and differentiation of data by simplified least square. *Analytical Chemistry*, 36(1964):1627-1639.
14. A. N. Evan and M. S. Nixon Biased motion-adaptive temporal filtering for speckle reduction in echocardiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(February 1996):39-50.
15. R. C. Gonzalez and R. E. Woods. *Digital Image Processing*. 2nd edition.(n.p.):Addison Wesley, 1983.

ภาคผนวก ก

## หลักการคำนวณของวงจรตรวจจับเส้นขอบแบบแค่นี้

วงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ได้จากการคำนวณเพื่อหาวิธีการตรวจจับเส้นขอบแบบขั้น (step edge) ในภาวะสัญญาณรบกวนขาวที่ดีที่สุด ใน 3 เงื่อนไขคือ

- การตรวจจับเส้นขอบดีที่สุด ต้องไม่มีเส้นขอบใดที่หายไป และต้องไม่เกิดเส้นขอบเกินต้องการ
- มีความผิดพลาดของตำแหน่งเส้นขอบที่คำนวณได้กับเส้นขอบจริงน้อยที่สุด
- เกิดเป็นผลตอบเดียวต่อหนึ่งเส้นขอบ

วิธีการคำนวณเพื่อให้ได้ทั้งสามเงื่อนไขทำได้โดยใช้หลัก optimization อย่างไรก็ตามเราสามารถลดทอนความซับซ้อนของวิธีการดังกล่าวลงโดยการประมาณด้วยค่าเกรเดียนต์ของฟังก์ชันเกาส์เซียน (ความผิดพลาดจากการประมาณมีค่าน้อยกว่า 20 เปอร์เซ็นต์) มีขั้นตอนการทำงานโดยสังเขปดังนี้

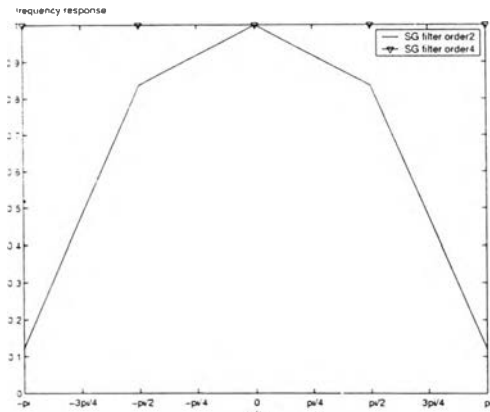
1. ทำคอนโวลูชันฟังก์ชันเกาส์เซียนสองมิติ แล้วหาค่าเกรเดียนต์ของผลลัพธ์ที่ได้ การทำคอนโวลูชันภาพด้วยฟังก์ชันเกาส์เซียนจะเป็นการลดทอนสัญญาณรบกวน เพื่อลดความไวของการตรวจจับเส้นขอบต่อสัญญาณรบกวน จากนั้นทำคอนโวลูชันอีกครั้งด้วยอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งของฟังก์ชันเกาส์เซียนในทิศทางตั้งฉากกับเส้นขอบ ผลลัพธ์ที่ได้จะมีค่าสูงสุดที่ตำแหน่งขอบ การปรับความกว้างของฟังก์ชันเกาส์เซียนให้มากขึ้นจะส่งผลให้วงจรตรวจจับเส้นขอบที่มัวไม่ชัดเจน มีสมรรถนะดีขึ้นเพราะผลตอบของเส้นขอบที่มัวจะแรงขึ้น แต่บริเวณดังกล่าวต้องมีการลดทอนสัญญาณรบกวนมาอย่างดีแล้วด้วย ในขณะที่การปรับให้มีความกว้างน้อยๆ จะทำให้ตรวจจับเส้นขอบที่คมชัดได้ดีและเร็ว
2. เนื่องจากตำแหน่งขอบควรอยู่ที่ตำแหน่งค่าเกรเดียนต์สูงสุด ค่าเกรเดียนต์ที่ไม่ใช่ค่ามากที่สุดจะถูกลดทอนไปเพื่อให้ได้ผลตอบที่ชัดเจนขึ้น (non-maximum suppression)
3. ตัดสินว่าค่าใดควรเป็นขอบ ใช้การตัดสินใจด้วยค่าระดับแบบฮิสเตอรีซิส (hysteresis thresholding) โดยมีค่าระดับสองค่า  $s, t; t > s$  ถ้าผลลัพธ์ที่ได้จากข้อสองมากกว่าค่า  $t$  จะยอมรับทันทีว่าเป็นขอบ ถ้าน้อยกว่าค่า  $s$  จะปฏิเสธทันทีว่าไม่ใช่ขอบ แต่ถ้าค่าที่ได้อยู่ในช่วง  $(s, t)$  จะยอมรับว่าจุดดังกล่าวอยู่บนเส้นขอบก็ต่อเมื่อจุดนั้นเชื่อมต่อกับจุดที่มีค่าเกรเดียนต์มากกว่าค่า  $s$  การเลือกค่าระดับทั้งสองค่าทำได้โดยพิจารณาฮิสโตแกรมของขนาดเกรเดียนต์ของความเข้มในหน้าต่างที่พิจารณา จากเหตุผลที่

