สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

แบบรายงานความฉบับสมบูรณ์โครงการวิจัย

ประกอบการของบเพื่อการวิจัย ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2550

.....

ทิศทางของการวิจัย ทิศทางที่ 1 การวิจัยที่จะนำพาประเทศไปสู่การพึ่งตนเอง

แผนการวิจัย แผนที่ 5 แผนการสร้างเทคโนโลยีหรือวิธีการใช้เทคโนโลยีในประเทศ

หัวข้อวิจัย หัวข้อที่ 2 การวิจัยเพื่อพัฒนาเทคโนโลยีทางวิทยาศาสตร์และการแพทย์เพื่อนำไปสู่การผลิตใช้

ส่วนที่ 1 สาระสำคัญของโครงการวิจัย

1. ชื่อโครงการวิจัย และรหัสหรือทะเบียนโครงการวิจัยของหน่วยงาน (ถ้ามี)

   (ภาษาไทย) แขนกลควบคุมด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

   (ภาษาอังกฤษ) Robotics Arm Controller Using Electromyogram

2. หน่วยงานที่รับผิดชอบงานวิจัยและที่อยู่

   ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

   สถาบัน/มหาวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

   ที่อยู่ ถ.ฉลองกรุง ลาดกระบัง กรุงเทพ 10520

   โทรศัพท์ 7373000 ext. 3378, 3269968 โทรสาร 7392398

3. คณะผู้วิจัยและสัดส่วนที่ทำการวิจัย

ชื่อหัวหน้าโครงการ

ชื่อ นาย มนัส สังวรศิลป์

คุณวุฒิ D.Eng. Tokai University

ตำแหน่งทางวิชาการ รองศาสตราจารย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบัน/มหาวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ที่อยู่ ถ.ฉลองกรุง ลาดกระบัง กรุงเทพ 10520

โทรศัพท์ 7373000 ext. 3378, 3269968 โทรสาร 7392398

RCH
T
55.3
.M35
2165 ง
เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 84581
วัน,เดือน,ปี 22 ต.ค. 2551

b 11885750
i.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. เป็นโครงการเดี่ยว

5. ในกรณีที่โครงการวิจัยนี้ ทำการวิจัยร่วมกับหน่วยงานอื่น โปรดระบุชื่อหน่วยงานและลักษณะของการร่วมงานนั้นด้วย -

6. ประเภทของงานวิจัย การประยุกต์วิจัย (Applied Research)

7. สาขาวิชาการ ที่ทำการวิจัย วิทยาศาสตร์การแพทย์

8. คำสำคัญของเรื่องที่ทำการวิจัย (Keywords)

Robotic arm, Electromyogram

9. ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

ปัจจุบันนี้เทคโนโลยีทางด้านอิเล็คทรอนิคส์และคอมพิวเตอร์ได้รุดหน้าไปอย่างรวดเร็ว ราคาของอุปกรณ์และวัตถุดิบทางอิเล็คทรอนิคส์และคอมพิวเตอร์มีราคาถูกลงอย่างมาก แต่เครื่องมือทางการแพทย์ที่ที่ผลิตจากอุปกรณ์และวัตถุดิบทางอิเล็คทรอนิคส์และคอมพิวเตอร์กับมีราคาแพงขึ้นในทางที่สวนทางกัน โดยเล็งเห็นถึงปัญหาดังกล่าวผู้วิจัยจึงมีแนวคิดที่จะพัฒนาระบบควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อโดยใช้เทคโนโลยีร่วมสมัย โดยระบบดังกล่าวจะใช้ระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 4 ช่องสัญญาณ เราจะพัฒนาโปรแกรมการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มาประมวลผลและแสดงบนจอคอมพิวเตอร์ มีการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ที่มีขนาดกะทัดรัดในการควบคุมการทำงานของเครื่อง ในส่วนของภาครับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณการควบคุมไปยังแขนกล ยังคงใช้วงจรอิเล็คทรอนิคส์ที่มีใช้มาช้านาน เพียงแต่นำอุปกรณ์สมัยใหม่มาใช้ทำให้การออกแบบง่ายและการทำงานของเครื่องมีประสิทธิภาพ

10. วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

- เพื่อออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและระบบสาธิตการควบคุมการทำงานของแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

11. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย

- พัฒนานักวิจัยรุ่นใหม่ๆ ให้มีความรู้ความสามารถที่ดีมีความคิดสร้างสรรค์เป็นทรัพยากรทางปัญญาของชาติต่อไป
- ระบบสาธิตการทำงานของแขนกลที่ควบคุมด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สามารถใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาในระดับสูงขึ้นต่อไป

12. หน่วยงานวิจัยที่นำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์

โรงพยาบาลของรัฐ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

13. ความก้าวหน้าของการวิจัย ณ. ช่วงรายงานเมื่อเปรียบเทียบกับแผนงานวิจัยทั้งโครงการ

กิจกรรมที่ดำเนินการ	ผู้รับผิดชอบ	เดือนที่			
		1-3	4-6	7-9	10-12
ออกแบบและพัฒนาระบบสาธิตการทำงานของแขนกลที่ควบคุมด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	รศ. ดร. มนัส สังวรศิลป์ รศ. ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์	←——→	←——→	←——→	←——→

←——→ แผนงานทั้งโครงการที่วางไว้

←——→ แผนงานที่ดำเนินงานถึงปัจจุบัน

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

13. ผลที่ได้

ระบบสาธิตการควบคุมการทำงานของแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีข้อกำหนดเฉพาะดังนี้

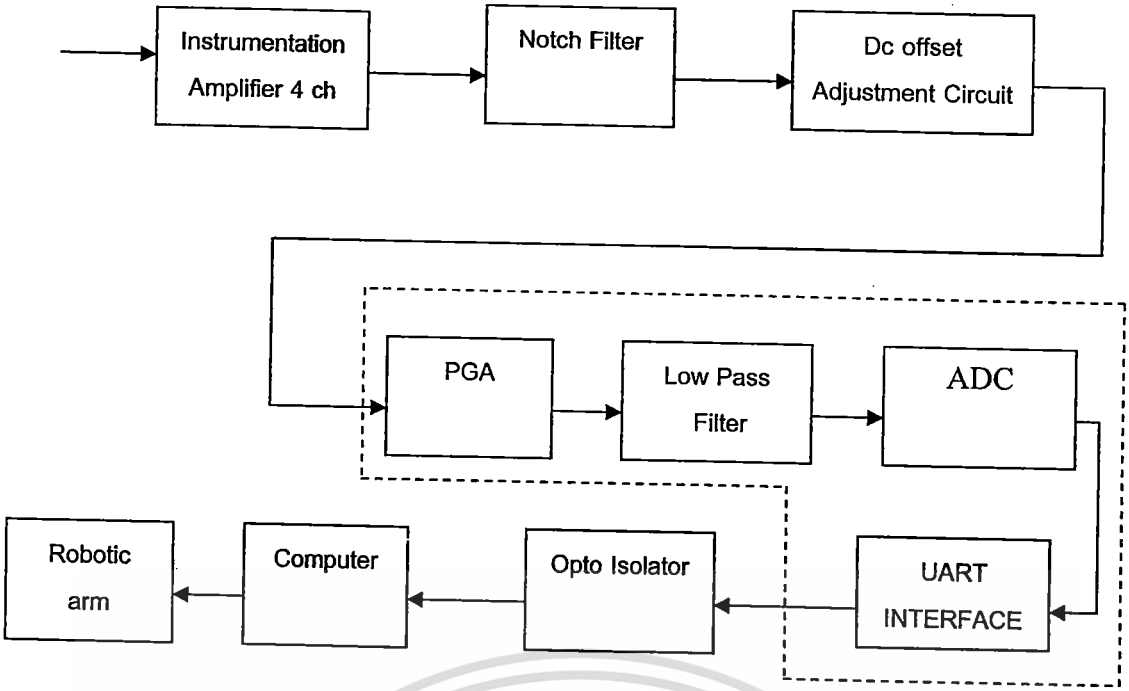
- สามารถวัดและแสดงสัญญาณสัญญาณได้ 4 ช่อง
- วงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์ ให้ CMRR > 70 dB
- การอินเตอร์เฟสกับเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล และวงจรกำจัดสัญญาณรบกวนออกแบบให้ใช้ไมโครโปรเซ็สเซอร์ PSoc
- การแสดงผลแสดงบนมอนิเตอร์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลแบบจอแบน
- การควบคุมการเคลื่อนที่ของแขนกลโดยการใช้ Servo motor และมีการเคลื่อนที่จำนวน 2 แกน

