

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ

ไกรลาส มาตรฐาน

1. บทนำ

เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นอุปกรณ์ที่แพทย์ใช้ในการช่วยวิเคราะห์อาการเจ็บป่วยของผู้ป่วย ปัจจุบันการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นวิธีการที่แพร่หลายใช้กันมากในวงการแพทย์ เพราะเป็นการตรวจขั้นพื้นฐานเมื่อนำไปประกอบเข้ากับประวัติการเจ็บป่วยและการตรวจขั้นพื้นฐานแล้วจะช่วยวิเคราะห์โรคได้อย่างถูกต้องมากขึ้น โดยผู้ป่วยไม่ต้องรู้สึกเจ็บปวดหรือเสี่ยงอันตราย แต่อุปกรณ์ดังกล่าวมีราคาที่สูงมากซึ่งต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศ

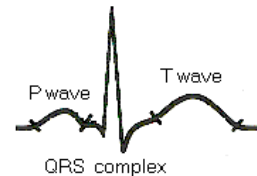
ในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในบางครั้งมีโอกาสดังกล่าวได้ข้อมูลในการตรวจวัดที่ผิดพลาดในเบื้องต้น ซึ่งแพทย์ต้องแก้ไขด้วยการพิจารณากราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ควบคุมกับการฟังเสียงการเต้นของหัวใจอีกครั้งโดยใช้หูฟังแพทย์ หรืออุปกรณ์ที่เรียกว่า สเตทโทสโคป (Stethoscope) เพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรคประกอบกันจึงจะได้ข้อมูลที่ถูกต้องมากยิ่งขึ้น

บทความนี้เสนอการสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจซึ่งสามารถแสดงผลของสัญญาณทั้งสองได้พร้อมกันเพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคของแพทย์ด้วยต้นทุนที่ต่ำ โดยอาศัยการรวมสัญญาณทั้งสองเข้าด้วยกันและนำเข้าทางซาวด์การ์ด (Soundcard) ของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์โดยใช้โปรแกรมแมทแล็บ (MatLab) ในการ

ประมวลผลและแสดงผลของสัญญาณทั้งสองในเบื้องต้นออกมา

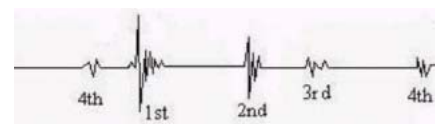
2. คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram ; ECG) ประกอบด้วยรูปคลื่นที่สำคัญ ๆ 3 ส่วนด้วยกัน คือ คลื่น P wave , QRS complex และ T wave ดังรูปที่ 1 โดยปกติแล้วคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 0.5-200 Hz



รูปที่ 1 แสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ (Phonocardiogram ; PCG) ในภาวะปกติจะแยกได้ 4 เสียง คือ เสียงที่ 1 , 2 , 3 และ 4 ดังรูปที่ 2 โดยในคนปกติการฟังโดยใช้สเตทโทสโคป จะได้ยินเพียงเสียงหนึ่งและเสียงสองเท่านั้น คลื่นเสียงของหัวใจจะมีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 20-400 Hz



รูปที่ 2 ลักษณะคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ ปกติจะมีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจ QRS complex และ คลื่นเสียงการเต้นของหัวใจเสียงที่หนึ่ง จะมีระยะเวลา

ในการเกิดที่ใกล้เคียงกัน และเมื่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจ T wave ใกล้สิ้นสุดลงก็จะเริ่มเกิดเสียงที่ 2 ของคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 3