ว่าเมื่อทำคอนโวลูชันด้วยฟังก์ชันเกาส์เซียน สัญญาณรบกวนที่กระจกระบายอยู่ทั่วไป ควรให้ผลตอบต่อวงจรตรวจจับเส้นขอบเป็นค่าน้อยๆ และมีการแจกแจงแบบเกาส์เซียน ในขณะที่เส้นขอบจริงให้ผลตอบที่มีค่าใหญ่และเกิดขึ้นไม่บ่อยนัก ในบทความของแคนนี่เสนอว่าสัญญาณรบกวนจะให้ผลตอบอยู่ที่เปอร์เซ็นต์ใดๆ ประมาณร้อยละ 80 เราสามารถใช้ข้อมูลนี้เป็นหลักการในการเลือกค่าระดับ  $t$  เพื่อแยกแยะระหว่างสัญญาณรบกวนและขอบที่ต้องการได้ ส่วนค่าระดับ  $s$  จะเป็นสัดส่วนกับ  $t$  โดย  $s : t \approx 1 : 2 - 3$

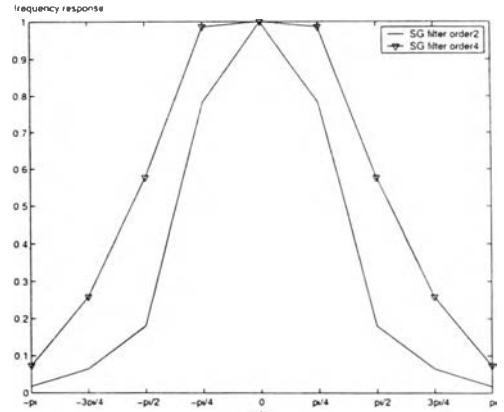
ขั้นตอนการทำงานดังกล่าว ทำให้วงจรตรวจจับเส้นขอบแบบแคนนี่มีคุณสมบัติตรวจจับขอบได้ดี มีระยะทางคลาดเคลื่อนระหว่างตำแหน่งขอบที่คำนวณได้กับตำแหน่งจริงต่ำ (good localization) และให้ผลตอบชัดเจนเพียงผลตอบเดียวต่อหนึ่งขอบ

ภาคผนวก ข

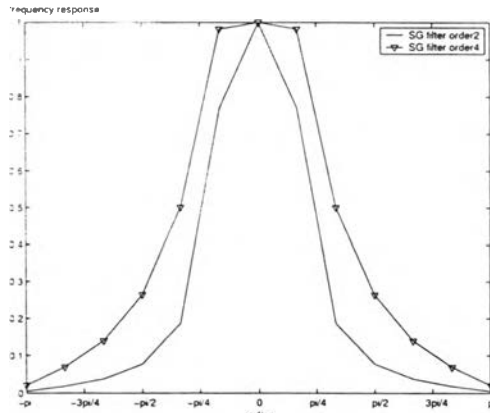




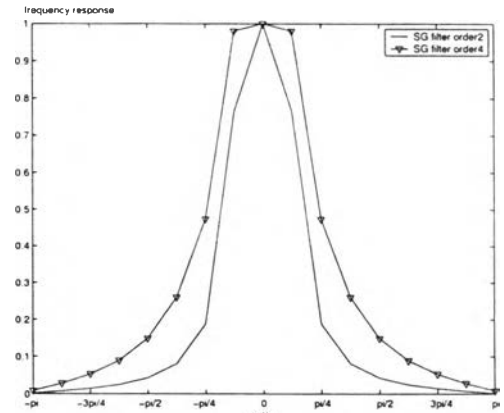
(ก) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 5 พิกเซล