13.1 โครงสร้างของวงจร

วงจรวัดและส่วนแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังแสดงได้ดังรูปที่ 1 ซึ่งแสดงส่วนต่างๆได้ตามบล็อกไดอะแกรม

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



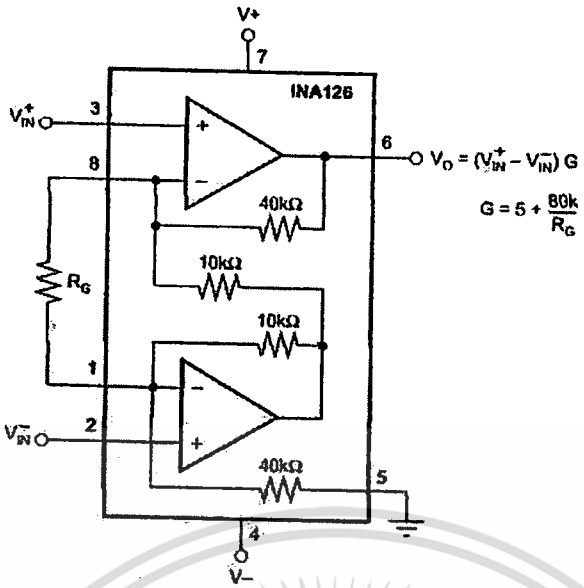
รูปที่ 1 แสดงบล็อกไดอะแกรมการออกแบบระบบควบคุมแขนกลโดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

13.1.1 **ส่วนของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์** (Instrumentation Amplifier)

ส่วนของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์ได้ใช้ IC-เบอร์ INA126P ซึ่งเป็น IC อินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์สำเร็จรูป ซึ่งในการทำงานจะมีวงจรประกอบดังแสดงในรูปที่ 2 ซึ่งวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์เป็นวงจรแรกที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีขนาดของสัญญาณน้อยมากเพียงประมาณ 0.5-5 mV โดยการรับสัญญาณจากอิเล็กโตรดที่ติดบนผิวหนัง ซึ่งมีความต้านทานสูงมากและมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับ 220 โวลต์ ความถี่ 50 เฮิรตซ์ปะปนมาด้วย ดังนั้น วงจรขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

1 อินพุทอิมพีแดนซ์สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานของผิวหนังเพื่อป้องกันการเสียสมดุลของวงจรและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุท การเสียสมดุลของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยาย คือ สัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด(Common Mode Signal)ไม่สามารถกำจัดออกไปได้และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซต(offset voltage) ซึ่งจะถูกขยายให้มีขนาดมากขึ้นที่เอาท์พุท ถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิ่มตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาท์พุทค้างอยู่มีค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้าด้านใดด้านหนึ่งทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

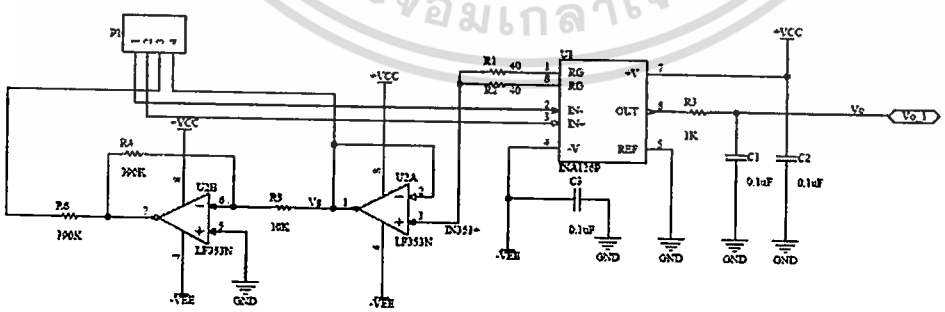
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2 โครงสร้างภายในของอินสตรูเมนแอมปลิฟายเออร์เบอร์ INA126P

2. ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจรขยายความแตกต่าง ที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้คุณสมบัตินี้คือ การมีค่าอัตราการขยายดิฟเฟอร์เรนเชียลโหมดสูง และมีอัตราขยายคอมมอนโหมดต่ำ ซึ่งควรจะมีค่าไม่ต่ำกว่า 60 dB

สำหรับอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์INA126P มีค่าอัตราขยายคอมมอนโหมดหรือค่าCMRR ประมาณ 83 dB สำหรับค่าMin และจะอธิบายอีกครั้งในบทของการทดลอง



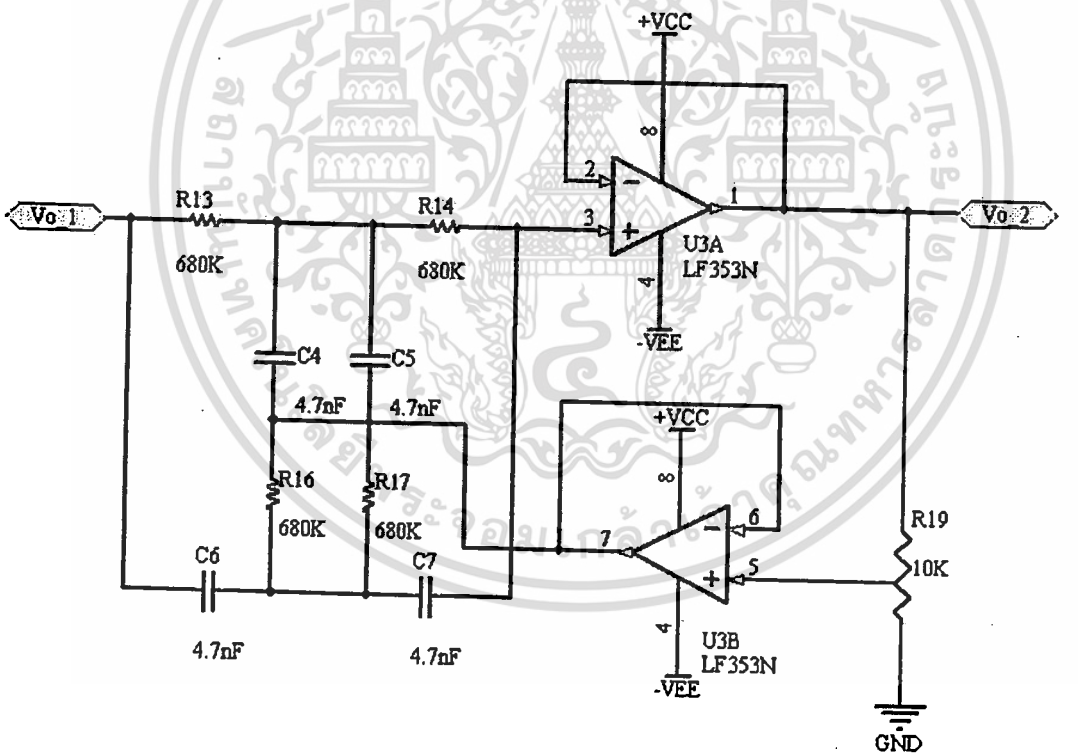
รูปที่ 3 วงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์ที่ใช้ในการทดลองแบบ 1 ช่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปจะเห็นว่า IC1 ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับเข้ามาทางด้านอินพุทเพื่อให้มีขนาดของสัญญาณที่จะวัดนั้นมีค่าที่ชัดเจนยิ่งขึ้น และ IC2 ทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ของสัญญาณและทำหน้าที่อีกอย่างคือใช้ต่อเพื่อชิลด์กราวด์ของสายอิเล็กโตรด

13.1.2 วงจรกรองแบบกำจัดแถบความถี่ (Notch Filter)

ถึงแม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมปลิฟายเออร์ ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ก็ตาม แต่ถ้าเกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมา สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 Hz ก็สามารถผ่านได้ ถ้าเราใช้วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass Filter) แบบธรรมดาที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 50Hz ผ่านไปได้ ก็ทำให้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อส่วนที่มีความถี่สูงกว่า 50Hz ถูกกำจัดออกไปดังนั้นเราจึงต้องใช้วงจรกรองความถี่ต่ำแบบ Notch Filter ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่สูงและความถี่ต่ำกว่า 50Hz ผ่านไปได้ ส่วนสัญญาณรบกวน 50Hz จะถูกกำจัดออกไปวงจรแสดงดังรูปที่ 4