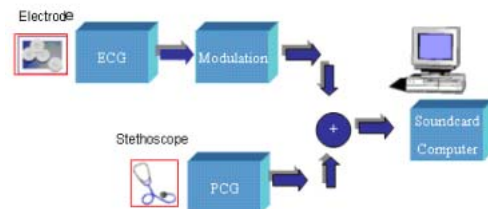


รูปที่ 3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ

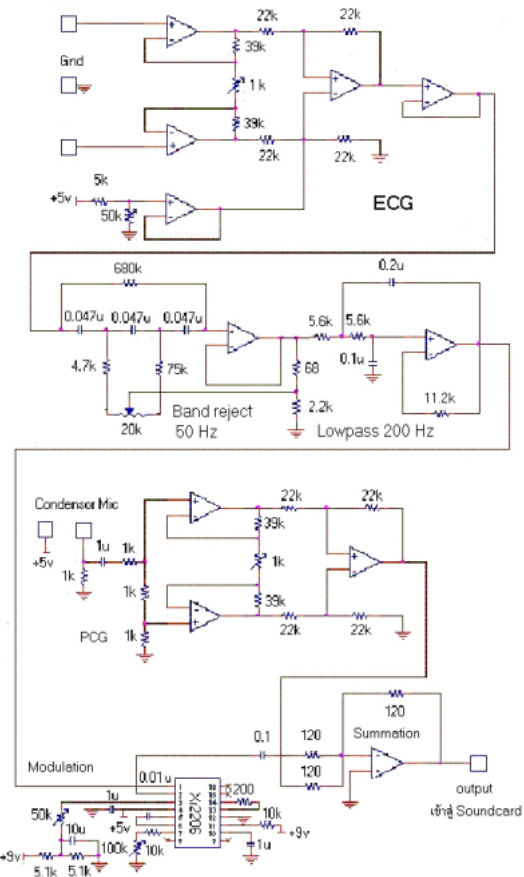
3. หลักการทำงาน

การสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ จะแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของการออกแบบสร้างเครื่องมือวัด (Hardware) และส่วนของการเขียนโปรแกรม (Software) การออกแบบสร้างเครื่องมือวัดนั้น จะประกอบไปด้วยการสร้างวงจรเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรด (Electrode) เป็นเซนเซอร์ในการตรวจจับสัญญาณ ECG จากร่างกาย และขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ชัน (Instrumentation) เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่อยู่ที่ประมาณ 0.5-200 Hz และสัญญาณที่ได้ยังมีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่ ดังนั้นจึงต้องทำการกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz (Band Reject 50 Hz) และกรองความถี่ต่ำ 200 Hz (Lowpass Filter) เพื่อให้ได้สัญญาณ ECG ออกมา วงจรเครื่องวัดคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจใช้สเตทโดสโคป โดยมีคอนเดนเซอร์ไมค์ติดไว้ที่หูฟัง เป็นเซนเซอร์ตรวจจับสัญญาณ PCG และขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ชัน และเนื่องจากปัญหาที่สัญญาณทั้งสองมีความถี่ที่ใกล้เคียงกัน อินพุตของซาวด์การ์ดมีเพียงอินพุตเดียว จึงต้องทำการมอดูเลชัน

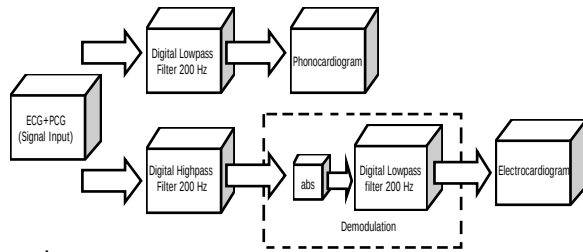
(Modulation ; การเปลี่ยนย่านความถี่ของสัญญาณ) สัญญาณ ECG กับ ความถี่ 1,000 Hz ซึ่งจะเป็นการเลื่อนความถี่สเปกตรัมของคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สูงขึ้น เพื่อให้มีความถี่ที่แยกออกจากความถี่ของคลื่นเสียงหัวใจอย่างชัดเจน และใช้วงจรรวมสัญญาณ (Summation) ในการรวมสัญญาณทั้งสองเข้าด้วยกัน เพื่อนำสัญญาณเข้าสู่ซาวด์การ์ด ที่มีเพียงอินพุตเดียว ดังรูปที่ 4 และ รูปที่ 5 แสดงวงจรรวมของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 4 การทำงานส่วนของฮาร์ดแวร์



