

## ภาคผนวก ก อุปกรณ์และวิธีการสำหรับการโปรแกรม DSK

## 1. รายการอุปกรณ์

### 1.1 คอมพิวเตอร์ ที่มีคุณลักษณะขั้นต่ำ ดังนี้

- ฮาร์ดดิสก์ที่มีพื้นที่ว่าง 1.2 GB
- ระบบปฏิบัติการ Windows™ 2000/XP
- RAM ขนาด 128 MB

1.2 บอร์ด DSK TMS320VC5509A และอุปกรณ์ต่อพ่วงต่าง ๆ เช่น สาย USB, Adapter

### 1.3 CD-ROM DSK Tools for C5509A ซึ่งประกอบด้วย

- Code Composer Studio™ DSK v3.1 IDE
- C55x Power Optimization

## 2. การติดตั้งโปรแกรม

การติดตั้งโปรแกรมสำหรับ DSK C5509 แบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอนหลัก ๆ คือ

2.1 ทำการติดตั้ง Code Composer Studio และ C5509A Emulation/Target Content โดยปฏิบัติตามขั้นตอนในคู่มือ Code Composer Studio Quick Start Guide.

2.2 ทำการติดตั้ง National Instruments C55xx Power Optimization Tools. โดยปฏิบัติตามขั้นตอนในคู่มือ C55xx Power Optimization Quick Start Guide.

2.3 ทดสอบการทำงานทั้งในส่วน of Code Composer Studio และ C55xx Power Optimization Tools.

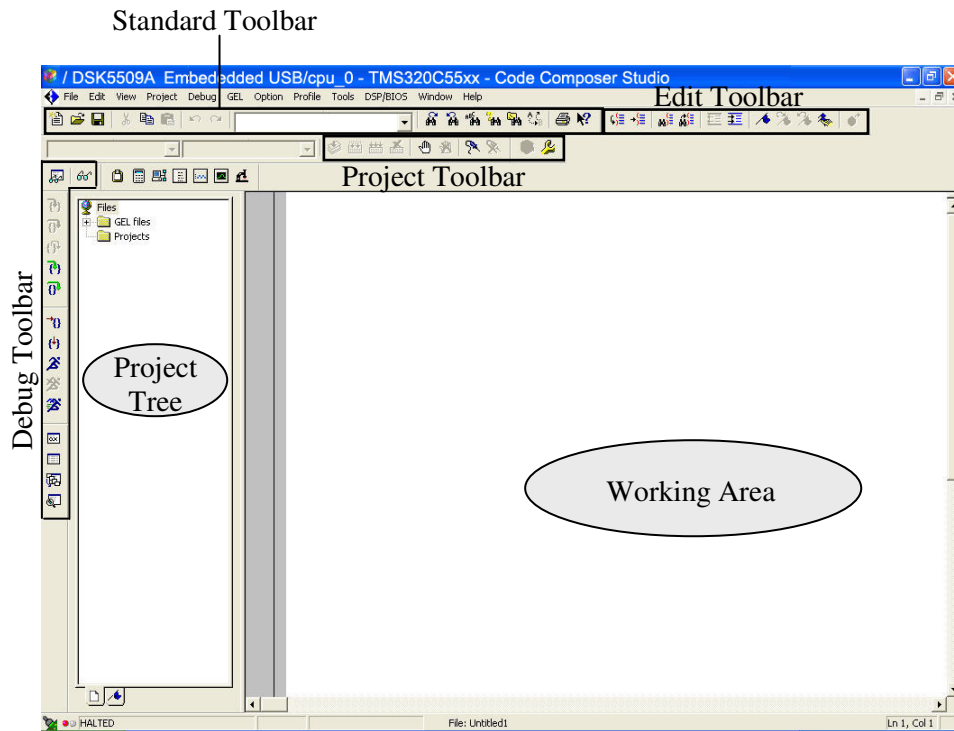
## 3. วิธีการโปรแกรมเบื้องต้น

การโปรแกรมการทำงานของบอร์ด DSK TMS320VC5509A ทำได้โดยใช้โปรแกรม Code Composer Studio ซึ่งมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.1 เชื่อมต่อบอร์ด DSK TMS320VC5509A โดยติดต่อกับคอมพิวเตอร์ผ่านทาง Emulation USB ของบอร์ด จากนั้นจ่ายไฟเลี้ยงบอร์ดโดยการใช้ Adapter +5V สำหรับบอร์ด DSK TMS320VC5509A

3.2 เริ่มต้นโปรแกรม Code Composer Studio โดยการเลือกไอคอน “5509A DSK CCStudio v3.1” บน Desktop

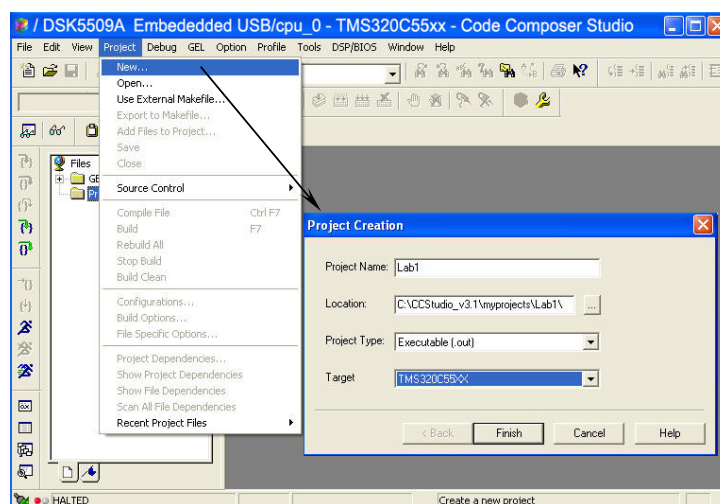
3.3 หน้าต่างของโปรแกรม Code Composer Studio จะปรากฏขึ้นมา ซึ่งส่วนต่าง ๆ ของโปรแกรมแสดงดังในภาพประกอบ ก-1



ภาพประกอบ ก-1 หน้าต่างโปรแกรม Code Composer Studio

### 3.4 การสร้าง Project ใหม่ ทำได้โดย

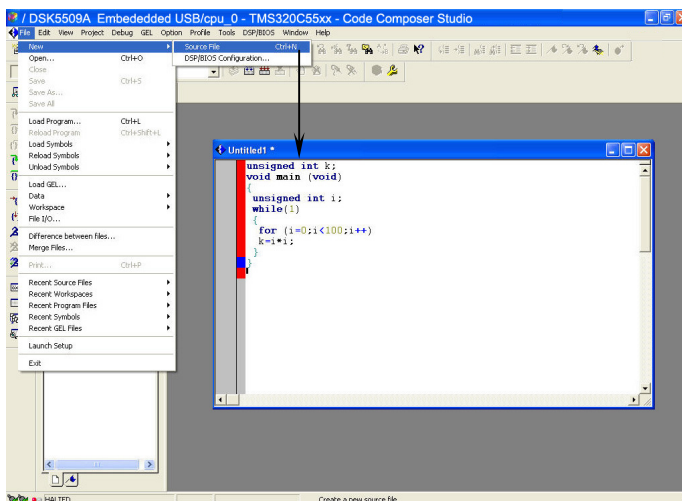
- เลือกเมนู Project --> New ใส่ชื่อ Project : Lab1 และเลือกที่จัดเก็บ Project เช่น C:\CCStudio\_v3.1\myprojects\Lab1 จากนั้นคลิกปุ่ม Finish



ภาพประกอบ ก-2 การสร้าง Project ใหม่

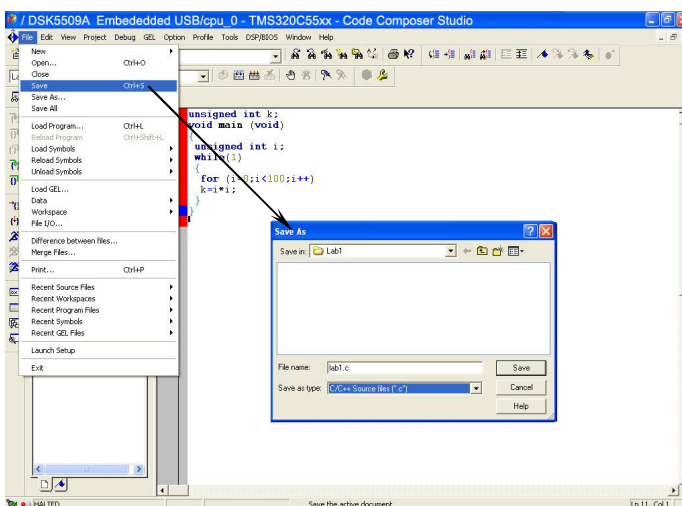
ต้องการ

- เลือกเมนู File ---> New ---> Source File ทำการเขียน Source Code ตาม



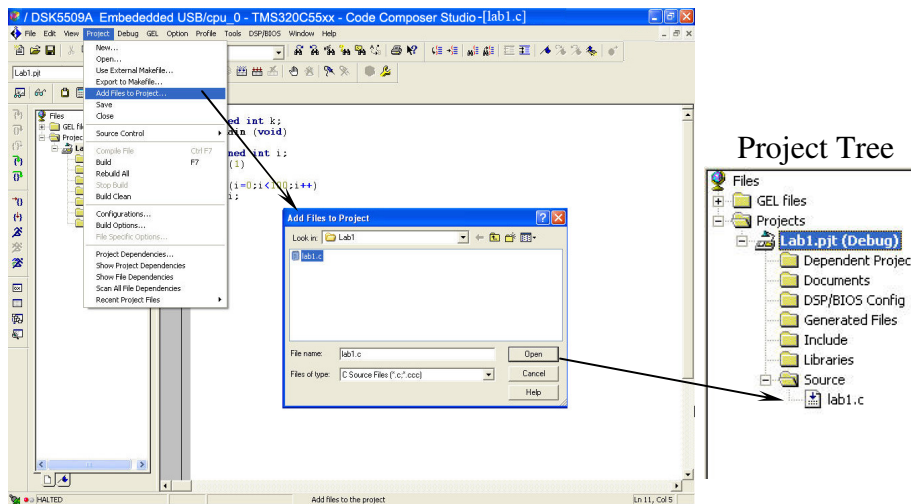
ภาพประกอบ ก-3 การสร้าง Source File

จากนั้นบันทึก โดยเลือกเมนู File ---> Save ทำการใส่ชื่อไฟล์ และเลือกรูปแบบไฟล์ที่ต้องการบันทึก เช่น .c หรือ .asm (ในการจัดเก็บไฟล์ จะต้องเก็บไว้ Part เดียวกับ Project ที่สร้างขึ้น เช่น C:\CCStudio\_v3.1\myprojects\Lab1\lab1.c)



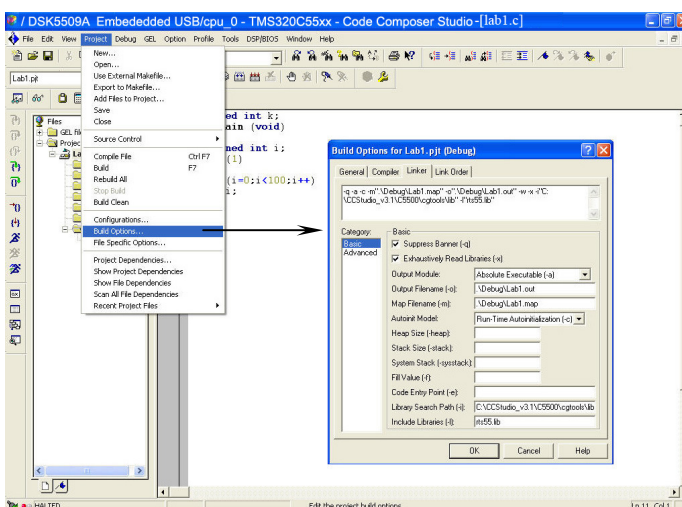
ภาพประกอบ ก-4 การ Save File

- ทำการเพิ่ม Code File ใน Project โดยเลือกเมนู Project ---> Add Files to Project เลือกไฟล์ที่ต้องการ เช่น "lab1.c" จากนั้นคลิกปุ่ม Open