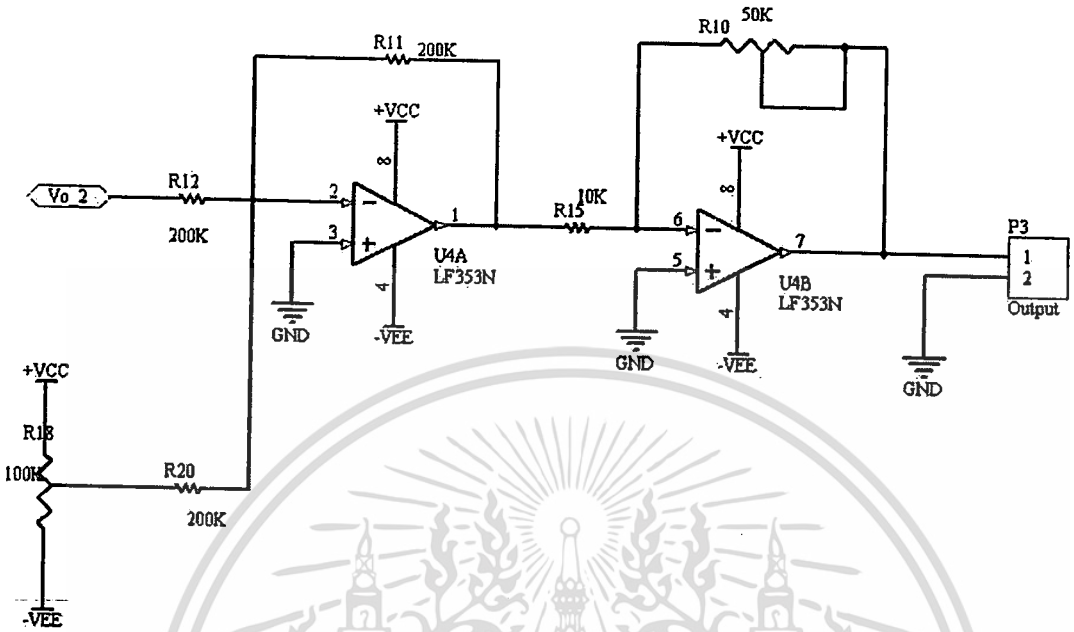


รูปที่ 4 วงจรกรองความถี่ต่ำแบบไม่ผ่านเฉพาะช่วง (Notch Filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

13.1.3 **ส่วนของวงจรปรับแรงดันออฟเซต** (DC Offset Adjustment Circuit)

เป็นวงจรที่สร้างขึ้นเพื่อยกระดับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เดิมนั้นมีค่าทั้งลบและค่าบวก ให้เลื่อนขึ้นไปจนมีระดับแรงดันไฟฟ้าเป็นบวกเท่านั้น เพื่อผ่าน ADC ต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 วงจรปรับแรงดันออฟเซต (DC Offset Adjustment Circuit)

หลักการทำงานของวงจร คือ เมื่อมีสัญญาณอินพุทที่เป็นลักษณะสัญญาณไฟตรงที่ถูกขี่ด้วยสัญญาณไฟฟ้าสลับ ดังนั้นแรงดันไฟตรงจะเข้าสู่อินพุทที่ขาอินเวอร์ติงของออปแอมป์ R18 เป็นตัวต้านทานปรับค่าได้เพื่อเลือกปรับค่าแรงดัน Vx โดยค่า Vx จะเป็นแรงดันไฟตรงและมารวมกับ Va ซึ่งVa เมื่อรวมกันแล้วขยายโดยออปแอมป์จะทำให้เกิดออฟเซตขึ้นและได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจไปขี่อยู่บนสัญญาณไฟตรงซึ่งแรงดันไฟฟ้าออฟเซตนี้สามารถสวิงได้เป็นทั้งค่าบวกและลบ

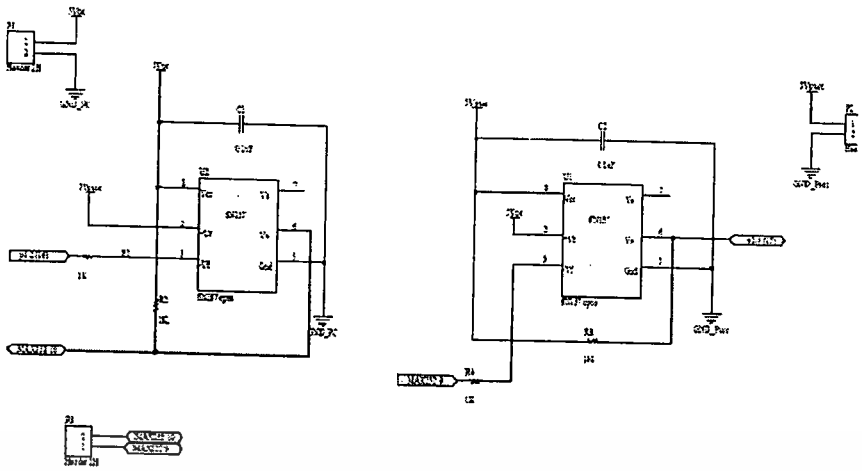
สำหรับอัตราขยายในวงจรดูจากสมการ

$$Vout/Vin = -R_{11}/R_{12} \qquad (1)$$

13.1.4 **วงจรแยกสัญญาณไฟฟ้า**(Opto-Isolator)

เป็นอุปกรณ์ที่ใช้หลักการทำงานโดยการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณแสงและเปลี่ยนสัญญาณแสงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าอีกครั้งหนึ่ง วงจรแยกสัญญาณประกอบด้วยไดโอดเปล่งแสง (Infrared LED) และทรานซิสเตอร์รับแสง (Photo transistor) ซึ่งรวมอยู่ในไอซีเพียงตัวเดียว ลักษณะการทำงานของการแยกสัญญาณ (opto-isolation) เป็นการส่งผ่านสัญญาณเพียงทางเดียวข้ามช่องว่าง วงจรแยกสัญญาณไฟฟ้าแสดงในรูปที่ 6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6 วงจรแยกสัญญาณทางไฟฟ้า (Opto-Isolator)

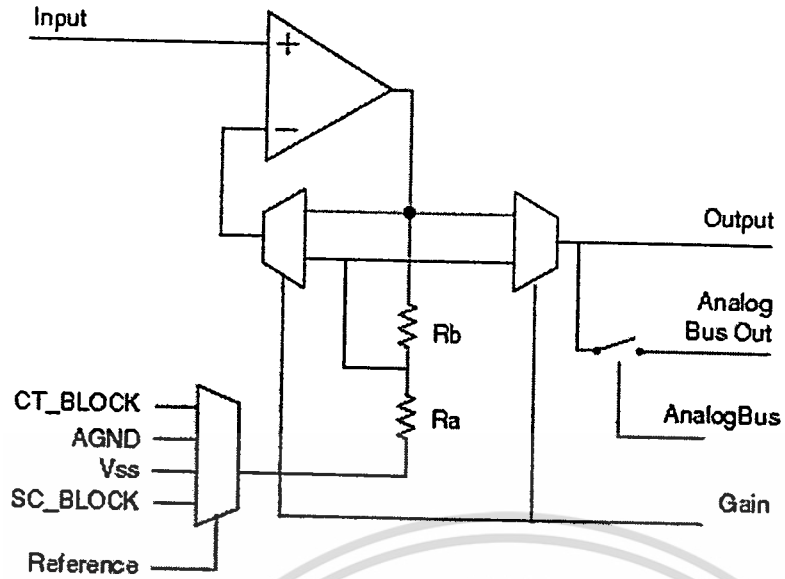
13.1.5 ส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC (PSoC Microcontroller)

ภายในโครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC ที่ใช้ในโครงงานนี้ประกอบไปด้วย PGA User Module, ADC(8Bit) User Module, LPF(2 Order) User Module โดยแต่ละ User Module มีหน้าที่และหลักการแตกต่างกันอธิบายได้ดังนี้

PGA(Programmable Gain Amplifier) User Module

PGA User Module เป็นวงจรขยายแบบ Non-Inverting สามารถกำหนดค่า Gain ได้ทั้งจาก Device Editor และจาก API ฟังก์ชั่นมีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงและสามารถกำหนดแรงดัน Reference ได้อย่างอิสระแสดงดังรูปที่ 7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 7 PGA Block Diagram

พารามิเตอร์ของ PGA User Module

Input

Input ของ PGA กำหนดได้ใน Device Editor โดยสามารถกำหนดให้เป็น Analog column input multiplexer และจาก PSoC Block อื่นๆ

