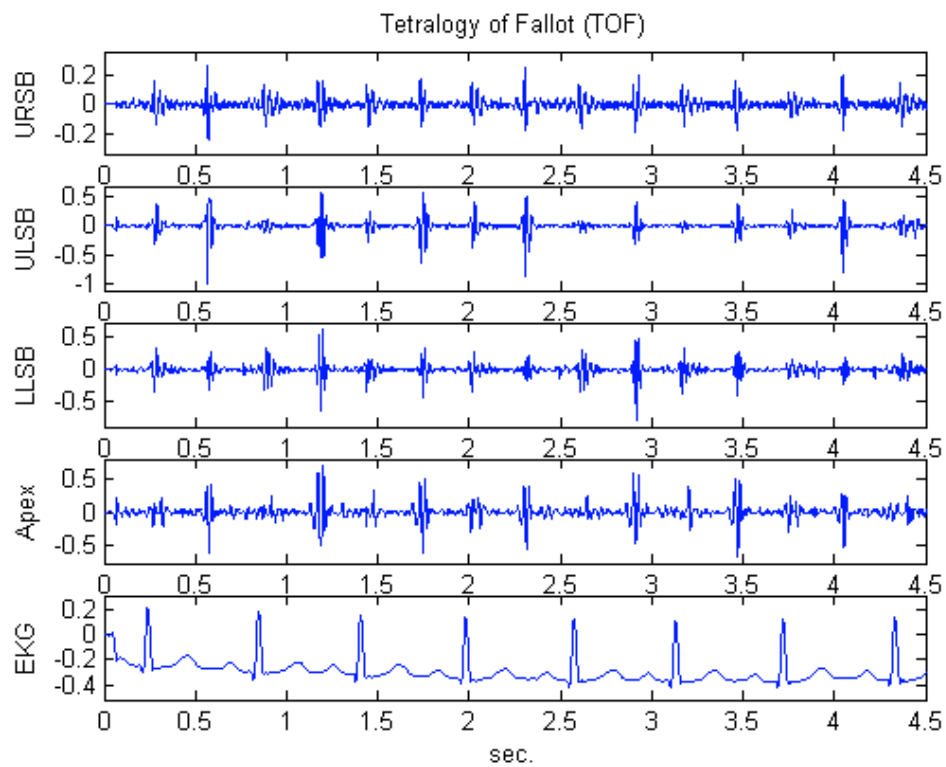
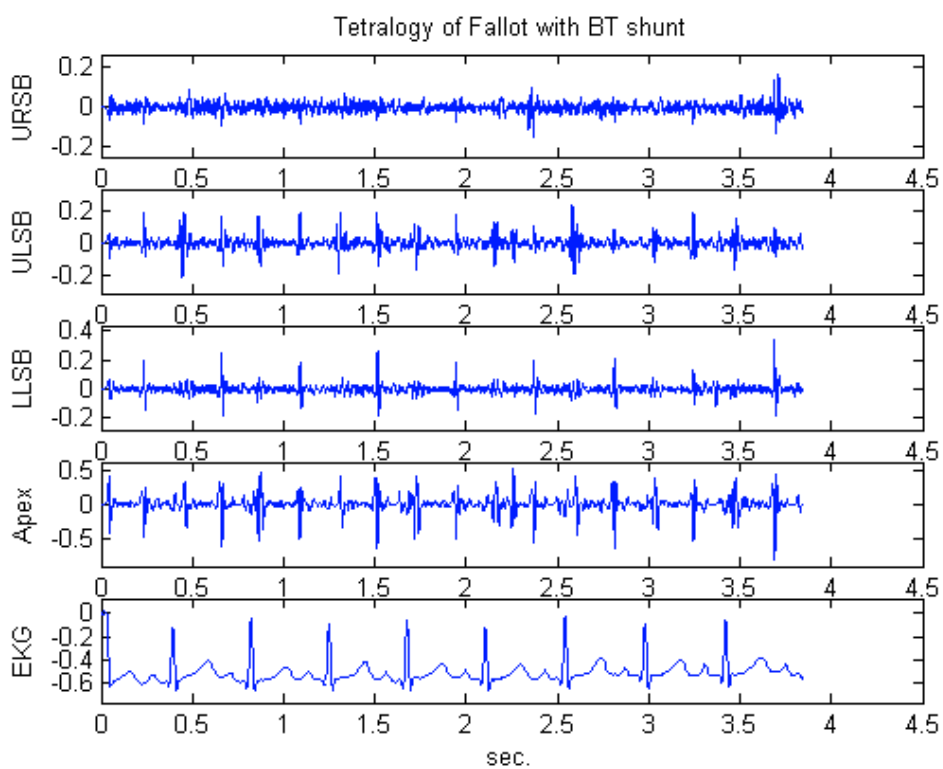


ภาคผนวก ก

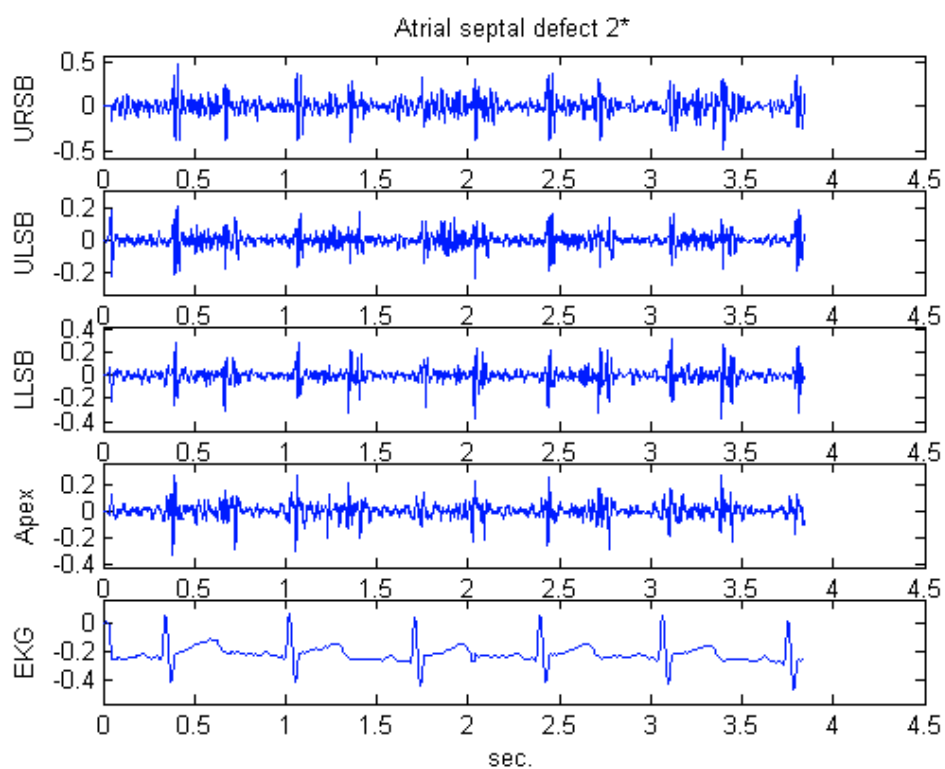