รูปที่ 5 วงจรรวมของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ

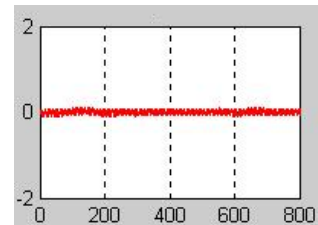


รูปที่ 6 การทำงานส่วนของซอฟต์แวร์

ในส่วนซอฟต์แวร์ รูปที่ 6 เนื่องจากสัญญาณที่เข้ามาสู่ซาวด์การ์ดนั้นเป็นสัญญาณที่มาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจรวมกันอยู่ ซึ่งก่อนที่จะนำสัญญาณดังกล่าวมาทำการแสดงผลของสัญญาณแต่ละสัญญาณนั้นจะต้องทำการเขียนโปรแกรมเพื่อเก็บค่าของสัญญาณส่วนหนึ่งไว้ก่อน สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกมอดูเลชันทางขนาดที่รวมมากับคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจจะถูกนำมาผ่าน วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass Filter ; LPF) และ วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (Highpass Filter ; HPF) เพื่อกรองแยกส่วนเอาสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกมอดูเลชันทางขนาด ออกมาตามลำดับ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกมอดูเลชันทางขนาด จะถูกนำมาดีมอดูเลชัน (Demodulation ; การแปลงสัญญาณให้อยู่ในย่านความถี่เดิม) โดยนำไปผ่านวงจรหาค่าสัมบูรณ์ และนำไปผ่าน LPF เพื่อแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการเขียนโปรแกรมแมทแล็บ

```
AI = analoginput('winsound');
chan = addchannel(AI,1);
duration = 1;
set(AI,'SampleRate',8000)
data = getdata(AI);
```

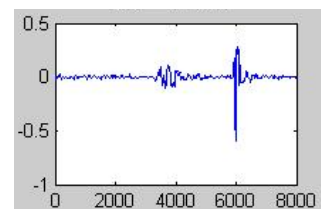
จากคำสั่งข้างต้นเป็นการนำสัญญาณเข้าสู่ไมโครคอมพิวเตอร์ทางซาวด์การ์ดโดยกำหนดอัตราการรับส่งข้อมูลที่ 8000 จุดต่อวินาที ซึ่งสัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณที่มาจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจที่ปะปนกันอยู่ ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 สัญญาณที่เข้ามาทางซาวด์การ์ด

```
Wp1=200/8000;Ws1=250/8000;
Rp1=3;Rs1=15;
[n1,Wn1]=cheb1ord(Wp1,Ws1,Rp1,Rs1);
[b1,a1]=cheby1(n1,Rp1,Wn1);
y1 = filter(b1,a1,data);
```

การนำฟังก์ชันการกรองสัญญาณของแมทแล็บ มาใช้ซึ่งในที่นี้จะทำการกรองความถี่ต่ำผ่าน 200 Hz โดยนำข้อมูลจากตัวแปร data ที่ได้มาจากสัญญาณอินพุตทางซาวด์การ์ดมาทำการผ่านโปรแกรมกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน 200 Hz ซึ่งจะเก็บไว้ที่ค่าของ y1 แล้วนำไปแสดงผล ซึ่งจะให้เป็นเสียงการเต้นของหัวใจออกมา ดังรูปที่ 8

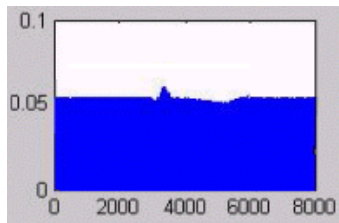


รูปที่ 8 สัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจ

```
fs = 2000;
fHz0h=[0 210 220 1000];
mh0 = [0 0 1 1];
f0h=fHz0h/(fs/2);
```

```
[bh,ah] = yulewalk(6, f0h, mh0);
fHz1 = linspace(0,fs/2,50);
om1 = 2*pi*fHz1;
z = exp(sqrt(-1)*om1/fs);
ml = abs(polyval(b1,z)./polyval(a1,z));
mh = abs(polyval(bh,z)./polyval(ah,z));
y2 = filter(bh,ah,data);
```