Reference

Reference Input สามารถกำหนดให้เป็น AGND และ PSoC Block ข้างเคียง Analog Bus เป็นทางออกของสัญญาณเอาท์พุทอีกทางหนึ่งสามารถกำหนดให้เชื่อมต่อกับ Analog Blockที่อยู่ใกล้ๆกับ Block ที่วางโมดูล

API ฟังก์ชั่นของ PGA Module

PGA_Start

ใช้กำหนดค่าเริ่มต้นต่างๆที่จำเป็นสำหรับ PGA Moduleและทำหน้าที่กำหนดค่า Power Setting

PGA_SetGain

ฟังก์ชั่นที่ใช้กำหนดค่าGain ให้กับ PGA Module โดยค่าที่ต้องส่งให้กับฟังก์ชั่นที่ค่า Gain ต่างๆนั้นสามารถดูได้จากตาราง

8Bit Delta Sigma ADC User Module

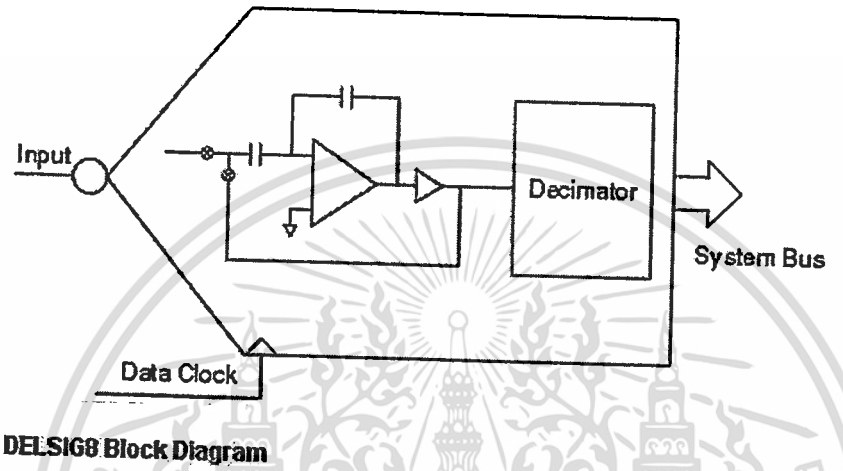
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล มีคุณสมบัติดังนี้

1) Output เป็นแบบ 2's complement ความละเอียด 8 บิต

2) Simple rate ได้สูงสุด 32 ksps

3) Input range นิยามโดยมีสัญญาณนาฬิกาข้างนอกและข้างในเพื่อการใช้งานที่หลากหลายขึ้น



รูปที่ 8 Delta Sigma ADC

Sampling Rate คือ อัตราความเร็วในการสุ่มตัวอย่างสัญญาณ เพื่อนำไปเก็บบันทึกหรืออ่านข้อมูล หรือ จำนวนครั้งในการเก็บข้อมูลใน 1 วินาที มีหน่วย เป็น Hertz ซึ่งหมายถึงจำนวนคลื่น (cycle) ใน 1 วินาทีนั่นเอง

การคำนวณค่า Sampling Rate จะขึ้นอยู่กับ Data Clock ที่ป้อนให้กับโมดูล DELSIG8 ซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0.032 ถึง 8.0 และ ค่าSampling Rate จะมีได้ 0.125 ถึง 31.25 ksps ภายในโมดูล DELSIG8

จะมีTimerซึ่งเมื่อนับClockครบ 256 จะทำการInterrupt และsampling ค่าสัญญาณ ออกมาหนึ่งครั้ง ดังนั้นเราสามารถคำนวณหาค่า Sampling Rate ได้ดังนี้

Sampling Rate = Data Clock/256

8-Bit Delta Sigma ADC User Module เป็น ADC ขนาด 8บิต โดยเอาท์พุทที่จะได้อยู่ในรูป 2's complement มีค่าอยู่ในช่วง +127 ถึง -128 ส่วนช่วงของแรงดันอินพุทนั้นขึ้นอยู่กับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกำหนดค่า Ref Mux โดยมีสูตรที่ใช้สำหรับคำนวณหาค่าแรงดันอินพุทจากค่าดิจิตอลที่อ่านได้ดังนี้

$$Vin = \{(n-128)/128\}Vref \quad ....1$$

หรือ $$Vref = (128Vin)/(n-128) \quad ....2$$

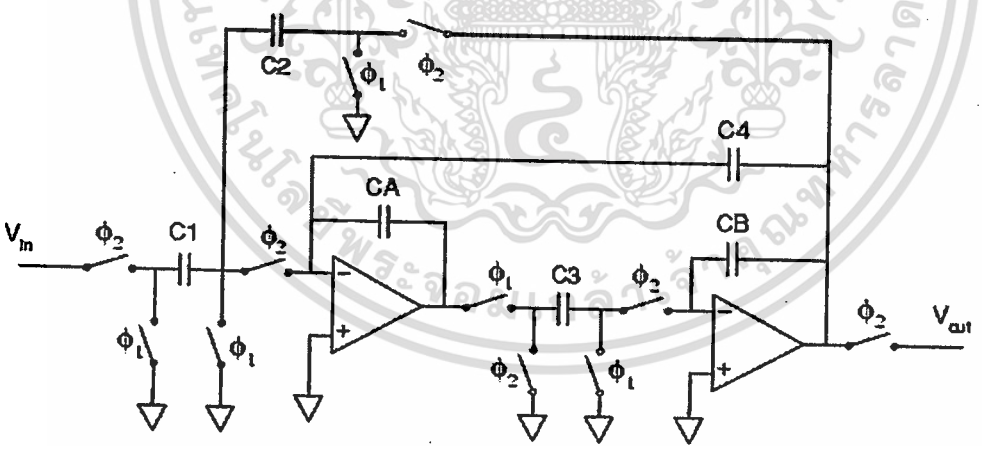
เมื่อ Vin = แรงดันอินพุทที่รับเข้ามาเทียบกับค่าแรงดันอ้างอิง (ต้อง + Vref เมื่อต้องการเทียบ GND)

n = ค่าดิจิตอลที่ได้ในช่วงบวกมีค่าอยู่ในช่วง 0- 256

Vref = ค่าแรงดันอ้างอิงซึ่งขึ้นอยู่กับการตั้งค่า Ref Mux

LPF User Module (Second Order)

วัตถุประสงค์และวิธีการของ LPF User Module มีหลักการโดยทั่วไปมีว่า corner frequency(fc) และ damping ratio(d) เป็นฟังก์ชั่นของความถี่สัญญาณนาฬิกาและอัตราส่วนของค่าความจุไฟฟ้าที่เราเลือก โดย corner frequency(fc) สามารถที่จะตั้งหรือปรับได้จากการควบคุมอัตราสัญญาณนาฬิกาที่ป้อนให้ LPF อันดับที่ 4 หรืออันดับที่สูงกว่ามีวิธีการเช่นเดียวกันกับ LPF อันดับที่ 2 โดย LPF ที่ใช้ในการทดลองเราใช้ใน PSoC controller ซึ่งเป็นแบบ Active Filter โดยจะอาศัยหลักการของ Switched Capacitor ดังรูปที่ 9



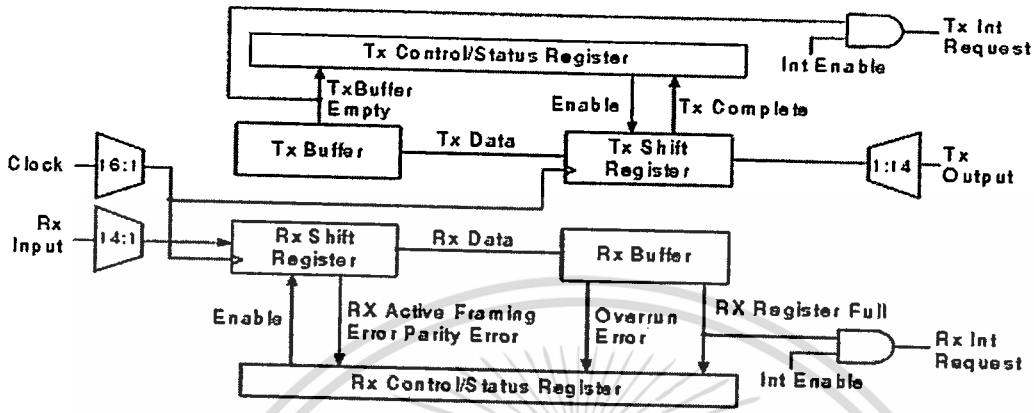
LPF2 Block Diagram

รูปที่ 9 LPF Block Diagram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

UART User Module

เป็นโมดูลที่ทำหน้าที่เป็นตัวส่งข้อมูลแบบอนุกรมมาตรฐาน RS-232 ที่มีคุณสมบัติในการกำหนด Clock In ได้อย่างอิสระอีกทั้งยังสามารถกำหนดการทำงานให้เป็นแบบ Polling หรือแบบ Interrupt ทำให้สะดวกและมีความยืดหยุ่นในการใช้งานเป็นอย่างมาก