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วย



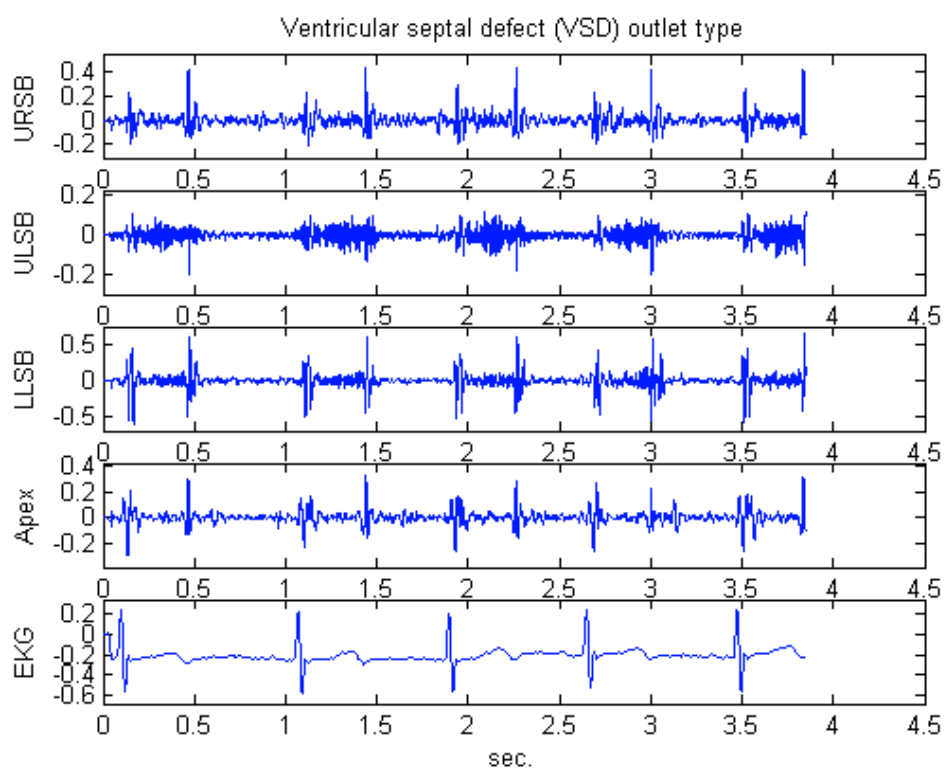
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Tetralogy of Fallot (TOF)