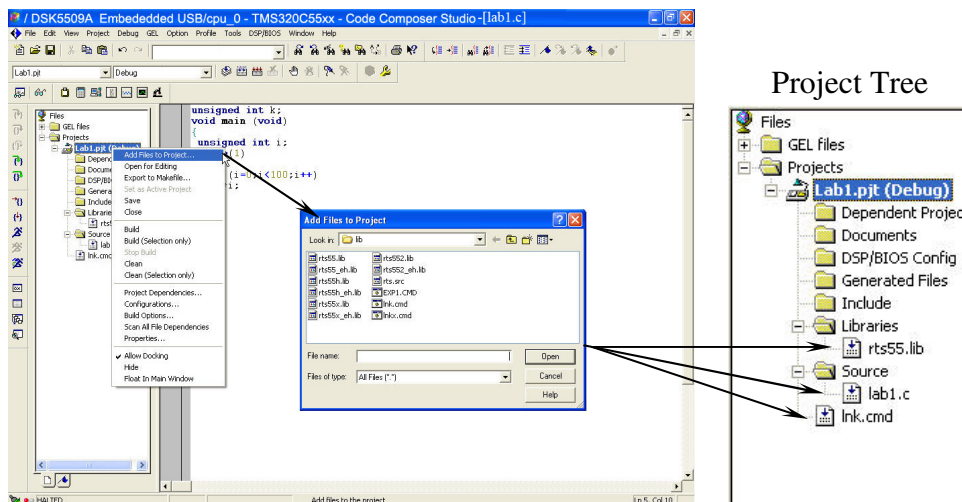
ภาพประกอบ ก-5 การเพิ่ม Code File ใน Project

- ทำการ Compile โดยเลือกเมนู Project ---> Compile File (กระบวนการ Compile จะทำการแปลงนามสกุลไฟล์ให้เป็น .out)
- ก่อนทำการ Build Project จะต้องทำการเพิ่ม C-Runtime-Library ใน Project ซึ่งทำได้โดยเลือกเมนู Project ---> Build Options ---> Linker ยกตัวอย่างเช่นต้องการเขียนโปรแกรมภาษาซี ที่ต้องใช้ Runtime-Support-Library, rts55.lib สำหรับเริ่มต้นระบบของ DSP จะทำได้โดยการเลือก Library ภายใต้ C:\CCStudio\_v3.1\VC5500\cgtools\lib จากนั้นเลือก rts55.lib (ซึ่งไคเรกทอรีที่จัดเก็บของ Library อาจแตกต่างกัน) จากนั้นคลิกปุ่ม OK



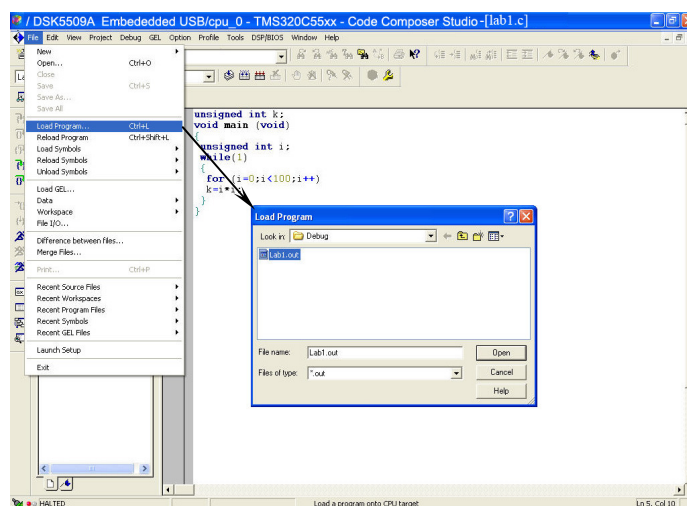
ภาพประกอบ ก-6 การเพิ่ม C-Runtime-Library ใน Project

\*\*\*การเพิ่ม Source File หรือ C-Runtime-Library ใน Project (Compile, Assembler or Linker) สามารถทำได้โดยการคลิกเมาส์ด้านขวาที่ชื่อ Project ใน Project Tree และเลือก Add File to Project จากนั้นเลือก Library ที่จัดเก็บไฟล์ที่ต้องการเพิ่ม, เลือกไฟล์ และคลิกปุ่ม Open



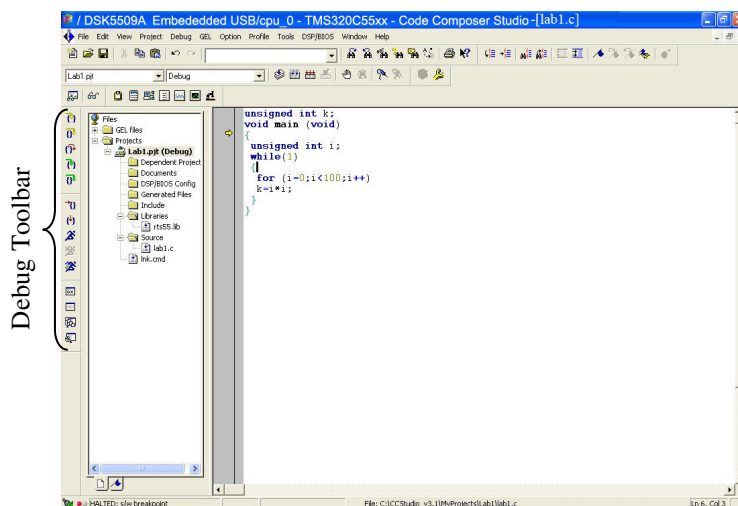
ภาพประกอบ ก-7 การเพิ่ม Source File หรือ C-Runtime-Library ใน Project โดยวิธีลัด

- ทำการBuildโดยเลือกเมนู Project ---> Build (Compile/Assemble/Link)
- ทำการดาวน์โหลด Code ลงใน DSP โดยเลือกเมนู File ---> Load Program---> Debug ---> Lab1.out จากนั้นคลิกปุ่ม Open



ภาพประกอบ ก-8 การดาวน์โหลด Code ลงใน DSP

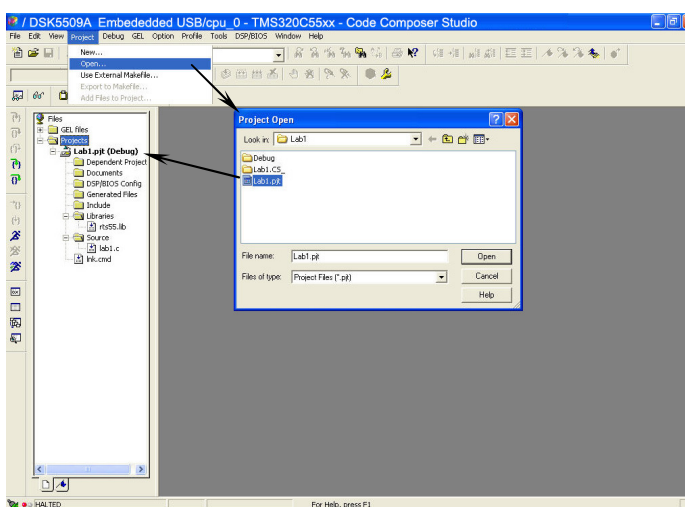
- ทำการ Run โดยเลือกเมนู Debug ---> Run หรือหากต้องการ Run แบบ Step ทำได้โดยการเลือกเมนู Debug ---> Go Main จากนั้นจะปรากฏลูกศรสีเหลืองดังภาพประกอบ ก-9 ทั้งนี้ในการ Debug โปรแกรมสามารถเลือกใช้เครื่องมือจาก Debug Toolbar



ภาพประกอบ ก-9 การ Run โปรแกรม

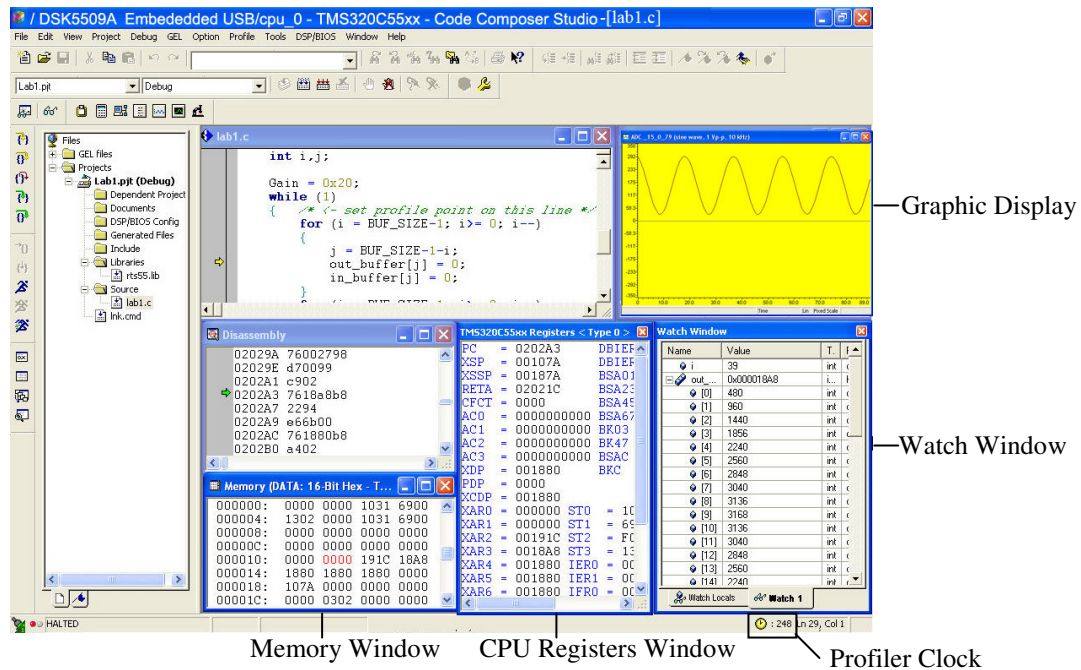
### 3.5 การเปิดไฟล์หลักของ Project (ในกรณีที่ได้สร้าง Project ไว้แล้ว)

- ทำการเลือกเมนู Project ---> Open เพื่อทำการเปิดไฟล์หลักของ Project โดยจะมีนามสกุล .pj1 จากนั้นทำงานต่อได้โดยไม่ต้องกำหนด Library หรือ Linker ใด ๆ ใหม่



ภาพประกอบ ก-10 การเปิดไฟล์หลักของ Project

นอกจากนี้โปรแกรม Code Composer Studio ยังมีเครื่องมืออื่นๆ ที่เป็นประโยชน์ เพื่อความสะดวกในการตรวจสอบโปรแกรม (Resource Monitoring) ดังภาพประกอบ ก-10



ภาพประกอบ ก-11 เครื่องมืออื่นที่เป็นประโยชน์ในการตรวจสอบโปรแกรม

จากภาพประกอบ ก-11 สามารถเรียกใช้เครื่องมือต่าง ๆ ได้โดยการใช้คำสั่งดังนี้

- View ---> Memory
- View ---> Register
- View ---> Graph
- View ---> Watch Window
- Profile ---> Clock---> Enable, Profile ---> Clock---> View

สำหรับเนื้อหาโดยละเอียด ในการเขียนโปรแกรมและการใช้ Code Composer Studio กับบอร์ด DSK สามารถค้นคว้าจากแหล่งต่าง ๆ ดังนี้

- **Books**

1. S. M. Kuo and B. H. Lee, *Real-Time Digital Signal Processing*. John Wiley & Sons Ltd, 2001.



2. S. M. Kuo and W. S. Gan, *Digital Signal Processor: Architecture, Implementation, and Applications*. New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2005.