รูปที่ 10 UART Block Diagram

การทำงานในโหมด Command Buffer ของตัวรับ Rx

ตัวรับของ UART User Module สามารถทำงานในโหมด Command Buffer ซึ่งเป็น High Level API ฟังก์ชั่น โดยเมื่อทำงานในโหมดดังกล่าว ตัวรับจะทำหน้าที่เก็บข้อมูลที่รับเข้ามาไว้ใน Buffer จนกว่าจะเจอ Command Terminator หรือจนกว่า Buffer ของตัวรับเก็บข้อมูลไว้จนเต็ม (จำนวนข้อมูลที่เก็บได้ = RxBufferSize-1) และข้อมูลที่รับเข้ามาภายหลังจะถูกตัดทิ้งไปจนกว่าจะมีการเรียกใช้ฟังก์ชั่น UART_CmdReset

เราสามารถใช้ฟังก์ชั่น UART_bCmdCheck เพื่อตรวจสอบว่าข้อมูลที่รับเข้ามานั้นมีการรับ Command Terminator เข้ามาแล้วหรือไม่ โดยฟังก์ชั่นดังกล่าวจะส่งค่าที่ไม่เท่ากับศูนย์กลับมาเมื่อตัวรับได้รับ Command Terminator

เมื่อได้รับ Command Terminator แล้วก็สามารถนำข้อมูลที่เก็บไว้ใน Buffer ออกมาใช้งาน โดยข้อมูลจะถูกเก็บไว้ที่ UART_aRxBuffer[] ซึ่งเป็นตัวแปรแบบ BYTE Array

พารามิเตอร์ที่สำคัญของ UART User Module

RxCmdBuffer ใช้สำหรับเปิดและปิดการทำงานในแบบ Command Buffer ของตัวรับ และต้องเปิดใช้ UART RX อินเตอร์รัพจึงสามารถใช้งานในโหมดนี้ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

RxBufferSize เป็นตัวกำหนดจำนวนหน่วยความจำที่นำมาใช้เป็นตัวเก็บข้อมูลทางด้านตัวรับ ค่า RxBufferSize จะมีผลก็ต่อเมื่อเปิดใช้การทำงานแบบ Command Buffer และ UART Rxอินเตอร์รัพ

Command Terminator เป็นค่าของตัวอักษรที่จะเป็นตัวบอกจุดสิ้นสุดของข้อมูลของข้อมูลขณะทำงานแบบ Command Buffer ซึ่งทำหน้าที่เก็บข้อมูลที่รับเข้ามาไว้ในBuffer จนกว่าจะเจอ Command Terminator

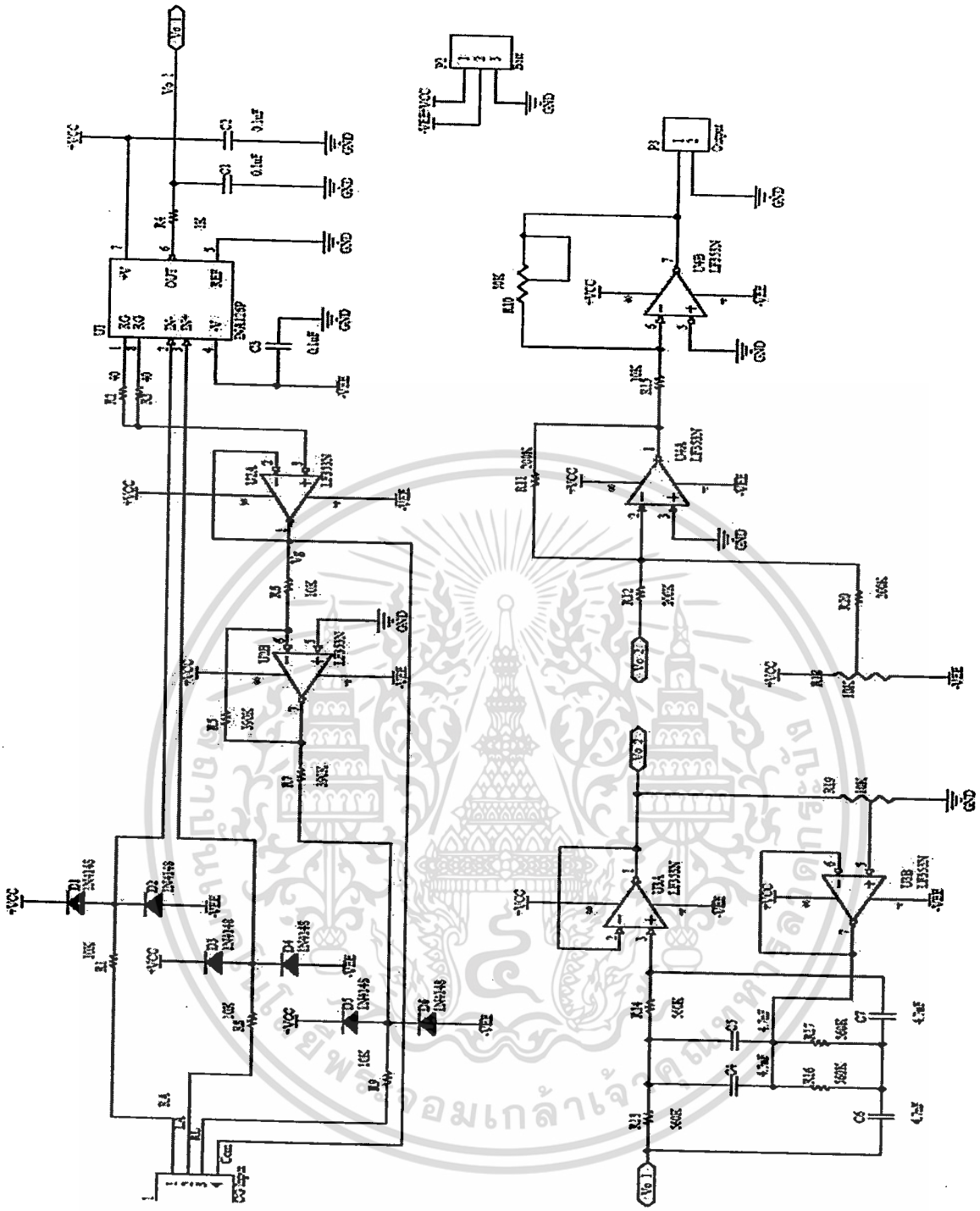
RX-UART Receiver ภายในส่วนของการรับข้อมูลนี้จะใช้ RX Buffer สำหรับเก็บข้อมูลที่รับได้ RX Shift เป็นตัวเลื่อนข้อมูลเข้ามาในโมดูลและ RX Control จะเป็นตัวควบคุมการทำงาน เมื่อข้อมูลถูกเลื่อนมาเก็บไว้ที่ RX Buffer จะเกิดเหตุการณ์ต่างๆขึ้นดังนี้

- บิต Rx Reg Full ใน Rx Control Register จะเซตเป็น "1" และหากมีการอนุญาตการอินเตอร์รัพไว้ก็จะเกิดอินเตอร์รัพขึ้น
- หากไม่ได้พบบิต Stop จากเฟรมข้อมูลที่รับได้ บิต Framing Error ใน Rx Control Register จะเซตซึ่งหมายถึงการรับเฟรมข้อมูลผิดพลาด
- หากบัพเฟอร์ของการรับค่าข้อมูล ยังไม่ถูกอ่านออกไปแล้วมีข้อมูลใหม่เข้ามาจนถึงบิต Stop ของเฟรมนั้น จะทำให้เกิดการชนกันของข้อมูลในบัพเฟอร์ได้เรียกว่าเกิด Overrun Error ซึ่งบิต Overrun Error ใน Rx Control Register จะเซต
- ถ้าหากตรวจสอบว่าค่าพาริติ้ที่รับได้ไม่ถูกต้อง บิต Parity Error ใน Rx Control Register จะเซต