(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 9 พิกเซล



(ค) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 13 พิกเซล



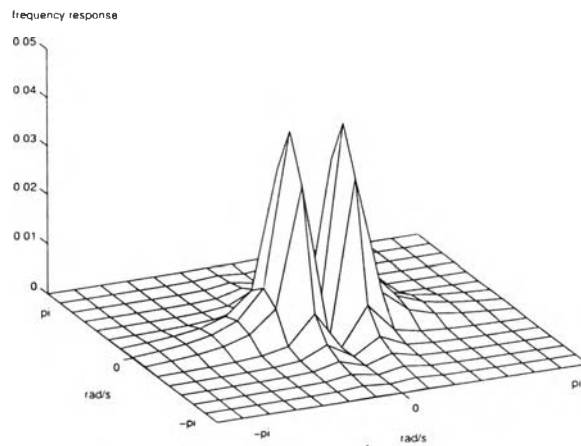
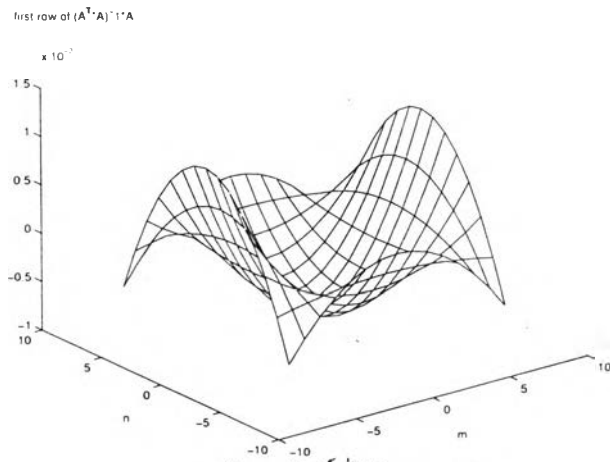
(ง) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 17 พิกเซล

รูปที่ ข.1: ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์หนึ่งมิติ

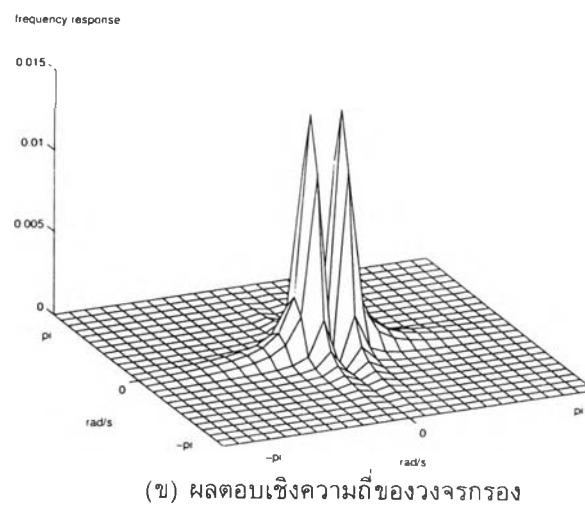
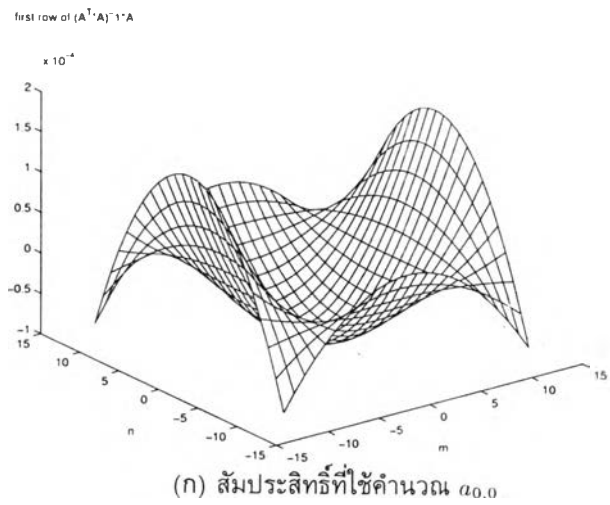