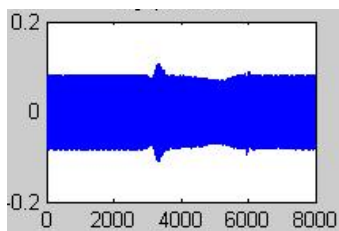
โปรแกรมกรองความถี่สูงผ่าน 200 Hz จะนำสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่า 200 Hz นั่นคือสัญญาณความถี่ 1 kHz ซึ่งมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้า



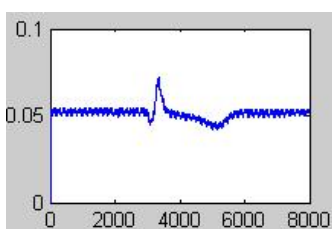
หัวใจปะปนอยู่ด้วยดังแสดงในรูปที่ 9

รูปที่ 9 สัญญาณหลังจากกรองความถี่สูงผ่าน 200 Hz

```
y3=abs(y2);
Wp1=200/8000;Ws1=250/8000;
Rp1=3;Rs1=15;
[n1,Wn1]=cheb1ord(Wp1,Ws1,Rp1,Rs1);
[b1,a1]=cheby1(n1,Rp1,Wn1);
y11 = filter(b1,a1,y3);
```



รูปที่ 10 สัญญาณหลังจากผ่านฟังก์ชัน abs

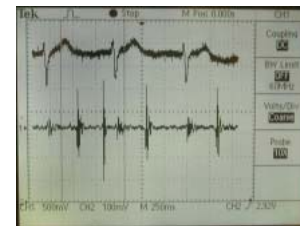


รูปที่ 11 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณที่ได้จากการกรองความถี่สูง 200 Hz แล้วจะนำไปทำการหาค่าเฉลี่ยของสัญญาณที่ได้ ดังรูปที่ 10 และทำการนำสัญญาณ เข้าสู่ฟังก์ชัน abs ซึ่งจะหาค่าของสัญญาณเป็นบวกก่อนแล้วทำการกรองความถี่ต่ำผ่านที่ 200 Hz อีกครั้งก็จะได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมา ดังรูปที่ 11

4. ผลการทดสอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ

ผลการทดสอบ โดย วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากอิเล็กโทรด ซึ่งทำหน้าที่แปลงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเข้าสู่วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน 200 Hz และผ่านวงจรกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz และสัญญาณคลื่นเสียงเชิงกลของหัวใจได้จากสเตทโคสโคปซึ่งใช้คอนเดนเซอร์ไมค์ในการรับเสียงจากหัวใจ และทำการขยายสัญญาณ โดยผ่านวงจรอินสตรูเมนต์ซึ่งสัญญาณ ที่วัดได้ ทางออสซิลโลสโคป (Oscilloscope) แสดงได้ดังรูปที่ 12



รูปที่ 12 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจทางออสซิลโลสโคป

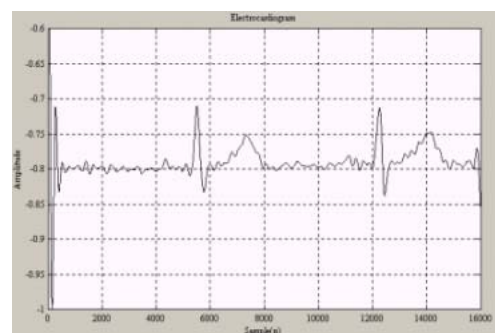
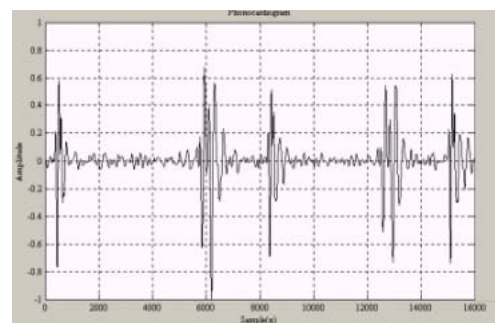
จากรูปที่ 12 สัญญาณที่อยู่ด้านบนจะเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ และสัญญาณที่อยู่ด้านล่างจะเป็นสัญญาณคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจ ซึ่งสัญญาณทั้ง 2 เมื่อนำไปเปรียบเทียบกับทฤษฎีทางการแพทย์แล้วจะมีองค์ประกอบของสัญญาณที่คล้ายคลึงกัน