TX-UART Transmitter โมดูลนี้จะทำงานโดยใช้การเลื่อนข้อมูลที่ต้องการจากบัพเฟอร์ (Tx Buffer) เข้าไปในรีจีสเตอร์สำหรับเลื่อนข้อมูลออก (Tx Shift Register) ซึ่งจะเลื่อนข้อมูลออกไปทางขาสัญญาณเอาต์พุตจนครบ ซึ่งสถานะความผิดพลาดตลอดจน การควบคุมการทำงานจะกระทำผ่าน Tx Control Register แต่เนื่องจากการใช้งานจะเป็นการเรียกใช้ฟังก์ชัน API เราจึงไม่ต้องรู้รายละเอียดของรีจีสเตอร์เหล่านี้ก็ได้

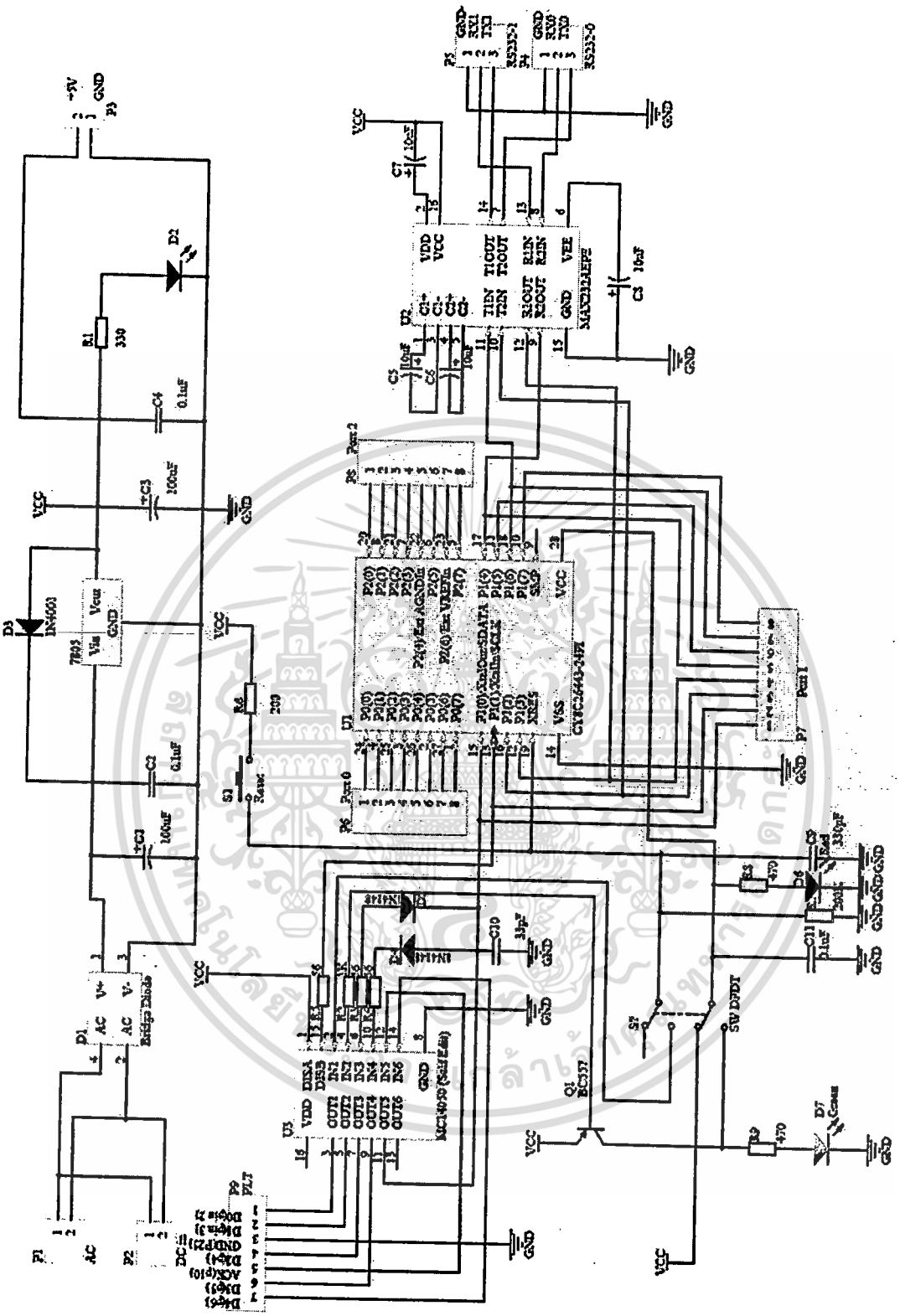
วงจรส่วนวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแสดงในรูปที่ 11 และวงจรส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC แสดงในรูปที่ 12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 11 วงจรรวมของเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



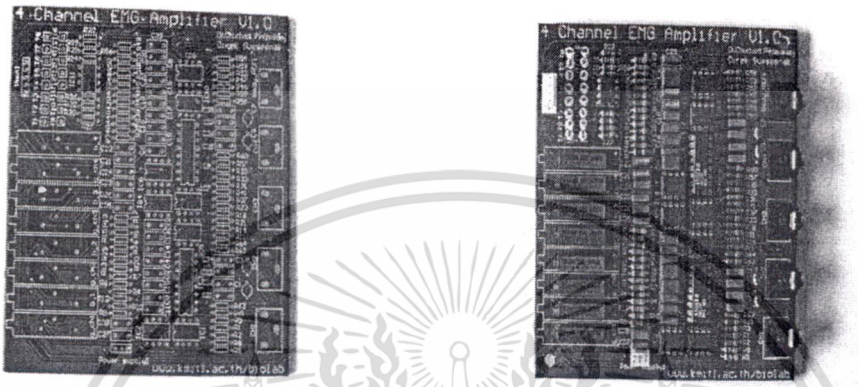
รูปที่ 12 วงจรส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์ PSoC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

13.2 การออกแบบส่วนประกอบภายนอก

ในส่วนระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG signal conditioning unit) จะถูกออกแบบแผงวงจรลงบนแผ่นวงจรพิมพ์ (PCB) โดยเป็นแบบ 2 หน้าและมีระบบกราวด์เพลนที่ดีทั้งนี้เพื่อผลของการลดสัญญาณรบกวนให้มีน้อยที่สุด ลักษณะภายนอกของเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแสดงในรูป 13



(a) (b)

รูปที่ 13 (a) แสดงแผ่นวงจรที่ออกแบบด้วยAltium designer (b) แผ่นวงจรที่ลงอุปกรณ์แล้ว

13.3 ผลการทดลอง

การทดลองวัดพารามิเตอร์ที่สำคัญของวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพบว่า

ค่า CMRR = 70.88 dB

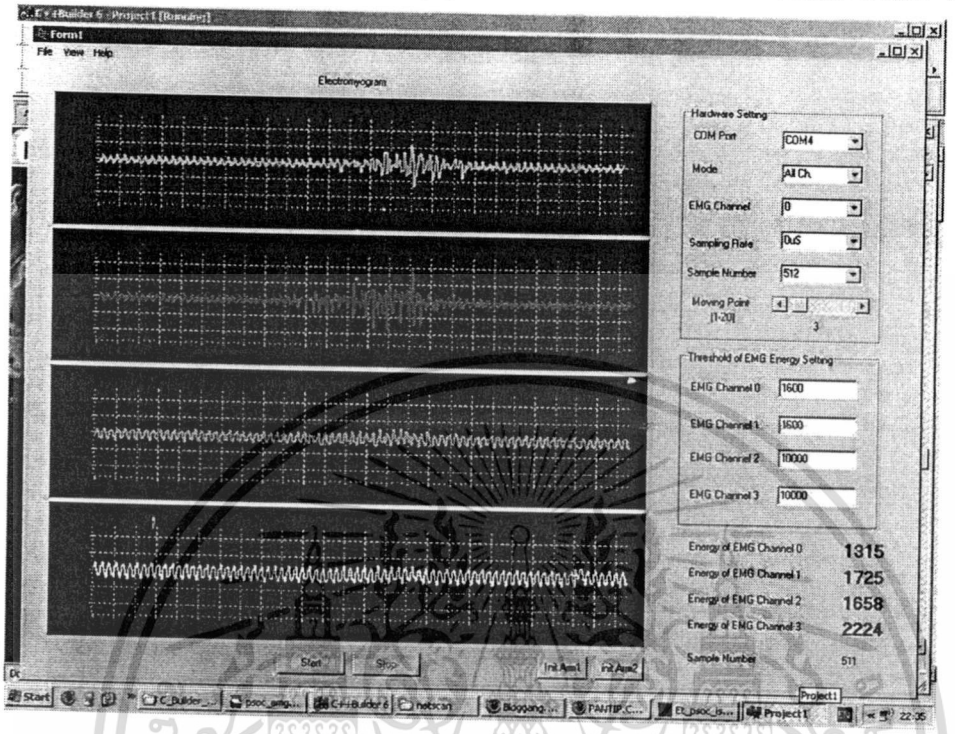
ค่า Quality Factor (Q) สำหรับวงจรกรองความถี่แบบกำจัดแถบความถี่มีค่า 4.54