ภาคผนวก ค

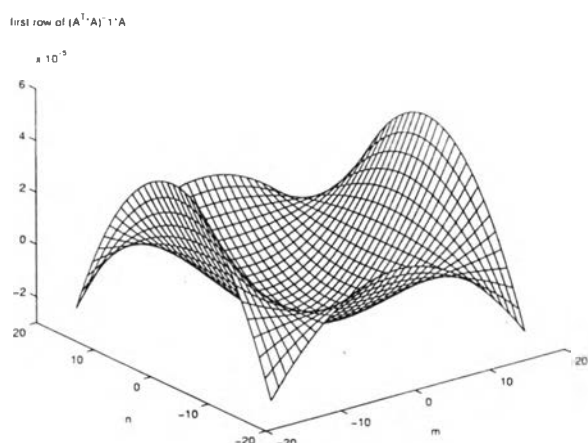
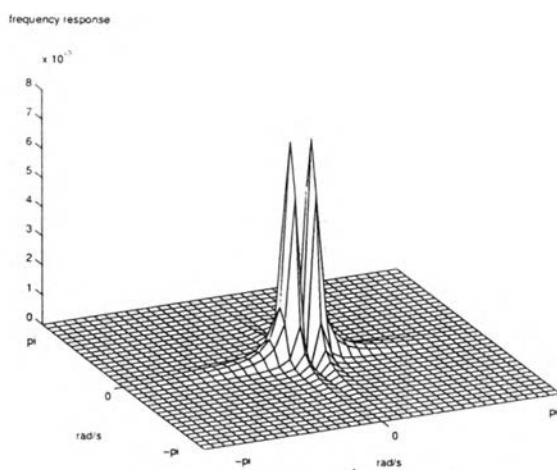
## ค่าสัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ สองมิติ



รูปที่ ค.1: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติอันดับสอง  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 15 พิกเซล

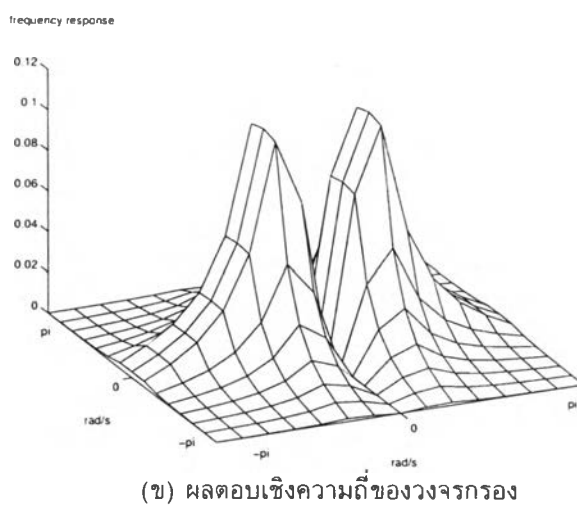
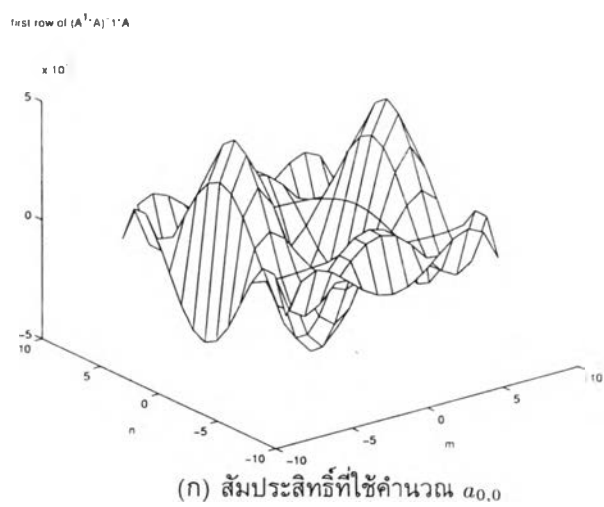


รูปที่ ค.2: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติอันดับสอง  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 25 พิกเซล