การแสดงผลของสัญญาณข้างต้นนี้เป็นการแสดงผลที่วัดได้จากอุปกรณ์ทางฮาร์ดแวร์ซึ่งยังไม่ได้ผ่านการมอดูเลชัน และยังไม่ได้นำสัญญาณทั้งสองเข้าสู่ไมโครคอมพิวเตอร์ ในส่วนต่อไปจะเป็นการทดสอบส่วนของวงจรทั้งหมดและนำสัญญาณเข้าสู่คอมพิวเตอร์ทางฮาร์ดแวร์และใช้การโดยใช้โปรแกรมแมทแล็บในการเขียนโปรแกรมกรองสัญญาณเพื่อแสดงผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงเชิงกลของหัวใจ ซึ่งผลการทดสอบจากผู้ทดสอบทั้งหมด 20 คน (ณ ที่นี้แสดงผลตัวอย่างผู้ทดสอบ 4 คน) ดังรูปที่ 13

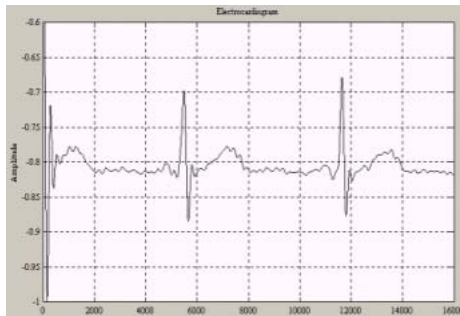
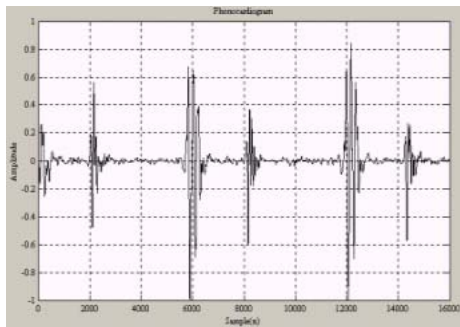
5. สรุปผล

ในการสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจซึ่งสามารถแสดงสัญญาณ ECG และ PCG ในเบื้องต้นออกมาได้ถูกต้องปัญหาสำคัญในการทำงานคือเรื่องของสัญญาณรบกวนซึ่งจะส่งผลให้การแสดงผลของสัญญาณไม่ชัดเจน เนื่องจากในการติดต่อหรือส่งข้อมูลทางอุปกรณ์ภายนอกเข้าสู่ไมโครคอมพิวเตอร์นั้นจะมีผลทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้นมาก และอาจเนื่องมาจากตัวอุปกรณ์ของสายอิเล็กทรอนิกส์ที่ยู่งยากในการติด ซึ่งการที่จะสามารถลดสัญญาณรบกวนนี้ได้ต้องอาศัยการออกแบบวงจรทางฮาร์ดแวร์และเขียนโปรแกรมทางซอฟต์แวร์ประกอบกันไป เพื่อแก้ปัญหาในการลดสัญญาณรบกวนได้ออกแบบวงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 Hz และเขียนโปรแกรมแมทแล็บในการกรองสัญญาณ จากผลการทดสอบจะเห็นได้ว่าเมื่อทำการเขียนโปรแกรมกรองสัญญาณทางโปรแกรมแมทแล็บ