**- Website**

1. <http://www.spectrumdigital.com>
2. <http://www.ti.com>
3. <http://dualist.stanford.edu/~ee265/index.html> ทีวีอิ  
<http://dualist.stanford.edu/~ee265/www-Sept2006/index.html>
4. <http://www.egr.uh.edu/courses/ECE/ECE5497/ticdrom/cd/index1.html>

ภาคผนวก ข.  
ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์

## บทความเรื่อง

“การวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ของระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ  
ภายใต้การใช้วงจรกรองโครงข่ายประสาทเชิงเส้นแบบปรับตัว Parameter Analysis of a Noise  
Reduction System in Surface Electromyography (SEMG) using Adaptive Linear Neural Network  
Filter”

นำเสนอในการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 29 (EECON-29)  
9-10 พฤศจิกายน 2549 พัทยา จ. ชลบุรี

# การวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ของระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายโดยใช้ วงจรกรองโครงข่ายประสาทเชิงเส้นแบบปรับตัว

## Parameter Analysis of a Noise Reduction System in Surface Electromyography (SEMG) using Adaptive Linear Neural Network Filter

โสภภาพรรณ สุวรรณสว่าง, พรชัย พงศ์ภัทรานนท์, ณัฏฐา จินดาเพ็ชร, คณดิศ เจษฎาพัฒนานนท์ และชูศักดิ์ ลิ้มสกุล  
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์  
15 ถนนกาญจนาภิเษย ต.คอหงส์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

โทร. 0-7421-2894, E-mail: sopapun@gmail.com, pornchai.p@psu.ac.th, nattha.s@psu.ac.th, kanadit.c@psu.ac.th, chusak.l@psu.ac.th

### บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ของระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายโดยใช้วงจรกรองโครงข่ายประสาทเชิงเส้นแบบปรับตัว (Adaptive Linear Neural Network Filter) หรือเรียกว่าวงจรกรองปรับตัว ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมกำลังสองเฉลี่ยน้อยที่สุด (Least Mean Square Algorithm) หรืออัลกอริทึมแบบ LMS ผลจากการจำลองพบว่าเสถียรภาพและอัตราการลู่เข้าของระบบขึ้นอยู่กับค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญ อันได้แก่ ค่าหน้าต่างเวลา, ค่าอัตราการเรียนรู้ และจำนวน Tapped Delay Line ซึ่งเมื่อค่าอัตราการเรียนรู้มีค่าต่ำลง อัตราการลู่เข้าจะช้าลง แต่วงจรกรองปรับตัว ADALINE สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีขึ้น ส่วนจำนวน Tapped Delay Line เมื่อมีจำนวนน้อยลง อัตราการลู่เข้าจะเร็วขึ้นแต่ประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองปรับตัวก็ลดลงตามไปด้วย เราสามารถนำวิธีการวิเคราะห์ไปประยุกต์ใช้ในการเลือกค่าพารามิเตอร์ให้เหมาะสมกับการโปรแกรมบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลเพื่อให้การคำนวณเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดสอดคล้องกับทรัพยากรของตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

**คำสำคัญ :** วงจรกรองแบบปรับตัว, โครงข่ายประสาท, สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

### Abstract

This paper presents a noise reduction system in surface electromyography using adaptive linear neural (ADALINE) network filter and least mean square (LMS) algorithm. Simulation results show that the stability and convergence rate of the system depend on such important parameters as different value of delay, learning rate and number of tapped delay line. When value of learning rate decreases, convergence rate also decreases but the performance of noise removal is better. When the number of tapped delay line decreases, convergence

rate increases but the performance of noise removal is worse. Therefore, in order to implement the algorithm on digital signal processor with resource constraint at the most efficient level, the parameters must be carefully selected to suit the specific application.

Keywords: Adaptive filter, Neural network, Electromyography

### 1. บทนำ

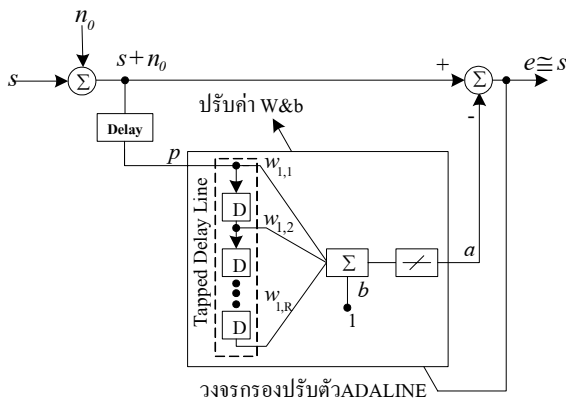
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลาย (Surface Electromyography : SEMG) เป็นสัญญาณของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการสั่งงานของสมองผ่านทางเส้นประสาทที่ควบคุมกล้ามเนื้อ ซึ่งมีประโยชน์อย่างมากในทางการแพทย์ คือนำมาใช้ในการวิเคราะห์ความผิดปกติต่างๆ ของระบบประสาทและกล้ามเนื้อได้เช่น การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นเพื่อตรวจจับจุดกลืน [1] จากการศึกษาดังกล่าวเราสามารถนำผลที่ได้ไปสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่ช่วยให้ผู้ป่วยที่กลืนอาหารลำบาก (Dysphagia Patients) สามารถกลืนอาหารได้ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับผู้ป่วย

โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อของคนปกติจะมีพลังงานของสัญญาณอยู่ในย่านความถี่ 0 -500 Hz แต่สัญญาณส่วนใหญ่มีความถี่อยู่ในย่าน 10 - 150 Hz และขนาดของสัญญาณมีค่าประมาณ 50  $\mu$ V ถึง 100 mV [2] ซึ่งเป็นขนาดของสัญญาณที่ค่อนข้างต่ำ ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อมักพบว่ามีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นเสมอ โดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณรบกวนของระบบไฟฟ้า 50 Hz และสัญญาณรบกวนฮาร์มอนิก สัญญาณรบกวนเหล่านี้มีขนาดของสัญญาณที่สูงกว่าสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อมาก จึงทำให้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้เกิดความผิดเพี้ยน จากปัญหาดังกล่าวจึงได้มีการวิจัยเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ จากรายงานการวิจัย [3] พบว่าการนำวงจรกรองปรับตัว ADALINE ที่ไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอก มีความเหมาะสมที่สุดสำหรับลดสัญญาณรบกวนดังกล่าว

บทความนี้นำเสนอการหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับ วงจรกรองปรับตัว ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมแบบ LMS เพื่อที่จะนำไป ประยุกต์ใช้ในการ โปรแกรมระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากรวด สัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อลายบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล เพื่อให้ การคำนวณเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดสอดคล้องกับทรัพยากร ของตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

## 2. หลักการลดสัญญาณรบกวนโดยการใช้อัลกอริทึมแบบ LMS ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมแบบ LMS

วงจรกรองปรับตัว ADALINE คิดค้นขึ้น โดย Widrow –Hoff [4] ทำได้โดยการเพิ่ม Tapped Delay Line เข้ากับโครงข่ายประสาท ADALINE แล้วจะได้อัลกอริทึมแบบ LMS ซึ่งมีคุณลักษณะ เด่นที่สำคัญ ได้แก่ โครงสร้างของวงจรกรองมีความซับซ้อนของการ คำนวณค่าน้ำหนักและไบอัสไม่สูงมาก เนื่องจากโครงข่ายประสาท ADALINE มีเพียงชั้นอินพุตและชั้นเอาต์พุต และการคำนวณเป็นแบบ ป้อนไปข้างหน้าอย่างเดียว รูปที่ 1 แสดงการนำวงจรกรองปรับตัว ADALINE มาประยุกต์ใช้เป็นระบบลดสัญญาณรบกวนที่ไม่ใช้สัญญาณ อ้างอิงจากภายนอก



รูปที่ 1 ระบบลดสัญญาณรบกวนที่ไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอก

จากรูปที่ 1 สัญญาณที่วัดได้คือสัญญาณ  $s$  ที่มีสัญญาณรบกวนปนมาด้วย ซึ่งในที่นี้คือ  $s + n_0$  ส่วนสัญญาณอ้างอิงที่จะป้อนให้แก่วงจรกรอง คือ สัญญาณ  $p$  ซึ่งเกิดจากการหน่วงเวลาของสัญญาณที่วัดได้ จากนั้นวงจร กรองสร้างสัญญาณเอาต์พุต ( $a$ ) เพื่อประมาณค่าของสัญญาณรบกวน  $n_0$  และนำไปหักล้างกับสัญญาณที่วัดได้ ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าสัญญาณ ความผิดพลาด ( $e$ ) โดยสัญญาณความผิดพลาดนี้เป็นแกนใช้ในการปรับ ค่าน้ำหนัก ( $w$ ) และไบอัส ( $b$ ) ของวงจรกรอง ซึ่งมีความสัมพันธ์ดัง สมการที่ (1) และ (2) ตามลำดับ

$$e(k) = (s + n_0)(k) - a(k) \quad (1)$$

$$a(k) = \mathbf{w}^T \mathbf{p}(k) + b = \sum_{i=1}^R w_i p(k-i+1) + b \quad (2)$$

ดังนั้นเงื่อนไขที่ดีที่สุดคือ  $a \cong n_0$  จะได้  $e \cong s$  นั่นคือสามารถแยก  $n_0$  ออกจาก  $s$  หรือได้สัญญาณที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว นั้นเอง

สำหรับการปรับค่าน้ำหนักและไบอัสของวงจรกรอง ปรับตัว Widrow - Hoff ได้เสนอกฎการเรียนรู้ที่เรียกว่ากฎการเรียนรู้ Widrow - Hoff หรืออัลกอริทึมแบบ LMS โดยใช้เงื่อนไขการลด ค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดกำลังสองให้ได้ค่าน้อยที่สุด ซึ่ง อัลกอริทึมแบบ LMS มีสมการเพื่อคำนวณค่าน้ำหนักและไบอัส ดัง สมการที่ (3) และ (4) ตามลำดับ

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + 2\alpha e(k) \mathbf{p}(k) \quad (3)$$

$$b(k+1) = b(k) + 2\alpha e(k) \quad (4)$$

ค่าเริ่มต้นที่ใช้สำหรับกำหนดเป็นค่าน้ำหนักและค่าไบอัสเริ่มต้น ให้แก่โครงข่าย สามารถกำหนดเป็นค่าใด ๆ ก็ได้ แต่ค่าที่ต้อง กำหนดให้เหมาะสมคือค่าอัตราการเรียนรู้  $\alpha$  (Learning Rate) เนื่องจากมีผลต่อเสถียรภาพและความเร็วในการลู่เข้า ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อ ความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรอง เรา สามารถกำหนดค่า  $\alpha$  ได้โดย  $0 < \alpha < \frac{1}{\lambda_{\max}}$  โดยค่า  $\lambda_{\max}$  คือ ค่า Eigen Value สูงสุดของเมตริกซ์อัตโนมัติสัมพันธ์ (Autocorrelation matrix) ของสัญญาณอินพุต

## 3. พารามิเตอร์ที่ถูกพิจารณาในการจำลอง

พารามิเตอร์ที่จะถูกพิจารณาหาค่าที่เหมาะสมสำหรับ ระบบกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอกมี 3 พารามิเตอร์ ได้แก่

- ค่าหน่วงเวลา (Delay) เป็นค่าที่ต้องใช้ในการระบุจุดเริ่มต้นของ ข้อมูลที่จะนำมาใช้เป็นอินพุตของวงจรกรองปรับตัว ADALINE หากใช้ค่าหน่วงเวลาที่สูงเกินไปจะทำให้ต้องใช้หน่วยความจำของตัว ประมวลผลสัญญาณดิจิทัลมาก ซึ่งอาจจะไม่เพียงพอต่อการ โปรแกรมอัลกอริทึมได้
- จำนวน Tapped Delay Line ของวงจรกรองปรับตัว ADALINE เป็นค่าที่ระบุถึงความยาวของข้อมูลที่ต้องใช้ในการคำนวณ มีผลต่อ ความซับซ้อนของการคำนวณในตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล หาก จำนวน Tapped Delay Line มีค่าสูง จะทำให้จำนวนครั้งของการคูณ ระหว่างจำนวนค่าน้ำหนักของวงจรกรองปรับตัว ADALINE และ อินพุตมีค่าสูงตามไปด้วย อาจจะทำให้ตัวประมวลผลสัญญาณ ดิจิทัลไม่สามารถคำนวณอัลกอริทึมให้เสร็จสิ้นได้ภายในระยะเวลา ที่เหมาะสม
- ค่าอัตราการเรียนรู้ ควรเลือกค่าประมาณให้น้อยกว่าหรือ เท่ากับ  $\frac{1}{\lambda_{\max}}$  ซึ่ง  $\frac{1}{\lambda_{\max}}$  มีค่าโดยประมาณเท่ากับ  $\frac{1}{LP_x}$  เพื่อ

เสถียรภาพของอัลกอริทึม [5] โดยที่  $L$  คือ จำนวน Tapped Delay Line และ  $P_x$  คือ ค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณที่ต้องการจะกำจัดสัญญาณรบกวน

การวิเคราะห์พารามิเตอร์ต่าง ๆ ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้นจะถูกชี้วัดจากดัชนีต่อไปนี้

- อัตราการลู่เข้า (Convergent Rate)
- ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficients [6])
- ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอมอลไลซ์ (Normalized Mean Square Error, NMSE)

โดยอัตราการลู่เข้าแสดงถึงความเร็วในการเข้าสู่ค่าตอบของวงจรกรองปรับตัว ADALINE ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอมอลไลซ์เป็นค่าที่ชี้คุณภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองปรับตัว ADALINE

#### 4 วิธีการจำลอง

การจำลองระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากำลังเฉลี่ยต่อเนื่อง เริ่มต้นโดยทำการจำลองสัญญาณรบกวนของระบบไฟฟ้า 50 Hz ด้วยสัญญาณคลื่นรูปไซน์ความถี่ 50 Hz แอมพลิจูด 0.8 ซึ่งจะทำให้ได้ค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณ คือ 0.32 และจำลองสัญญาณไฟฟ้ากำลังเฉลี่ยต่อเนื่องด้วยการนำสัญญาณสุ่มแบบเกาส์เซียนไปผ่านวงจรกรองผ่านแถบความถี่ซึ่งมีคุณสมบัติสอดคล้องกับคุณสมบัติทางความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากำลังเฉลี่ยต่อเนื่อง โดยวงจรกรองที่ใช้เป็นวงจรกรองผ่านแถบความถี่เฟสเชิงเส้น ออกแบบด้วยวิธีค่าการกระเพื่อมคงที่ (Equiripple) ซึ่งมีค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการออกแบบ ดังต่อไปนี้