84581

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

13.4 โปรแกรมแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

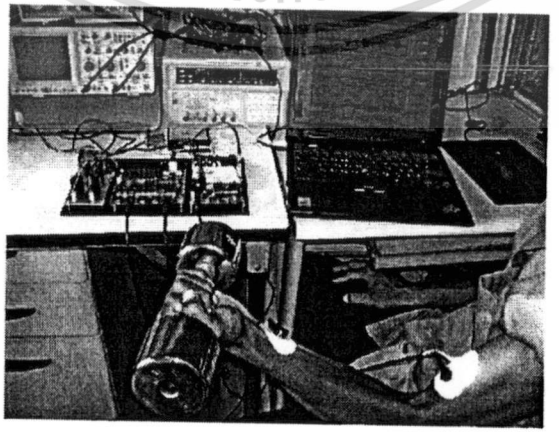
รูป 14 แสดงลักษณะของโปรแกรมแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งสามารถแสดงผลได้ 4 ช่อง



รูป 14 โปรแกรมแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

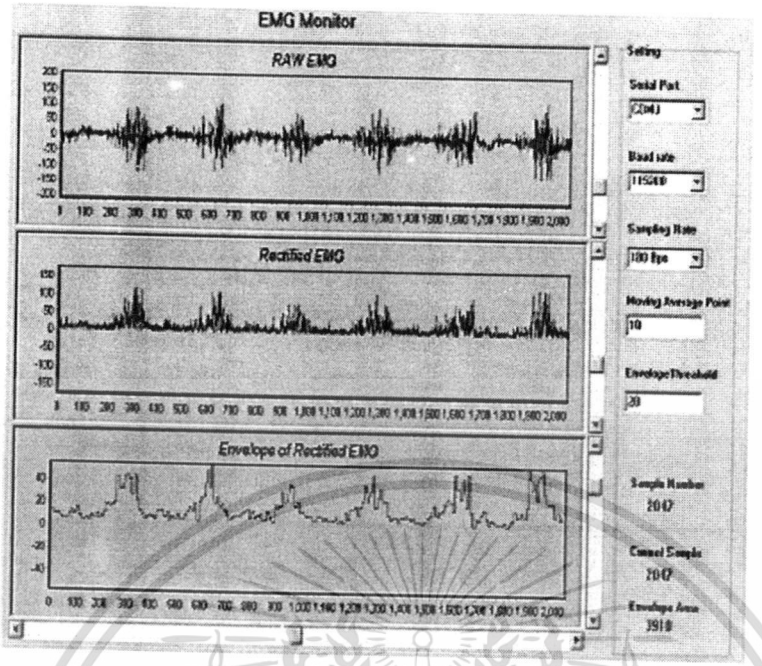
กระบวนการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ 1 ช่อง

กระบวนการนี้จะทำการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้ระบบวัดสัญญาณที่ออกแบบและสร้างขึ้นมาซึ่งในการเก็บผลนี้จะทำการทดลองวัดสัญญาณแบบ 1 ช่องเพื่อนำผลที่ได้ไปทดสอบความถูกต้องของสัญญาณและนำไปประยุกต์ใช้งานทางด้านการประเมินความล้าของกล้ามเนื้อ โดยแสดงการทดลอง ดังรูปที่ 15



รูปที่ 15 แสดงการทดสอบวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

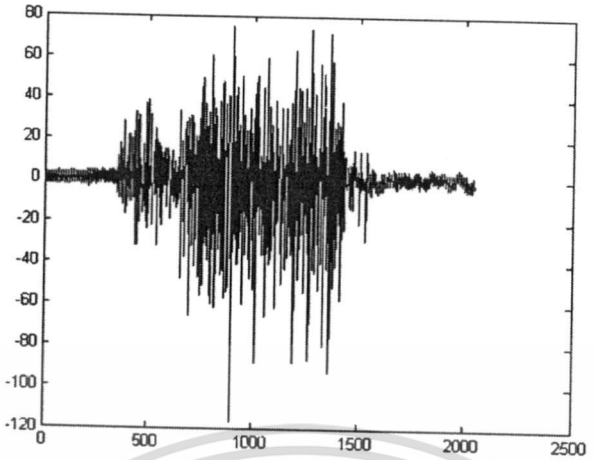


รูปที่ 16 รูปบน Raw EMG รูปกลาง Rectifier EMG รูปล่าง Envelope of rectifier EMG

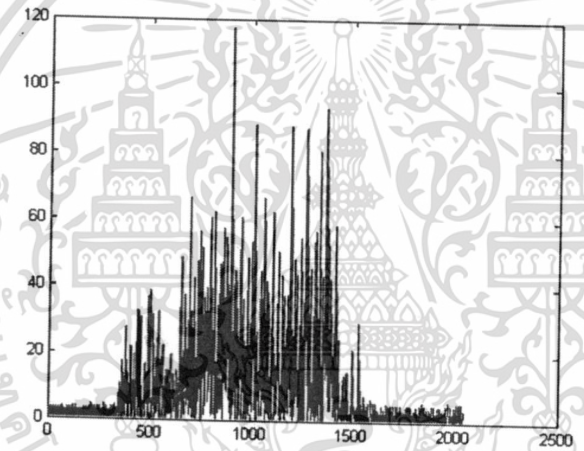
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ การแสดงผลของข้อมูลต่างๆ จะประกอบไปด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Raw EMG) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านกรองเฉพาะซีกบวก (Rectified EMG) และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณ (Envelope of rectified EMG) โดยที่มีการคำนวณพื้นที่ใต้กราฟของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณด้วยซึ่งถือว่าเป็นดัชนีที่สำคัญที่สัมพันธ์กับสภาวะของกล้ามเนื้อ ขอบของสัญญาณได้มาจากการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter) การหาพื้นที่ทำโดยการหาพื้นที่ใต้กราฟ แสดงดังรูป 16

ทดสอบนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านการแสดงผลที่คอมพิวเตอร์มาประมวลผลเบื้องต้นโดยใช้โปรแกรม Matlab คือ การหาสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านกรองเฉพาะซีกบวกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีเฉพาะขอบของสัญญาณและหาสเปคตรัมของสัญญาณจะพบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีความถี่อยู่ในช่วงไม่เกิน 500 เฮิรตซ์ แสดงให้เห็นดังรูปที่ 17

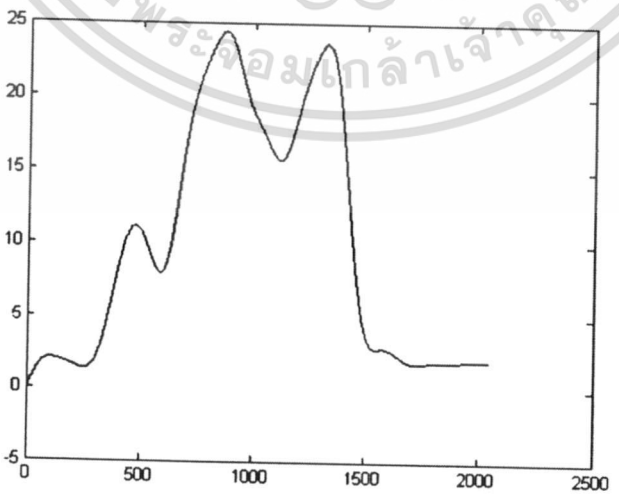
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)