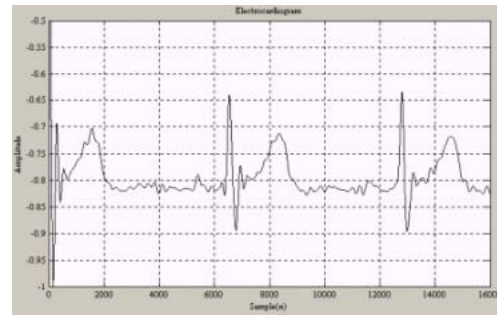
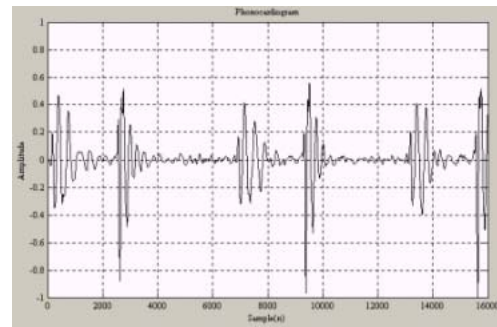
และทำการมอดูเลชัน สัญญาณเพื่อแสดงผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงเชิงกลของหัวใจทางจอไมโครคอมพิวเตอร์จะเห็นได้ว่ารูปของสัญญาณที่ได้มีลักษณะของสัญญาณเหมือนกับรูปของสัญญาณที่ได้ทางฮาร์ดแวร์ (ก่อนนำเข้าสู่ไมโครคอมพิวเตอร์) ซึ่งแสดงว่าการเขียนโปรแกรมเพื่อแสดงผลของสัญญาณสามารถที่จะได้สัญญาณที่ถูกต้องเหมือนกับสัญญาณที่ได้ทางฮาร์ดแวร์ และเมื่อนำสัญญาณไปเปรียบเทียบกับทางทฤษฎีของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงของหัวใจแล้ว ปรากฏว่ามีลักษณะของสัญญาณที่คล้ายคลึงกัน แต่อาจจะขาดองค์ประกอบบางส่วนไปบ้างเนื่องจากการเขียนโปรแกรมกรองสัญญาณทางซอฟต์แวร์เพื่อลดสัญญาณรบกวนมากเกินไป



รูป PCG และ ECG ของผู้ทดสอบคนที่ 1



รูป PCG และ ECG ของผู้ทดสอบคนที่ 2



รูป PCG และ ECG ของผู้ทดสอบคนที่ 4

รูปที่ 13 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและคลื่นเสียงการเต้นของหัวใจทางหน้าอกไมโครคอมพิวเตอร์

เอกสารอ้างอิง

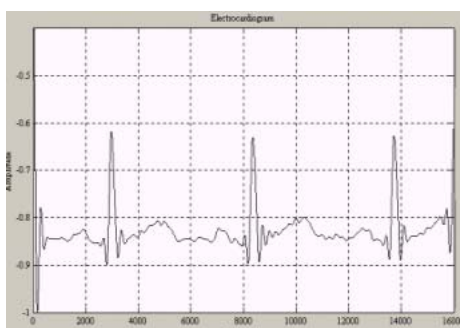
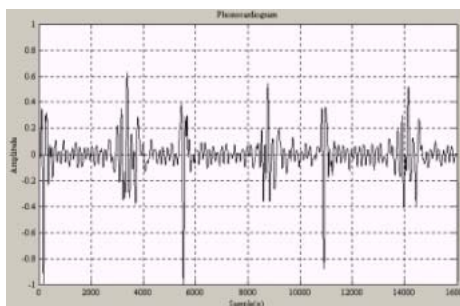
มหาวิทยาลัยมหิดล, ศรีวิทยา 1 , คณะ
แพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล, พิมพ์ครั้งที่
4,2539.

Burthun ERGEN and Yetkin TATAR,A

**Different Virtual Instrument forData
Acquisition and Analysis of
Phonocardiogram**,Department of
Computer Engineer , Elazing,
Turkiye,2003.

Robert F.Coughin and Frederick F.Driscoll,

**Design with Operational Amplifiers
and Analog Integrated Circuits**,1998.



รูป PCG และ ECG ของผู้ทดสอบคนที่ 3