- จุดสิ้นสุดของแถบความถี่หยุดที่ 1 คือ 10 Hz
- จุดเริ่มต้นของแถบความถี่ผ่าน คือ 20 Hz
- จุดสิ้นสุดของแถบความถี่ผ่าน คือ 145 Hz
- จุดเริ่มต้นของแถบความถี่หยุดที่ 2 คือ 155 Hz
- ค่าการกระเพื่อมของแถบความถี่ผ่าน คือ 1 dB
- ค่าการลดทอนของแถบความถี่หยุดทั้งสอง คือ 30 dB

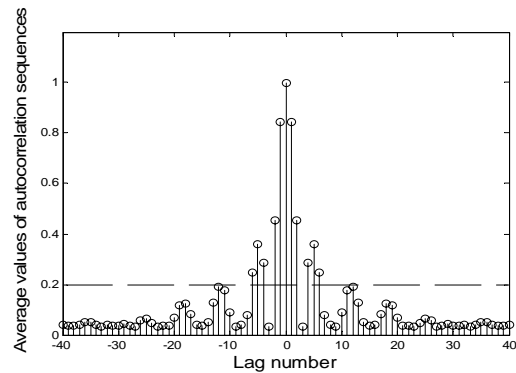
สัญญาณที่ใช้ในการจำลองจะเป็นสัญญาณไฟฟ้ากำลังเฉลี่ยต่อเนื่องร่วมกับสัญญาณรบกวนของระบบไฟฟ้า 50 Hz ที่สร้างขึ้น จำนวน 200 สัญญาณ ผลของตัวบ่งชี้ที่จะกล่าวถึงต่อไปได้มาจากการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณจำนวน 200 สัญญาณ จำนวน Tapped Delay Line ที่จะถูกทดสอบในการจำลอง คือ 10, 20, 40, 60, และ 80 ค่าอัตราการเรียนรู้ที่ใช้ในการจำลองคำนวณจากร้อยละ 5 ของสูตร  $\frac{1}{LP_x}$  ได้แก่ 0.0156, 0.0078, 0.0039, 0.0026, และ 0.0019 ตามลำดับ

#### 5. ผลการจำลอง

##### 5.1 ค่าหน่วงเวลา

ค่าหน่วงเวลา พิจารณาได้จากการคำนวณค่าอัตราสหสัมพันธ์เฉลี่ย

ของสัญญาณไฟฟ้ากำลังเฉลี่ยต่อเนื่อง จำนวน 200 สัญญาณที่ค่าเหลื่อมล้ำหลัง (lag) ต่าง ๆ ความสัมพันธ์ดังกล่าวแสดงดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราสหสัมพันธ์เฉลี่ยและค่าเหลื่อมล้ำหลัง

จากรูปที่ 2 ค่าหน่วงเวลาคิดจากขีดเริ่มเปลี่ยนของค่าอัตราสหสัมพันธ์เฉลี่ยที่ต่ำกว่า 0.2 ซึ่งสามารถเห็นได้จากกราฟโดยประมาณตรงกับค่าเหลื่อมล้ำหลัง 10 ดังนั้นในการจำลองขั้นตอนถัดไปจะใช้ค่าหน่วงเวลาล่าช้าเป็นจำนวน 10 จุดสัญญาณ (samples)

#### 5.2 จำนวน Tapped Delay Line และอัตราการเรียนรู้

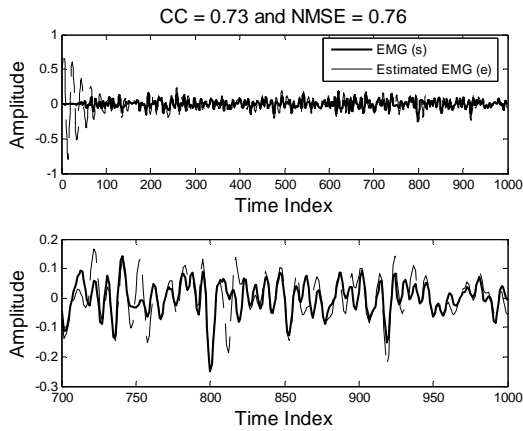
เมื่อใช้วิธีการจำลองและพารามิเตอร์ตามหัวข้อที่ 4 และวิเคราะห์ความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองปรับตัว ADALINE ด้วยตัวชี้วัดตามหัวข้อที่ 3 โดยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอมอลไลซ์จะถูกแสดงในรูปของค่าเฉลี่ยบวกและลบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ผลของตัวชี้วัดจากการจำลองแสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ผลของตัวชี้วัดจากการจำลอง

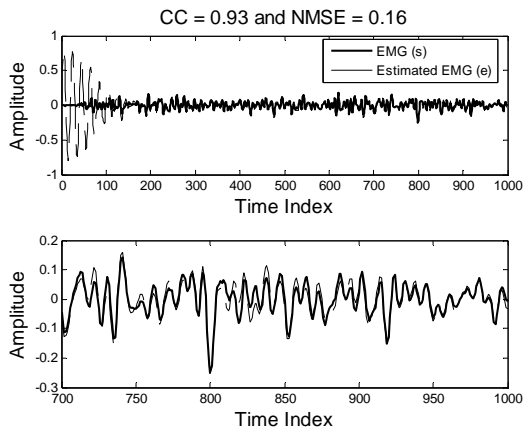
Taps	$\alpha$	Convergent Rate (samples)	Correlation Coefficient	NMSE
10	0.0156	150	$0.73 \pm 0.02$	$0.76 \pm 0.04$
20	0.0078	170	$0.82 \pm 0.02$	$0.44 \pm 0.04$
40	0.0039	200	$0.88 \pm 0.02$	$0.26 \pm 0.04$
60	0.0026	200	$0.91 \pm 0.02$	$0.19 \pm 0.03$
80	0.0019	200	$0.93 \pm 0.02$	$0.16 \pm 0.03$

จากตารางที่ 1 จะเห็นได้ว่าเมื่อค่าอัตราการเรียนรู้มีค่าต่ำลง อัตราการลู่เข้าจะช้าลง แต่วงจรกรองปรับตัว ADALINE สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีขึ้น สำหรับจำนวน Tapped Delay Line เมื่อมีค่าต่ำลง อัตราการลู่เข้าจะเร็วขึ้นแต่ประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองปรับตัวก็ลดลงตามไปด้วย โดยความสามารถ

ในการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองปรับตัว ADALINE เทียบกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์และค่า NMSE แสดงดังรูปที่ 3



(a) ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ 0.73 และ ค่า NMSE 0.76 ที่ Taps = 10,  $\alpha = 0.0156$



(b) ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ 0.93 และค่า NMSE 0.16 ที่ Taps = 80,  $\alpha = 0.0019$

รูปที่ 3 ความสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนเทียบกับค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์และค่า NMSE ที่ต่างกัน

จากรูปที่ 3 จะสังเกตเห็นได้ว่าเมื่อค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่าเข้าใกล้ 1 และค่า NMSE เข้าใกล้ 0 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายที่ผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนมีความใกล้เคียงกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายดั้งเดิมมากยิ่งขึ้น

## 6. บทสรุป

บทความนี้นำเสนอการวิเคราะห์ค่าหน่วยเวลา จำนวน Tapped Delay Line และค่าอัตราการเรียนรู้ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญสำหรับระบบกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ใช่สัญญาณอ้างอิงจากภายนอก การประมาณค่าหน่วยเวลาสามารถทำได้จากกราฟของค่าอัตราสหสัมพันธ์เฉลี่ยที่คำนวณจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายและค่าเหลือมล้ำหลังตั้ง

รูปที่ 2 สำหรับค่าอัตราการเรียนรู้และจำนวน Tapped Delay Line นั้นสามารถตัดสินใจด้วยความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนจากผลของตัวชี้วัดจากการจำลอง ดังตารางที่ 1

เราสามารถนำเอาความรู้นี้ไปใช้ในการเลือกพารามิเตอร์ให้เหมาะสมสำหรับการโปรแกรมอัลกอริทึมบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลหรือ FPGA ได้ เช่น ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลหรือ FPGA บางตัวที่มีหน่วยความจำต่ำหรือความเร็วของการประมวลผลสัญญาณต่ำ เราอาจจะลดจำนวน Tapped Delay Line ของวงจรกรองปรับตัว ADALINE ลง แม้ว่าประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองจะลดลงแต่อาจจะยังอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ หรือในการประยุกต์ใช้งานบางอย่างเราอาจจะลดค่าอัตราการเรียนรู้ลงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรอง โดยที่อัตราการลู่เข้าที่ช้าลงไม่ส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพของการใช้งานโดยรวม

## 6. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทเชื่อมโยงกับบัณฑิตศึกษาและทุนอุดหนุนการวิจัย จากมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

## เอกสารอ้างอิง

- [1] ชูศักดิ์ ลีเมสกุลและคณะ, “การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเส้นเพื่อตรวจจับจุดคลื่น,” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 19 ณ มหาวิทยาลัยขอนแก่น เล่ม 2 DS – 24, 2539.
- [2] J. D. Bronzin, *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC&IEEE Press, USA, 1995.
- [3] รักษกฤตว์ ดวงสร้อยทอง, “การประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณ Somatosensory Evoked Potentials และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลาย,” วิทยานิพนธ์ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2544.
- [4] B. Widrow and S. D. Stearns, *Adaptive Signal Processing*, Prentice - Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1985.
- [5] A. Feuer and E. Weinstein, “Convergence analysis of LMS filters with uncorrelated Gaussian Data,” *IEEE Transaction on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Vol. ASSR-33, No. 1, Feb. 1985.
- [6] S. J. Orfanidis, *An Introduction to Optimum Signal Processing*, 2<sup>nd</sup> Edition, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1996.

## บทความเรื่อง

“การประยุกต์ใช้ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลเป็นระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัด  
สัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลาย

Implementation of a noise reduction system in surface electromyography (SEMG) using digital  
signal processor”

นำเสนอในการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ครั้งที่ 5 (PEC-5)

10-11 พฤษภาคม 2550 จ. ภูเก็ต



## การประยุกต์ใช้ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลเป็นระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิด จากการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลาย

### Implementation of a noise reduction system in surface electromyography (SEMG) using digital signal processor

โสภภาพรรณ สุวรรณสว่าง พรชัย พุกพัทธานนท์ ณัฐฐา จินดาเพ็ชร คณดิถ เจษฎ์พัฒนานนท์ ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

E-mail: sopapun@gmail.com, pornchai.p@psu.ac.th, nattha.s@psu.ac.th, kanadit.c@psu.ac.th, chusak.l@psu.ac.th

Sopapun Suwansawang Pornchai Phukpattaranont Nattha Jindapetch Kanadit Chetpattananondh Chusak Limsakul

Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Hat Yai, Songkhla 90112

E-mail: sopapun@gmail.com, pornchai.p@psu.ac.th, nattha.s@psu.ac.th, kanadit.c@psu.ac.th, chusak.l@psu.ac.th

#### บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการจำลองระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายโดยการใช้อัลกอริทึมเชิงเส้นแบบปรับตัว (Adaptive Linear Neural Network Filter) หรือวงจรรอง ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมแบบ LMS (Least Mean Square Algorithm) โดยการเขียนโปรแกรมภาษาซีแบบ Fixed – point บนโปรแกรม Code Composer Studio (CCS) สำหรับบอร์ด TMS320VC5509A ผลจากการจำลองพบว่าการทำงานของระบบลดสัญญาณรบกวนดังกล่าวสามารถลดสัญญาณรบกวนได้เช่นเดียวกับการจำลองด้วยโปรแกรม MATLAB [3] เมื่อ Tapped Delay Line เท่ากับ 80 พบว่าใช้เวลาในการประมวลผลตามอัลกอริทึมเพียง 31.90 ไมโครวินาทีต่อหนึ่งจุดสัญญาณ ทำให้ตัวประมวลผลยังมีเวลาเพียงพอสำหรับการทำงานในส่วนอื่น ๆ ต่อไป

**คำหลัก** วงจรรองแบบปรับตัว, ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

#### Abstract

This paper presents a simulation of a noise reduction system in surface electromyography using adaptive linear neural network (ADALINE) filter and least mean square algorithm (LMS). We implement the ADALINE filter with the LMS algorithm using the fixed – point C program on code composer studio (CCS) for the TMS320VC5509A. The findings show that implementation on TMS320VC5509A has the same performance of noise reduction as MATLAB

simulation [3]. When the tapped delay line is 80, the processing time is 31.90  $\mu$ s/sample. This allows the digital signal processor more time for performing other operations.