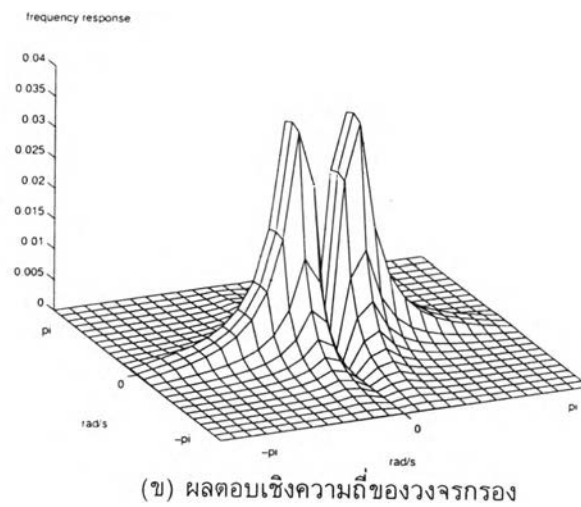
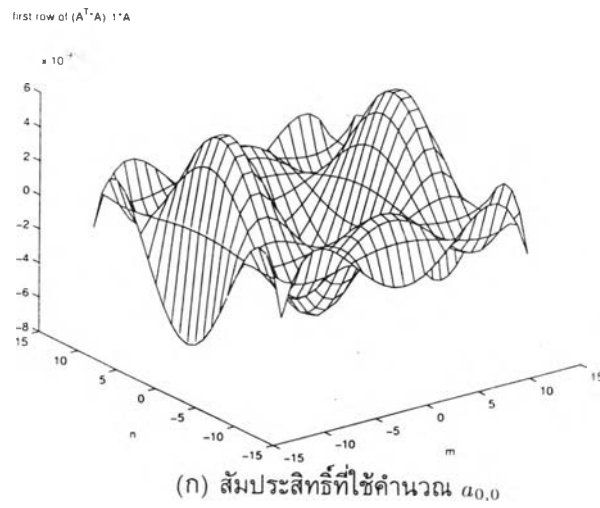
(ก) สัมประสิทธิ์ที่ใช้คำนวณ  $a_{0,0}$ 

(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง

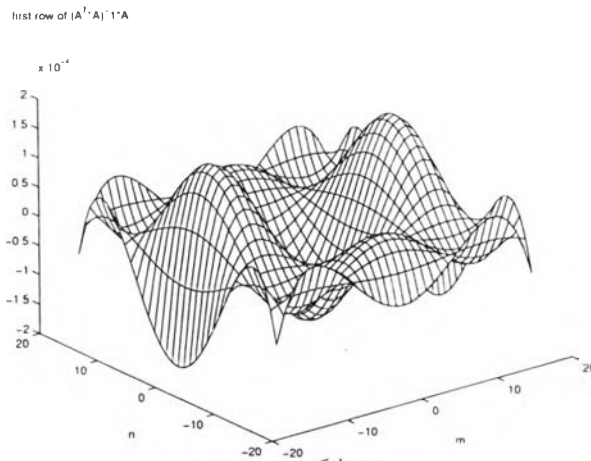
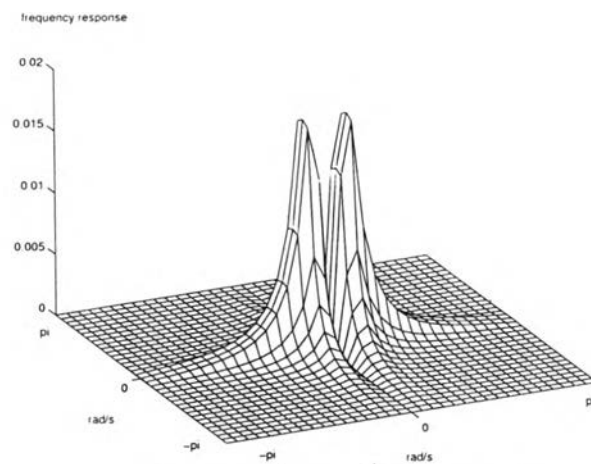
รูปที่ ค.3: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติอันดับสอง  
เมื่อนำต่างกว้าง 35 พิกเซล



รูปที่ ค.4: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติอันดับสี่  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 15 พิกเซล



รูปที่ ค.5: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติอันดับสี่  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 25 พิกเซล

(ก) สัมประสิทธิ์ที่ใช้คำนวณ  $a_{0,0}$ 

(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรกรอง

รูปที่ ค.6: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรกรองซาวีส์กี-โกเลย์สองมิติอันดับสี่  
เมื่อหน้าต่างกว้าง 35 พิกเซล

## ประวัติผู้วิจัย

นางสาวเอมอมร สุวิชากร เกิดเมื่อวันที่ 30 สิงหาคม พ.ศ. 2519 ที่เขตชนะสงคราม กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาชั้นมัธยมศึกษาตอนต้นจากโรงเรียนอัมพรไพศาล จังหวัดนนทบุรี และชั้นมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนเตรียมอุดมศึกษา แผนกวิทยาศาสตร์-วิศวกรรมศาสตร์ จากนั้นเข้าศึกษาต่อในคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จนสำเร็จการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า ในปีการศึกษา 2540 และหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร ในปีการศึกษา 2543