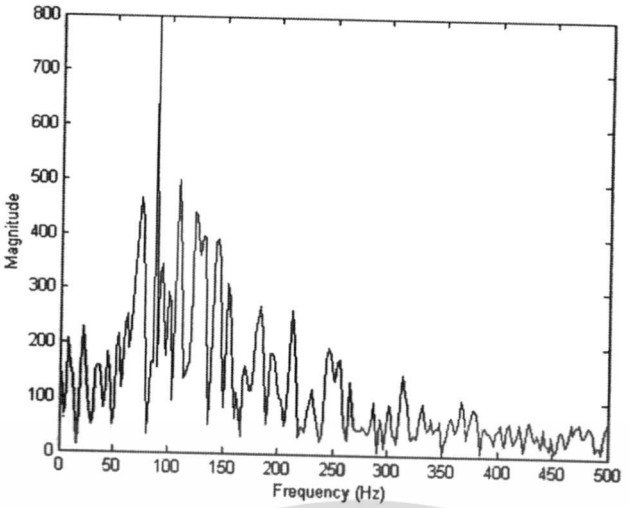


(b)



(c)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

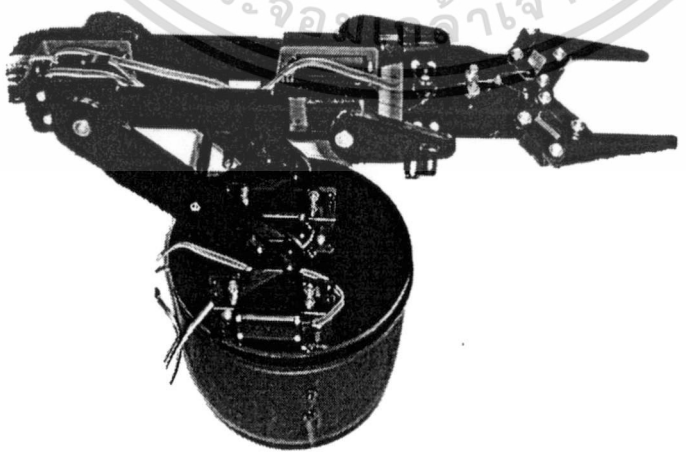


(d)

รูปที่ 17 (a) แสดงสัญญาณRaw EMG (b) แสดงสัญญาณ Rectified EMG (c)แสดงสัญญาณ Envelope of rectifier EMG (d) แสดงผลการทำ FFT

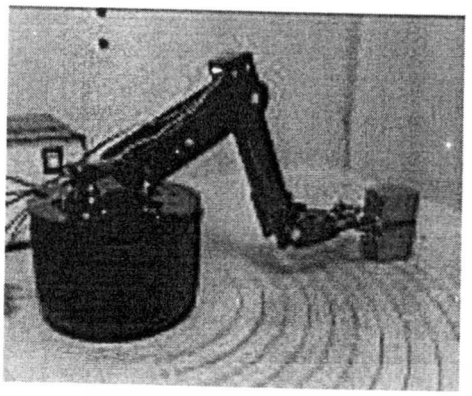
การออกแบบชุดสาธิตการทำงานของแขนกล

การออกแบบและการสร้างแขนกลนั้นจะออกแบบจากอะคริลิกซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่สะดวกและหาง่ายในประเทศซึ่งจะทำให้มีราคาถูกและใช้ servo motor ควบคุมการเคลื่อนที่ในแต่ละแกน ดังนั้นแขนกลที่ออกแบบนี้จะทำหน้าที่เหมือนแขนของมนุษย์ซึ่งได้ออกแบบแกนทั้งหมด 5 แกน ซึ่งจะประกอบไปด้วย Based , Shoulder, Elbow, Wrist, และ Griper. สำหรับส่วน Griper จะออกแบบให้สามารถหยิบจับวัตถุที่มีขนาดเบาได้ ในส่วนของ Shoulder เราจะใช้ Servo มอเตอร์จำนวน 2 ตัวเพื่อรองรับกับโหลดที่มีน้ำหนักสูงๆ รูปแขนกลแสดงให้เห็นดังรูปที่ 18 และรูปที่ 19 แสดงผลการทดสอบ

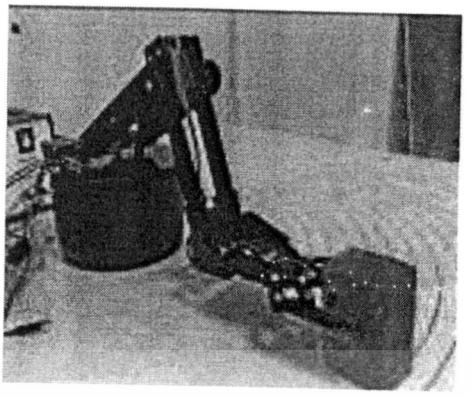


รูปที่ 18 แสดงแขนกลที่ออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)

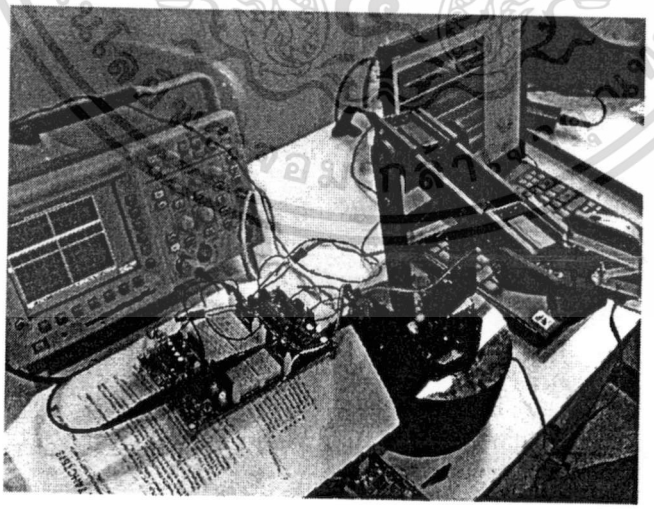


(b)

รูปที่ 19 แสดงตัวอย่างการหยิบจับวัตถุ

การทดลองควบคุมการทำงานของแขนกลด้วยสัญญาณไฟฟากล้ามเนื้อ

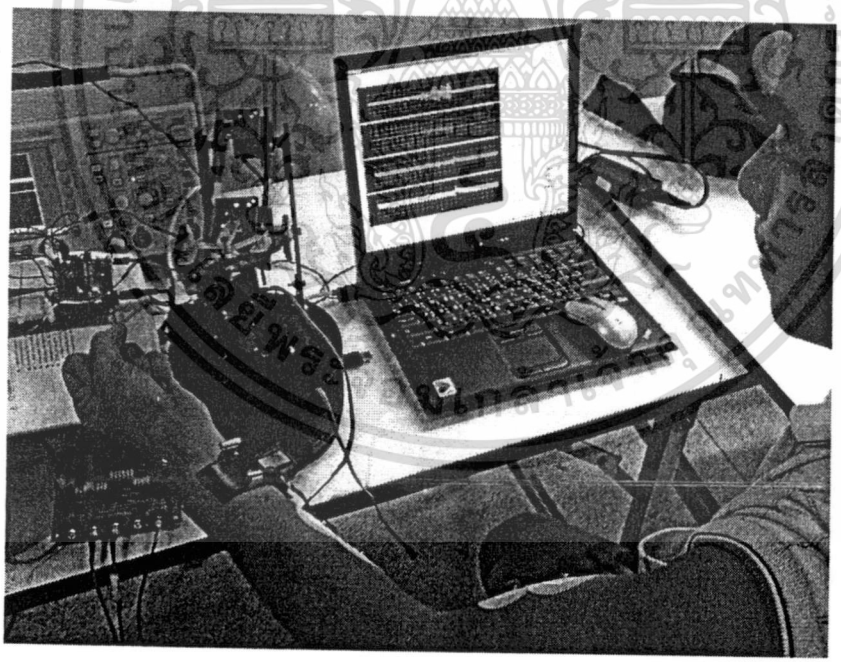
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านการประมวลผลสัญญาณโดยใช้ไมโครคอนโทรเลอร์ PSOC แล้ว จะนำมาแสดงผลที่จอคอมพิวเตอร์ และจะสามารถสั่งให้แขนกลทำงานตามจังหวะของการเคลื่อนไหวได้โดยใช้หลักการของ Thresholding เมื่อสัญญาณมีถึงระดับที่ต้องการแล้ว คอมพิวเตอร์จะสั่งให้แขนกลทำงาน รูปที่ 20 แสดงระบบที่ออกแบบ รูปที่ 21 แสดงการติดอิเล็กโตรดที่บริเวณกล้ามเนื้อ Bicep รูปที่ 22 แสดงการทำงานของแขนกลจะสัมพันธ์กับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



รูปที่ 20 แสดงระบบที่ออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 21 แสดงการติดอิเล็กโตรด



รูปที่ 22 แสดงการสาธิตการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้