**Keywords:** Adaptive filter, digital signal processor

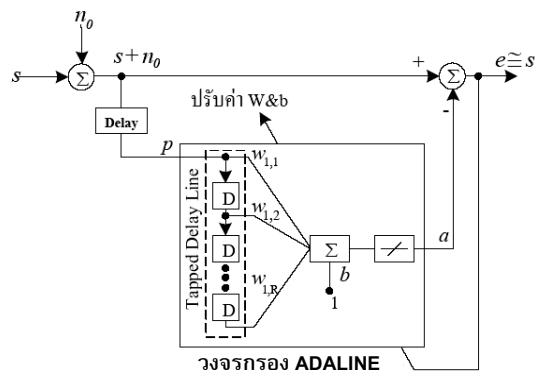
#### 1. บทนำ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography : EMG) มีประโยชน์อย่างมากในทางการแพทย์ คือนำมาใช้ในการวิเคราะห์ความคิดปรกติต่างๆของระบบประสาทและกล้ามเนื้อได้ โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อของคนที่วัดจะมีพลังงานของสัญญาณอยู่ในย่านความถี่ 0 - 500 Hz แต่สัญญาณส่วนใหญ่มีความถี่อยู่ในย่าน 10 - 150 Hz และขนาดของสัญญาณมีค่าประมาณ 50  $\mu$ V ถึง 100 mV [1] ซึ่งเป็นขนาดของสัญญาณที่ค่อนข้างต่ำ ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อมักพบว่าสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นเสมอ โดยเฉพาะอย่างยิ่งสัญญาณรบกวนของระบบไฟฟ้า 50 Hz และสัญญาณรบกวนฮาร์มอนิก สัญญาณรบกวนเหล่านี้มีขนาดของสัญญาณที่สูงกว่าสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อมาก จึงทำให้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้เกิดความผิดเพี้ยน จากปัญหาดังกล่าวจึงได้มีการวิจัยเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ จากรายงานการวิจัย [2] พบว่าการนำวงจรรอง ADALINE ที่ไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอกมีความเหมาะสมที่สุดสำหรับลดสัญญาณรบกวนดังกล่าว บทความ [3] ได้นำเสนอวิธีการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับวงจรรอง ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมแบบ LMS เพื่อที่จะนำไปประยุกต์ใช้ในการโปรแกรมระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการ

วัดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อลายบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล  
บทความนี้เสนอการจำลองระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิด  
จากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อลายโดยใช้วงจรกรอง  
ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมแบบ LMS ด้วยภาษาซีแบบ Fixed –  
point โดยการออกแบบและเขียนโปรแกรมจะใช้ค่าตัวเลข Fixed –  
point ในรูปแบบ Q.15 [4] เพื่อจำลองบนโปรแกรม CCS สำหรับ  
บอร์ด TMS320VC5509A ซึ่งค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ใช้ในการ  
จำลองได้จาก [3]

**2. หลักการลดสัญญาณรบกวนโดยใช้วงจรกรอง  
ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมแบบ LMS [5]**

หลักการของระบบลดสัญญาณรบกวนโดยใช้วงจรกรอง  
ADALINE ที่ไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอก แสดงไว้ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 ระบบลดสัญญาณรบกวนที่ไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจาก  
ภายนอก

จากรูปที่ 1 สัญญาณที่วัดได้คือสัญญาณ s ที่มีสัญญาณรบกวนปน  
มาด้วย ซึ่งในที่นี้คือ  $s + n_0$  ส่วนสัญญาณอ้างอิงที่จะป้อนให้แก่  
วงจรกรอง คือสัญญาณ  $p$  ซึ่งเกิดจากการหน่วงเวลาของสัญญาณที่  
วัดได้ จากนั้นวงจรกรองสร้างสัญญาณเอาต์พุต ( $a$ ) เพื่อ  
ประมาณค่าของสัญญาณรบกวน  $n_0$  และนำไปหักล้างกับ  
สัญญาณที่วัดได้ ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าสัญญาณความผิดพลาด ( $e$ )  
โดยสัญญาณความผิดพลาดนี้เป็นเกณฑ์ในการปรับค่าน้ำหนัก ( $w$ )  
และไบอัส ( $b$ ) ของวงจรกรอง ซึ่งมีความสัมพันธ์ดังสมการที่ (1)  
และ (2) ตามลำดับ

$$e(k) = [(s(k) + n_0(k)) - a(k)] \tag{1}$$

$$a(k) = \mathbf{w}^T \mathbf{p}(k) + b = \sum_{i=1}^R w_i p(k-i+1) + b \tag{2}$$

ดังนั้นเงื่อนไขที่ดีที่สุดคือ  $a \cong n_0$  จะได้  $e \cong s$  นั่นคือสามารถ  
แยก  $n_0$  ออกจาก  $s$  หรือได้สัญญาณที่ทำการกำจัดสัญญาณ  
รบกวนแล้วนั่นเอง

สำหรับการปรับค่าน้ำหนักและไบอัสของวงจรกรองแบบ  
ปรับตัว Widrow – Hoff ได้เสนอกฎการเรียนรู้ที่เรียกว่ากฎการ  
เรียนรู้ Widrow – Hoff หรืออัลกอริทึมแบบ LMS โดยใช้เงื่อนไข

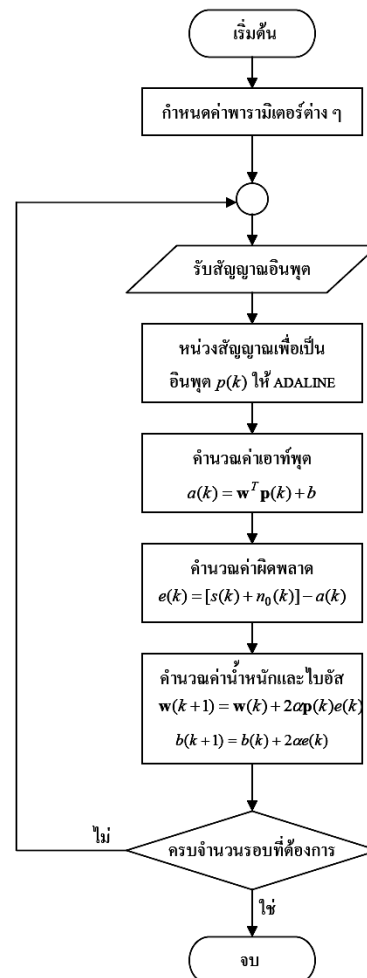
การลดค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดกำลังสองให้ได้ค่าน้อยที่สุด ซึ่ง  
อัลกอริทึมแบบ LMS มีสมการเพื่อคำนวณค่าน้ำหนักและไบอัส  
ดังสมการที่ (3) และ (4) ตามลำดับ

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + 2\alpha e(k) \mathbf{p}(k) \tag{3}$$

$$b(k+1) = b(k) + 2\alpha e(k) \tag{4}$$

ค่าเริ่มต้นที่ใช้สำหรับกำหนดเป็นค่าน้ำหนักและค่าไบอัสเริ่มต้น  
ให้แก่โครงข่าย สามารถกำหนดเป็นค่าใด ๆ ก็ได้ แต่ค่าที่ต้อง  
กำหนดให้เหมาะสมคือค่าอัตราการเรียนรู้ ( $\alpha$  : Learning rate)  
เนื่องจากมีผลต่อเสถียรภาพและความเร็วในการลู่เข้า ซึ่งจะส่งผล  
ต่อความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรอง เรา  
สามารถกำหนดค่า  $\alpha$  ได้โดย  $0 < \alpha < \frac{1}{\lambda_{\max}}$  โดยค่า  $\lambda_{\max}$

คือค่า eigenvalue สูงสุดของเมทริกซ์อัตโนมัติสหสัมพันธ์  
(Autocorrelation matrix) ของสัญญาณอินพุต  
ทั้งนี้เราสามารถสรุปกระบวนการทำงานของอัลกอริทึมดังแสดงใน  
รูปที่ 2



รูปที่ 2 กระบวนการทำงานของระบบลดสัญญาณรบกวนโดยใช้  
วงจรกรอง ADALINE ที่ใช้อัลกอริทึมแบบ LMS

### 3. การออกแบบและสร้างอัลกอริทึมลดสัญญาณรบกวนบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

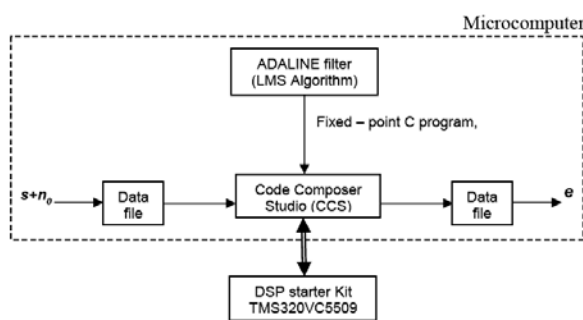
#### 3.1 ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

อัลกอริทึมของระบบลดสัญญาณรบกวนถูกจำลองโดยการออกแบบและเขียนโปรแกรมบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลเบอร์ TMS320VC5509A ซึ่งเป็น DSP Starter Kit ของบริษัท TI ที่มีหน่วยประมวลผลกลางขนาด 16 บิตแบบ Fixed - Point ความเร็วสัญญาณนาฬิกา 200 MHz เวลาที่ใช้ในการประมวลผลคือ 5 ns ต่อหนึ่งรอบสัญญาณนาฬิกา แต่ละคำสั่งจะถูกกระทำภายใน 1 Cycle หน่วยการคูณและแอดคิวมูเลต (Multiply and Accumulate :MAC) ขนาด 17 บิต × 17 บิต จำนวน 2 ตัว, ตัวเลื่อนข้อมูลบาร์เรลขนาด 40 บิต (barrel shifter), ALU (Arithmetic logic unit) จำนวน 2 ตัว, แอดคิวมูเลเตอร์ขนาด 40 บิต จำนวน 4 ตัว, หน่วยความจำ RAM ขนาด 256 KB, ROM ขนาด 64 KB และติดต่อกับไมโครคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต USB 2.0

การออกแบบและเขียนโปรแกรมอัลกอริทึมลดสัญญาณรบกวนที่ใช้ภาษาซีแบบ Fixed - point มีรูปแบบคำสั่งทั่วไปเหมือนกับภาษาซีแบบปกติ แต่การใช้ 16 บิต Fixed - point มีข้อจำกัดหลายประการที่ควรคำนึงถึง อาทิเช่น ความผิดพลาดจากการแบ่งชั้นสัญญาณ (Quantization) การเกิดโอเวอร์โฟล เป็นต้น การสเกลค่าผลลัพธ์หลังการคูณเป็นแนวทางหนึ่งเพื่อป้องกันการเกิดโอเวอร์โฟล ในการเขียนโปรแกรมจึงใช้วิธีการเลื่อนบิตผลลัพธ์ไปทางขวา

#### 3.2 วิธีการจำลอง

การจำลองระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อลายโดยใช้วงจรกรอง ADALINE และอัลกอริทึมแบบ LMS บนโปรแกรม CCS สำหรับบอร์ด TMS320VC5509A มีกระบวนการจำลองดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 ไดอะแกรมการจำลองอัลกอริทึมในการลดสัญญาณรบกวนโดยใช้วงจรกรอง ADALINE และอัลกอริทึมแบบ LMS สำหรับบอร์ด TMS320VC5509A

จากรูปที่ 3 โปรแกรม CCS อ่านข้อมูลอินพุตจากไฟล์ที่สร้างจากโปรแกรม MATLAB ในรูปแบบเลขจำนวนเต็ม 16 บิตโดยใช้รูปแบบ Q.15 เพื่อใช้เป็นสัญญาณอินพุต  $(s + n_0)$  ให้กับอัลกอริทึมลดสัญญาณรบกวนที่ออกแบบโปรแกรมด้วยภาษาซี

แบบ Fixed - point โดยโปรแกรม CCS จะติดต่อกับบอร์ด TMS320VC5509A เพื่อประมวลผลสัญญาณตามโปรแกรมที่ได้ออกแบบไว้ จากนั้นค่าสัญญาณเอาท์พุทของระบบ  $(e)$  ที่ได้จะถูกโปรแกรม CCS เก็บบันทึกเป็นไฟล์

#### 3.3 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลอง

สัญญาณรบกวนของระบบไฟฟ้า 50 Hz ถูกสร้างโดยใช้สัญญาณคลื่นรูปไซน์ความถี่ 50 Hz และสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อลายสร้างโดยการนำสัญญาณสุ่มแบบเกาส์เซียนไปผ่านวงจรกรองผ่านแถบความถี่ซึ่งมีคุณสมบัติสอดคล้องกับคุณสมบัติทางความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อลาย (10 - 150 Hz) ซึ่งมีรายละเอียดตาม [3] สำหรับพารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลองระบบลดสัญญาณรบกวนโดยใช้วงจรกรอง ADALINE ที่ไม่ใช่สัญญาณอ้างอิงจากภายนอกและอัลกอริทึมแบบ LMS มี 3 พารามิเตอร์ ได้แก่

- จำนวน Taped Delay Line (Taps) ที่จะใช้ในการทดสอบโปรแกรมนี้คือ 10 และ 80
- ค่าอัตราการเรียนรู้  $(\alpha)$  ที่สอดคล้องกับจำนวน Taps คือ 0.0156 และ 0.0019 ซึ่งแปลงให้อยู่ในรูปแบบ Q.15 ได้โดยใช้วิธีการดังนี้  

$$Q.15 \text{ number} = \text{round}(\text{normalized floating-point number} \times 2^{15})$$
 ดังนั้น 0.0156 และ 0.0019 เมื่อแปลงให้อยู่ในรูปแบบ Q.15 จะมีค่าเท่ากับ 511 และ 62 ตามลำดับ
- ค่าหน่วงเวลาล้าหลัง (delay) เป็นจำนวน 10 จุดสัญญาณ (samples)

วิธีการเลือกพารามิเตอร์ทั้งสามดังกล่าวข้างบนที่เหมาะสมสามารถดูรายละเอียดได้จาก [3] และผลการทดสอบความสามารถของโปรแกรมจะถูกชีวิตจากดัชนีชีวิตดังต่อไปนี้

- อัตราการลู่เข้า (Convergence rate)
- ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation coefficients)
- ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอมอลไลซ์ (Normalized mean square error, NMSE)

- เวลาที่ใช้ในการประมวลผลต่อจุดสัญญาณ

โดยอัตราการลู่เข้าแสดงถึงความเร็วในการเข้าสู่ค่าตอบของวงจรกรอง ADALINE ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอมอลไลซ์เป็นค่าที่ชี้คุณภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรอง ADALINE ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอมอลไลซ์ที่ดีควรมีค่าเข้าใกล้ 1 และ 0 ตามลำดับ สำหรับผลของตัวบ่งชี้ที่จะกล่าวถึงต่อไปได้มาจากการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณจำนวน 3 สัญญาณ

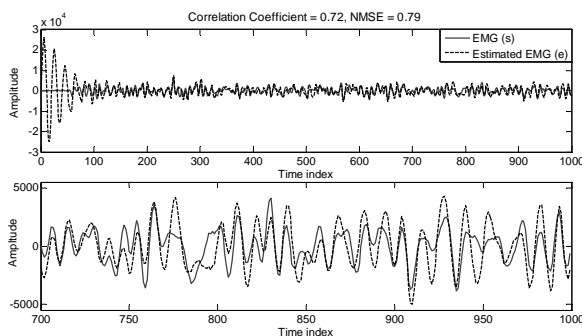
### 4. ผลการจำลอง

เมื่อใช้วิธีการจำลองตามหัวข้อที่ 3.2 และค่าพารามิเตอร์ตามหัวข้อที่ 3.3 ผลการทดสอบโปรแกรมด้วยตัวชี้วัดของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอมอลไลซ์จะถูกแสดงในรูปของค่าเฉลี่ยบวกและลบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานดังแสดงตามตารางที่ 1

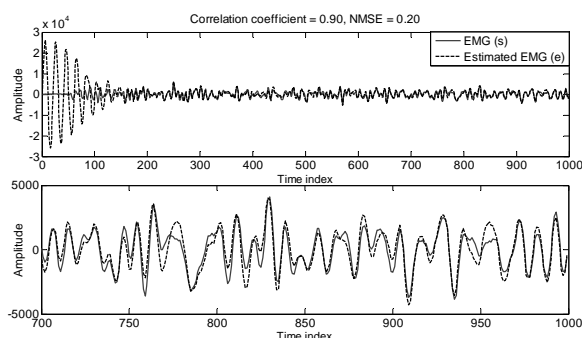
ตารางที่ 1 ผลการทดสอบโปรแกรม

Taps	$\alpha$	Convergent Rate (samples)	Correlation Coefficient	NMSE
10	511	100	$0.72 \pm 0.03$	$0.79 \pm 0.03$
80	62	150	$0.90 \pm 0.02$	$0.20 \pm 0.02$
The speed of processing				
Taps	$\alpha$	Clock cycle/sample	Time ( $\mu$ s)	
10	511	815	4.08	
80	62	6,379	31.90	

จากตารางที่ 1 จะเห็นได้ว่าเมื่อค่าอัตราการเรียนรู้มีค่าต่ำลง อัตราการลู่เข้าจะช้าลง แต่วงจรกรอง ADALINE สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีขึ้น สำหรับจำนวน Tapped Delay Line เมื่อมีค่าต่ำลง อัตราการลู่เข้าจะเร็วขึ้นแต่ประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองแบบปรับตัวก็ลดลงตามไปด้วย สำหรับเวลาที่ใช้ในการประมวลผลต่อหนึ่งจุดสัญญาณในกรณีที่มีจำนวน Taped Delay Line เป็น 10 และ 80 taps คือ  $4.08 \mu$ s และ  $31.90 \mu$ s ตามลำดับ ทั้งนี้ความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนของระบบลดสัญญาณรบกวนที่ได้จากโปรแกรมภาษาซีแบบ Fixed - point บนบอร์ด TMS320VC5509A แสดงดังรูปที่ 4



(a) ผลของสัญญาณเอาต์พุตของระบบ (e) กับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลาย (s) เมื่อ Taps = 10, delay = 10 และ  $\alpha = 511$



(b) ผลของสัญญาณเอาต์พุตของระบบ (e) กับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลาย (s) เมื่อ Taps = 80, delay = 10 และ  $\alpha = 62$

รูปที่ 4 ผลการทดสอบอัลกอริทึมลดสัญญาณรบกวนจากบอร์ด TMS320VC5509A

จากรูปที่ 4 จะสังเกตได้ว่าในกรณีที่จำนวน Tapped Delay Line มาก ค่าอัตราการเรียนรู้น้อย ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์มีค่าเข้าใกล้ 1 และค่า NMSE เข้าใกล้ 0 สัญญาณเอาต์พุตของระบบหรือสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลายที่ผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนมีความใกล้เคียงกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลายดั้งเดิมมากยิ่งขึ้น

### 5. สรุป

บทความนี้กล่าวถึงระบบลดสัญญาณรบกวนจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลายโดยใช้วงจรกรอง ADALINE แบบไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอกและอัลกอริทึมแบบ LMS ที่กระทำการจำลองบนบอร์ด TMS320VC5509A ผลจากการจำลองพบว่าการทำงานของโปรแกรมภาษาซีแบบ Fixed - point สามารถลดสัญญาณรบกวนได้เช่นเดียวกับการจำลองด้วยโปรแกรม MATLAB [3] ดังแสดงในตารางที่ 1 สำหรับเวลาที่ใช้ในการประมวลผลสัญญาณต่อหนึ่งจุดสัญญาณในกรณีที่มีจำนวน Taped Delay Line มากจะใช้เวลาในการประมวลผลนานกว่าจำนวน Taped Delay Line น้อย ในการประยุกต์ใช้งานเราอาจจะลดค่าอัตราการเรียนรู้อลงหรือเพิ่มจำนวน Tapped Delay Line ขึ้นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรกรองโดยไม่ส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพของการทำงานโดยรวม ซึ่งอัตราสุ่มที่เหมาะสมสำหรับสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเนื้อลายคือ 1 kHz (คาบของการสุ่มคือ 1 ms) ดังนั้นแม้ว่าจะใช้ Tapped Delay Line เท่ากับ 80 ก็พบว่าใช้เวลาในการประมวลผลตามอัลกอริทึมเพียง 31.90 ไมโครวินาทีต่อหนึ่งจุดสัญญาณ ทำให้ตัวประมวลผลยังมีเวลาเหลือมากพอในการทำงานส่วนอื่น ๆ เช่น วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล เป็นต้น

ในงานขั้นต่อไปจะนำโปรแกรมที่ผ่านการทดสอบนี้ไปประยุกต์ใช้เป็นระบบลดสัญญาณรบกวนในการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเนื้อลายจริงที่ได้จากวงจรขยายและวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล ผลที่ได้จะรายงานในอนาคตอันใกล้เป็นลำดับถัดไป

### กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทเชื่อมโยงกับบัณฑิตศึกษาและทุนอุดหนุนการวิจัยประเภททั่วไปจากมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

### เอกสารอ้างอิง

[1] Bronzin J. D. 1995. The Biomedical Engineering Handbook. CRC&IEEE Press, USA.  
 [2] รักษ์ฤกษ์ ดวงสร้อยทอง. 2544. การประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณ Somatosensory Evoked Potentials และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลาย. วิทยานิพนธ์ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

- [3] โสภภาพรรณ สุวรรณสว่าง, พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์, ณีฐฐา จินดาเพ็ชร์, คณติถ เจษฎ์พัฒนานนท์ และ ชุตักดิ์ ลี้มสกุล. 2549. การวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ของระบบลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อลายโดยการใช่วงจรกรองโครงข่ายประสาทเชิงเส้นแบบปรับตัว. การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 29, ชลบุรี, ประเทศไทย, 9 - 10 พฤศจิกายน 2549 : 985 – 988.
- [4] Kuo S. M. and Gan W. S. 2005. Digital Signal Processors : Architecture, Implementation, and Applications. Pearson Prentice Hall, New Jersey, USA.
- [5] Widrow B. and Stearns S. D. 1985. Adaptive Signal Processing, Prentice - Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA.

## บทความเรื่อง

“การออกแบบระบบตรวจจับจุดกลืนของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหา  
การกลืนโดยการใช้ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

Design of a swallowing detection system in a sequential electrical stimulator for dysphagia  
patients using a digital signal processor”

ตีพิมพ์ในวารสาร “วิศวกรรมสาร มข.” ปีที่ 34 ฉบับที่ 6 ประจำเดือน พฤศจิกายน-ธันวาคม 2550.

# การออกแบบระบบตรวจจับจุดกลืนของ เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหา การกลืนโดยใช้ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

โสภภาพรณ สุวรรณสว่าง<sup>1)</sup> พรชัย พฤษภักทรานนท์<sup>2)</sup> ณัฐฐา จินดาเพ็ชร<sup>2)</sup> คณดิถิ เจษฎาพัฒนานนท์<sup>2)</sup>  
และชูศักดิ์ ลิ่มสกุล<sup>3)</sup>

<sup>1)</sup> นักศึกษาปริญญาโท ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

<sup>2)</sup> ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

<sup>3)</sup> รองศาสตราจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

sopapun@gmail.com

## บทคัดย่อ

บทความนี้กล่าวถึงการออกแบบระบบตรวจจับจุดกลืน โดยทำการทดแทนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ในส่วนของ วงจรคำนวณและตัดสินใจ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ด้วยการออกแบบและเขียนโปรแกรมลงบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล โดยระบบตรวจจับจุดกลืนนี้จะทำการคำนวณ เพื่อตรวจจับจุดกลืนที่เหมาะสมและส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ เพื่อใช้ช่วย ผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนสามารถกลืนอาหารได้ดีขึ้น ผลการทดสอบระบบตรวจจับจุดกลืนที่ได้ออกแบบไว้ ปรากฏว่าระบบสามารถทำงานได้ถูกต้องตามที่ต้องการ กล่าวคือ สามารถคำนวณกำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจาก กล้ามเนื้อลิ้นทุก ๆ 60 มิลลิวินาที และส่งสัญญาณทริกเกอร์เป็นเวลา 1 วินาทีเมื่อตรวจพบจุดเริ่มต้นของการกลืน ทั้งนี้การทดแทนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่เป็นส่วนของวงจรคำนวณและตัดสินใจด้วยการออกแบบและเขียนโปรแกรมลง บนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลสามารถที่จะลดจำนวนอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ลง ทำให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิง ลำดับมีน้ำหนักเบา พกพาได้สะดวกขึ้น และสามารถนำไปสู่การลดกำลังไฟฟ้าที่ใช้ในวงจร ซึ่งทำให้สามารถใช้งาน แบตเตอรี่ต่อการชาร์จประจุหนึ่งครั้งได้ยาวนานขึ้นอีกด้วย

**คำสำคัญ:** ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล, เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ, วงจรคำนวณและตัดสินใจ

# Design of a Swallowing Detection System in a Sequential Electrical Stimulator for Dysphagia Patients using a Digital Signal Processor

Sopapun Suwansawang<sup>1)</sup> Pornchai Phukpattranont<sup>2)</sup> Nattha Jindapetch<sup>2)</sup> Kanadit Chetpattananondh<sup>2)</sup>  
and Chusak Limsakul<sup>3)</sup>

<sup>1)</sup> Master Student, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University

<sup>2)</sup> Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.

<sup>3)</sup> Associate Professor, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.

E-mail: sopapun@gmail.com

## ABSTRACT

This article presents the design of calculation and decision circuit for a swallowing detection system, which is a part of a sequential electrical stimulator using a digital signal processor. The objective of this work is to replace the original electronic circuit with the program based on the digital signal processor. The function of the swallowing detection system is to detect the appropriate beginning time of swallowing from a surface electromyography (SEMG) of a tongue muscle and send the trigger to a stimulator circuit. Then, the stimulating signal is sent to the neck of dysphagia patients in order to facilitate the swallowing mechanism. Results from implementation and testing show that the calculation and decision system based on the digital signal processor functions correctly. In other words, the average power of signal from the tongue muscle is correctly determined at every 60 millisecond. In addition, the trigger signal is appropriately generated for 1 second when the beginning point of swallowing signal is detected. The implementation of calculation and decision circuit based on the digital signal processor provides many advantages, i.e., less electronic components and lighter weight. It is also the direction that leads to the decrease in power consumption and the increase in battery lifetime of the system.

**Keywords :** digital signal processor, sequential electrical stimulator, calculation and decision circuit



## บทนำ

ผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน (Dysphagia) จะพบมากในผู้ป่วยที่สูงอายุ และกลุ่มบุคคลบางอาชีพ ในทางภาคใต้ของประเทศไทย อันได้แก่กลุ่มบุคคลที่มีอาชีพเกี่ยวกับยางพารา จะประสบปัญหาการกลืนค่อนข้างมาก (Leelamanit.V *et al.*, 1996) ในกรณีของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จะมีอาการกลืนอาหารลำบากหรือไม่สามารถกลืนได้เลย วิธีการหนึ่งที่สามารถช่วยให้อาการเหล่านี้ดีขึ้นได้ คือการใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ กระตุ้นกล้ามเนื้อไต่คางและกล้ามเนื้อคอ เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลืนอาหารได้ดี จากรายงานการวิจัยเรื่องการพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน (พรชัย, 2540) สรุปได้ว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะทำงานโดยส่งสัญญาณกระตุ้นออกไปก็ต่อเมื่อผู้ป่วยมีการกลืนเกิดขึ้นเท่านั้น ซึ่งการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับโดยสังเขปจะเริ่มจากการรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากผ่านทางอิเล็กโทรดชนิดติดบนผิวหนัง สัญญาณไฟฟ้านี้จะถูกปรับแต่งสัญญาณให้มีความเหมาะสมโดยวงจรปรับแต่งสัญญาณ และสัญญาณที่ผ่านออกมาจากวงจรปรับแต่งสัญญาณจะถูกส่งต่อไปยังวงจรคำนวณและตัดสินใจทำการวิเคราะห์สัญญาณการกลืนเพื่อตรวจจับจุดเริ่มต้นของการกลืน จากนั้นจะส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปให้วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสร้างสัญญาณกระตุ้นโดยส่งผ่านอิเล็กโทรดไปยังกล้ามเนื้อไต่คางและกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อจะทำให้ผู้ป่วยสามารถกลืนได้อย่างไม่ติดขัดและเป็นไปตามธรรมชาติ

จากการทำงานโดยสังเขปของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ จะเห็นได้ว่าวงจรคำนวณและตัดสินใจเป็นส่วนสำคัญของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ ทำหน้าที่วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นเพื่อตรวจจับจุดเริ่มต้นของการกลืนแล้วส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปให้วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นเพื่อสร้างสัญญาณกระตุ้นส่งผ่านอิเล็กโทรดไปยังกล้ามเนื้อไต่คางและกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ซึ่งก่อนที่จะทำการออกแบบวงจรคำนวณและตัดสินใจจะต้องทราบวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถวิเคราะห์จุดเริ่มต้นที่เหมาะสมสำหรับการส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อออกไป วิธีการทางคณิตศาสตร์ที่นำมาประยุกต์ใช้กับเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับนี้ได้มาจากผลการวิจัยซึ่งอยู่ในส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์เรื่องการคัดเลือกหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน (เฉลิมชัย, 2538) โดยวิธีการทางคณิตศาสตร์ดังกล่าวคือ การหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากทุก ๆ 60 มิลลิวินาที ซึ่งเป็นไปตามสมการ

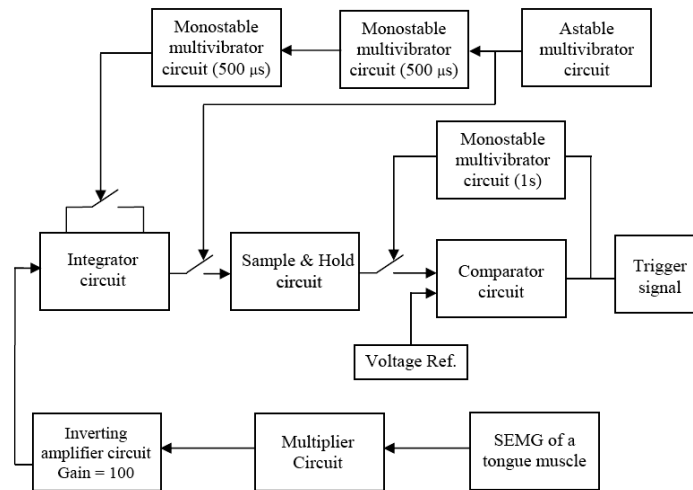
$$P_{av} = \int_0^T \frac{V_{in}^2(t)}{T} dt \quad (1)$$

โดยที่  $T = 60 \text{ ms}$

$P_{av}$  แทนกำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้น

$V_{in}(t)$  แทนสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อของผู้ป่วยที่กลืนลำบาก

จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ข้างต้น จึงได้มีการออกแบบวงจรคำนวณและตัดสินใจให้มีส่วนประกอบต่างๆ ของวงจรคำนวณและตัดสินใจ (ชูศักดิ์ และคณะ, 2539) ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 ส่วนประกอบของวงจรคำนวณและตัดสินใจ

จากรูปที่ 1 สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจะถูกส่งมาที่วงจรคูณสัญญาณ โดยวงจรคูณสัญญาณจะทำหน้าที่ยกกำลังสองสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส ขยายค่าแรงดันให้สูงขึ้นจากเดิมอีก 100 เท่า เพื่อให้ขนาดแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้มีความเหมาะสมต่อการอินทิเกรต โดยวงจรอินทิเกรตจะทำการอินทิเกรตสัญญาณเป็นเวลา 60 มิลลิวินาทีแล้วทำการรีเซตใหม่ สัญญาณที่ควบคุมคาบของการอินทิเกรตเป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยม จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรอินทิเกรตจะถูกส่งมาที่วงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน วงจรสุ่มและคงค่าแรงดันจะทำการสุ่มและคงค่าแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านการอินทิเกรตแล้วที่ตำแหน่งเวลา 60 มิลลิวินาที ซึ่งสัญญาณที่ถูกสุ่มและคงค่าแรงดันนี้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่าแรงดันอ้างอิงในวงจรเปรียบเทียบแรงดัน ถ้าหากค่าแรงดันที่ถูกสุ่มและคงค่ามีค่าสูงกว่าค่าแรงดันอ้างอิง ก็จะมีโอกาสการกลืนเกิดขึ้น และจะส่งสัญญาณทรiggerเกอร์ที่มีความกว้างพัลส์ 1 วินาทีไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อต่อไป

การออกแบบระบบตรวจจับจุดกลืนในบทความนี้ จะทำการทดแทนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่เป็นส่วนประกอบของวงจรคำนวณและตัดสินใจ ดังแสดงในรูปที่ 1 ด้วยการออกแบบและเขียนโปรแกรมลงบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลด้วยภาษาซี การออกแบบและเขียนโปรแกรมจะใช้ค่าตัวเลข Fixed – point ในรูปแบบ Q.15 (Kuo S.M. and Gan W.S., 2005) โดยทำการติดต่อระหว่างไมโครคอมพิวเตอร์และตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลด้วยโปรแกรม Code Composer Studio (CCS) (Texas Instrument, 2001) สำหรับบอร์ด TMS320VC5509A

## การออกแบบระบบตรวจจับจุดกลืนโดยใช้ตัวประมวลผลสัญญาณ ดิจิทัล

### ตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

ระบบตรวจจับจุดกลืนในบทความนี้ถูกออกแบบและเขียนโปรแกรมบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลเบอร์ TMS320VC5509A ซึ่งเป็น DSP Starter Kit ของบริษัทเท็กซัสอินสตรูเมนต์ (Texas Instruments Incorporated : TI) ที่มีหน่วยประมวลผลกลางขนาด 16 บิตแบบ Fixed – Point ความเร็วสัญญาณนาฬิกา 200 MHz เวลาที่ใช้ในการประมวลผล คือ 5 ns ต่อหนึ่งรอบสัญญาณนาฬิกา หน่วยการคูณและแอดคิวมูเลต (Multiply and Accumulate: MAC) ขนาด 17 บิต × 17 บิต จำนวน 2 ตัว, ตัวเลื่อนข้อมูลบาร์เรลขนาด 40 บิต (barrel shifter), ALU (Arithmetic logic unit) จำนวน 2 ตัว, แอดคิวมูเลเตอร์ขนาด 40 บิต จำนวน 4 ตัว, หน่วยความจำ RAM ขนาด 256 KB, ROM ขนาด 64 KB และติดต่อกับไมโครคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต USB 2.0

การออกแบบและเขียนโปรแกรมของระบบตรวจจับจุดกลืนที่ใช้ภาษาซีแบบ Fixed – point มีรูปแบบคำสั่งทั่วไปเหมือนกับภาษาซีแบบปกติ แต่การใช้ 16 บิต Fixed – point มีข้อจำกัดหลายประการที่ควรคำนึงถึง อาทิเช่น ความผิดพลาดจากการแบ่งชั้นสัญญาณ (Quantization) การเกิดโอเวอร์โฟล (Overflow) เป็นต้น การสเกลค่าผลลัพธ์หลังการคูณเป็นแนวทางหนึ่งเพื่อป้องกันการเกิดโอเวอร์โฟล ในที่นี้การเขียนโปรแกรมจึงเลือกใช้คำสั่งการคำนวณในรูปแบบของฟังก์ชันที่เรียกว่า intrinsics function (Texas Instrument, 2001), (Gan W.S. and Kuo S.M., 2006) ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่ใช้สำหรับตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัลตระกูล C54x และ C55x ของบริษัท TI

### วิธีการออกแบบระบบตรวจจับจุดกลืน

จากบทนำได้กล่าวถึงวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถวิเคราะห์จุดเริ่มต้นของการกลืนได้โดยการหาค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อของผู้ป่วยที่กลืนลำบากทุก ๆ 60 มิลลิวินาที ซึ่งเป็นไปตามสมการที่ (1) ดังนั้นเมื่อนำหลักการดังกล่าวมาออกแบบระบบด้วยวิธีการเชิงตัวเลข จะได้สมการในการคำนวณกำลังเฉลี่ยของสัญญาณและกระบวนการทำงานของระบบตรวจจับจุดกลืน ดังสมการที่ (2) และรูปที่ 2 ตามลำดับ

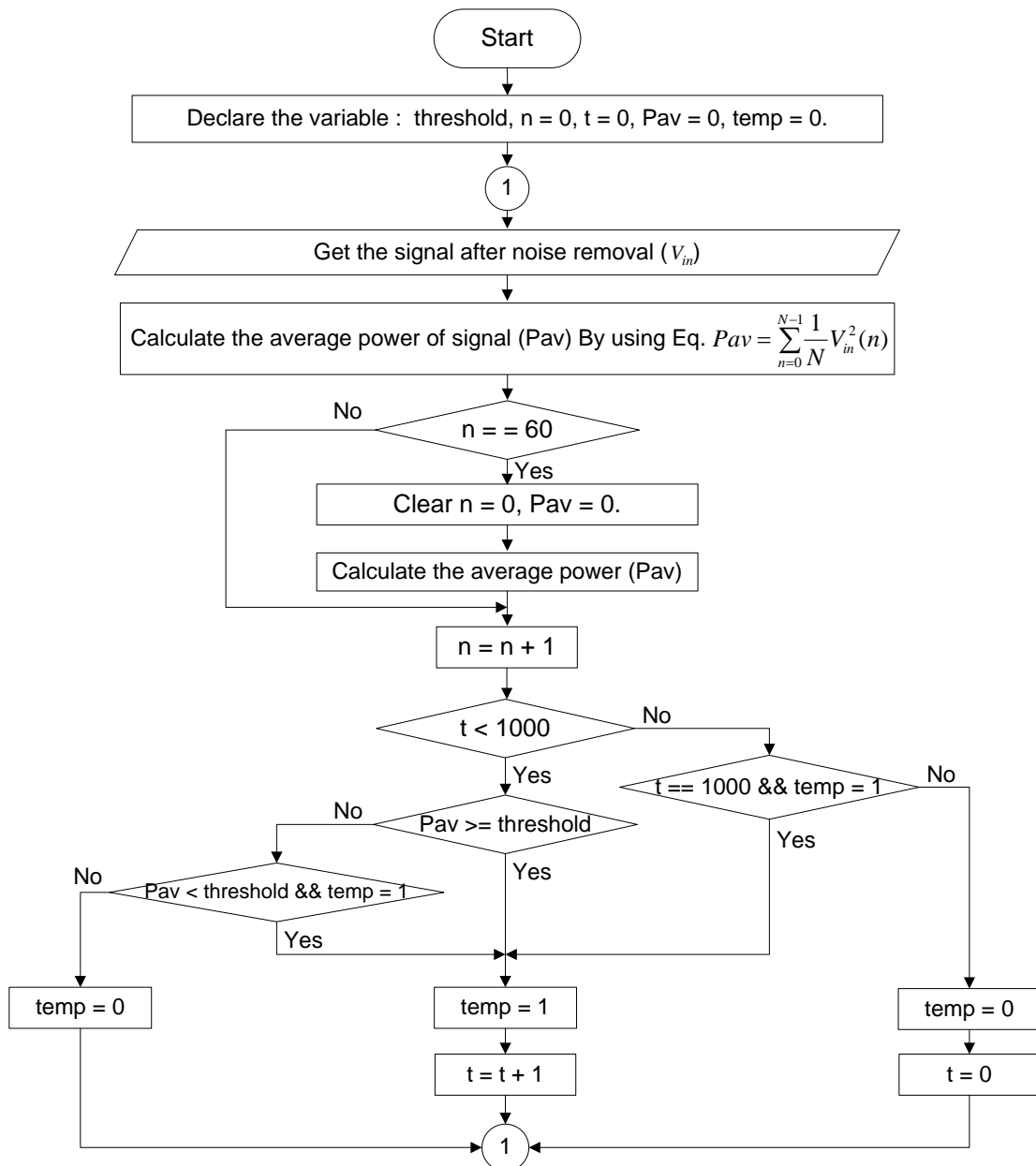
$$P_{av} = \sum_{n=0}^{N-1} \frac{1}{N} V_{in}^2(n) \quad (2)$$

โดยที่  $N = 60$

$P_{av}$  แทนกำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

$V_{in}(n)$  แทนสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่ถูกสุ่มที่ความถี่ 1 kHz\*

\* อัตราการสุ่ม 1 kHz เป็นค่าที่เหมาะสมเพราะ ความถี่ของสัญญาณ EMG อยู่ในย่าน 0-500 Hz แต่ พลังงานของสัญญาณส่วนใหญ่อยู่ในย่าน 10-150 Hz (Bronzino J.D., 1995)



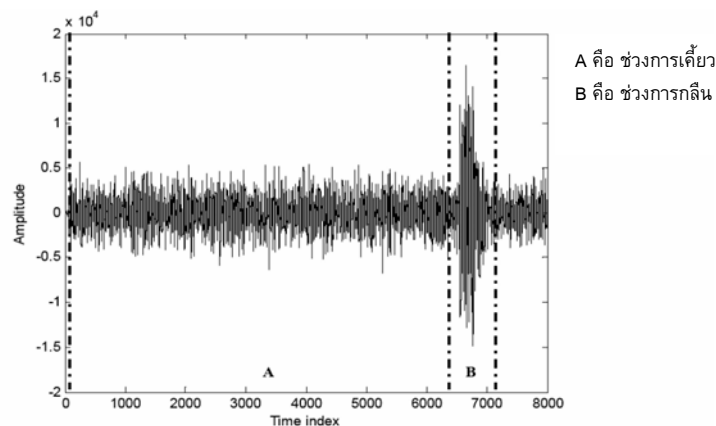
รูปที่ 2 กระบวนการทำงานของระบบตรวจจับจุดกลืน

จากรูปที่ 2 การวิเคราะห์เพื่อตรวจจับจุดเริ่มต้นของการกลืนทำได้โดยการรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อซึ่งถูกสุ่มด้วยอัตราสุ่ม 1 kHz, ความละเอียด 16 บิต (16 – bit resolution) มาทำการหาค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณ (ซึ่งจะทำการรีเซตใหม่ทุกๆ 60 ตัวอย่าง (sample)) จากนั้นนำค่ากำลังเฉลี่ยที่ได้ไปเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง หากค่ากำลังเฉลี่ยมีค่าสูงกว่าค่าอ้างอิง จะถือว่ามีอาการกลืนเกิดขึ้นและระบบจะส่งสัญญาณ “1” ไปจนครบจำนวน 1000 ตัวอย่าง (โดยไม่คำนึงถึงค่ากำลังเฉลี่ยในเวลานั้น ๆ ว่าสูงหรือต่ำกว่าค่าอ้างอิง)

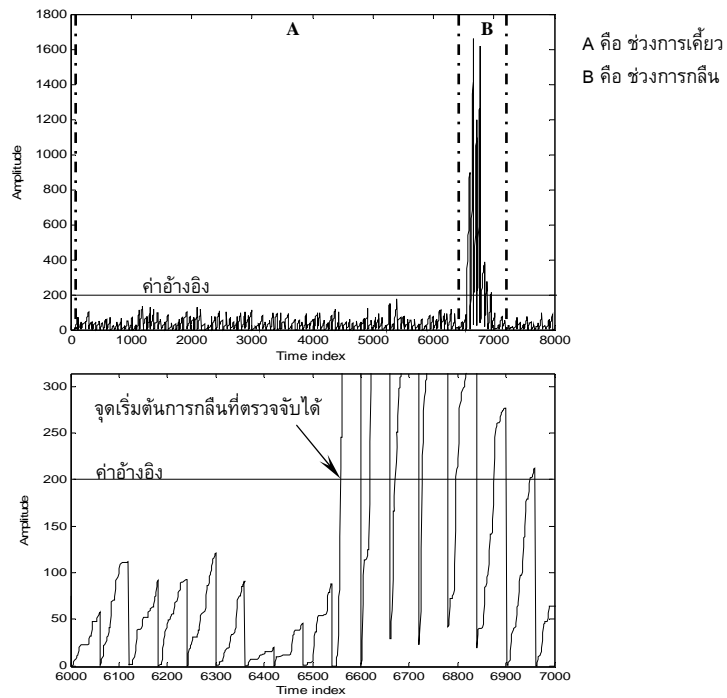
ทั้งนี้ในการกำหนดค่าอ้างอิงสำหรับระบบตรวจจับจุดกลืน เมื่อนำการหาค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อทุก ๆ 60 มิลลิวินาทีมาประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยจริง จะพบว่าค่าอ้างอิงของผู้ป่วยแต่ละคนจะแตกต่างกันออกไป ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่าง เช่น ชนิดของอาหาร และความรุนแรงของโรค เป็นต้น ในระยะแรกของการประยุกต์ใช้ ผู้ป่วยจะต้องทดลองปรับเปลี่ยนค่าอ้างอิง จนกระทั่งได้ค่าที่เหมาะสมและสามารถทำงานเข้ากับเครื่องได้เป็นอย่างดี

### ผลการทดสอบระบบตรวจจับจุดกลืน

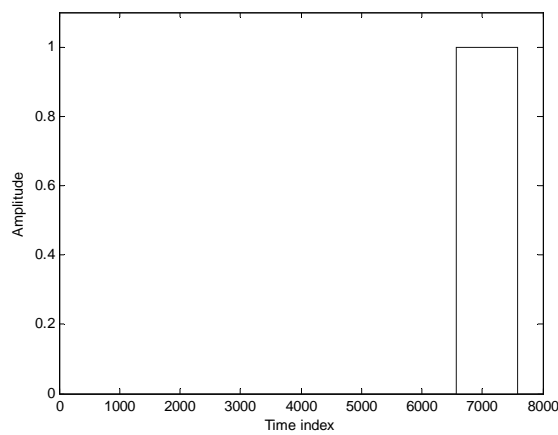
เมื่อนำสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อดังแสดงในรูปที่ 3 มาผ่านระบบตรวจจับจุดกลืนที่ได้ออกแบบไว้ จะได้รูปร่างของสัญญาณกำลังเฉลี่ยดังแสดงในรูปที่ 4 และเมื่อระบบทำการเปรียบเทียบกำลังเฉลี่ยของสัญญาณกับค่าอ้างอิง ซึ่งถ้าหากค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณมีค่าสูงกว่าค่าอ้างอิง ก็ถือว่ามีอาการกลืนเกิดขึ้นและจะส่งสัญญาณทริกเกอร์ที่มีความกว้างพัลส์หนึ่งวินาทีออกไป โดยรูปร่างของสัญญาณทริกเกอร์แสดงดังในรูปที่ 5



รูปที่ 3 สัญญาณไฟฟ้าของการกลืนจากกล้ามเนื้อ



รูปที่ 4 กำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าของการกลืนจากกล้ามเนื้อ



รูปที่ 5 รูปร่างของสัญญาณทริกเกอร์ที่ส่งต่อไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ

## บทสรุป

บทความนี้กล่าวถึงการออกแบบระบบตรวจจับจุดกลืน โดยทำการทดแทนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ในส่วนของวงจรคำนวณและตัดสินใจ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่

มีปัญหาการกลืน ด้วยการออกแบบและเขียนโปรแกรมลงบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล จากผลการทดสอบระบบตรวจจับจุดกลืนที่ได้ออกแบบไว้ ปรากฏว่าระบบสามารถทำงานได้ตามที่ต้องการ กล่าวคือ สามารถคำนวณกำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อทุก ๆ 60 มิลลิวินาที และส่งสัญญาณทริกเกอร์เป็นเวลา 1 วินาทีเมื่อตรวจพบจุดเริ่มต้นของการกลืน ทั้งนี้การทดแทนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่เป็นส่วนของวงจรคำนวณและตัดสินใจด้วยการออกแบบและเขียนโปรแกรมลงบนตัวประมวลผลสัญญาณดิจิทัล สามารถที่จะลดจำนวนอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ลง ทำให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับมีน้ำหนักเบา พกพาได้สะดวกขึ้น และสามารถนำไปสู่การลดกำลังไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรซึ่งทำให้สามารถใช้งานแบตเตอรี่ต่อการชาร์จประจุหนึ่งครั้งได้ยาวนานขึ้น

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทเชื่อมโยงกับบัณฑิตศึกษาและทุนอุดหนุนการวิจัยประเภททั่วไป จากมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

## เอกสารอ้างอิง

- เฉลิมชัย แซ่ลิ่ม. 2538. “การคัดเลือกหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน.” *วิทยานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์*.
- ชูศักดิ์ ลิ่มสกุลและคณะ. 2539. “การออกแบบวงจรคำนวณและตัดสินใจ เพื่อตรวจจับจุดกลืนของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ เพื่อใช้สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน.” *การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 19, เล่ม 2 DS – 23.*
- พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์. 2540. “การพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน.” *วิทยานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์*.
- Bronzino J.D.. 1995. **The Biomedical Engineering Handbook**. CRC&IEEE Press, USA.
- Gan W. S. and Kuo S. M.. 2006. Teaching DSP Software Development: From Design to Fixed-Point Implementations. **IEEE Trans. Educ.** 49(1):122 – 131.
- Kuo S. M. and Gan W. S.. 2005. **Digital Signal Processor: Architecture, Implementation, and Applications**. Pearson Prentice Hall, New Jersey: USA.
- Leelamanit V., Geater A. and W. Sinkkitjaroenchai. 1996. “A study of III cases of Globus Hysterious.” **J. Med Assoc. Thai**.
- Texas Instruments. 2001. **Code Composer Studio Getting Started Guide**. Dallas: USA.
- Texas Instruments. 2001. **TMS320C55x DSP Programmer’ s Guide**. Dallas: USA