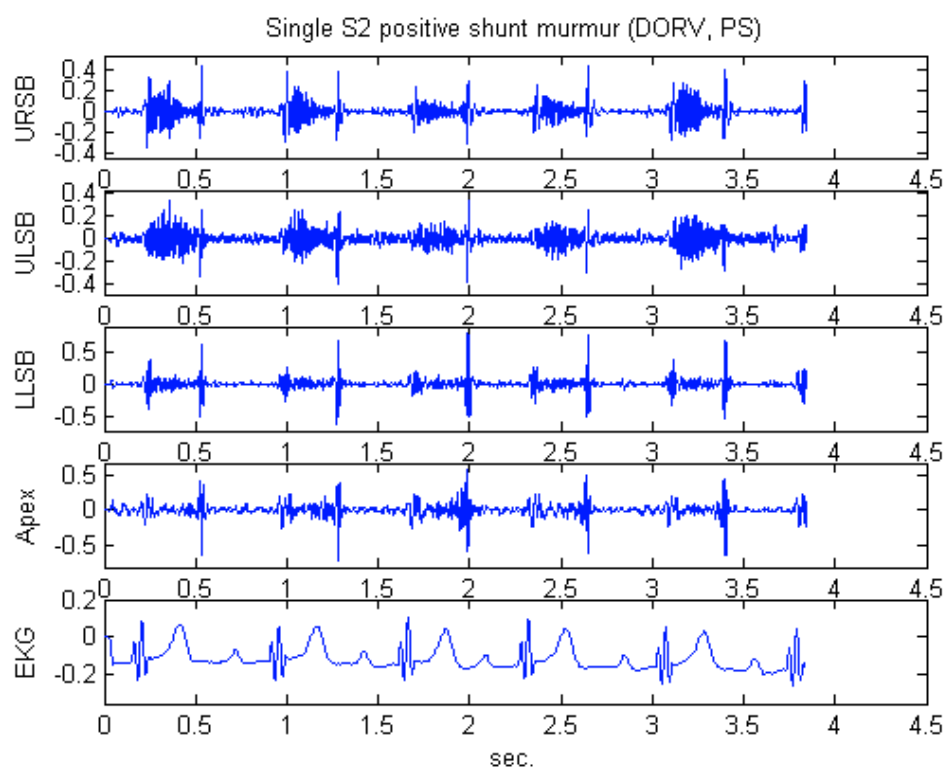
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Tetralogy of Fallot (TOF) with BT shunt



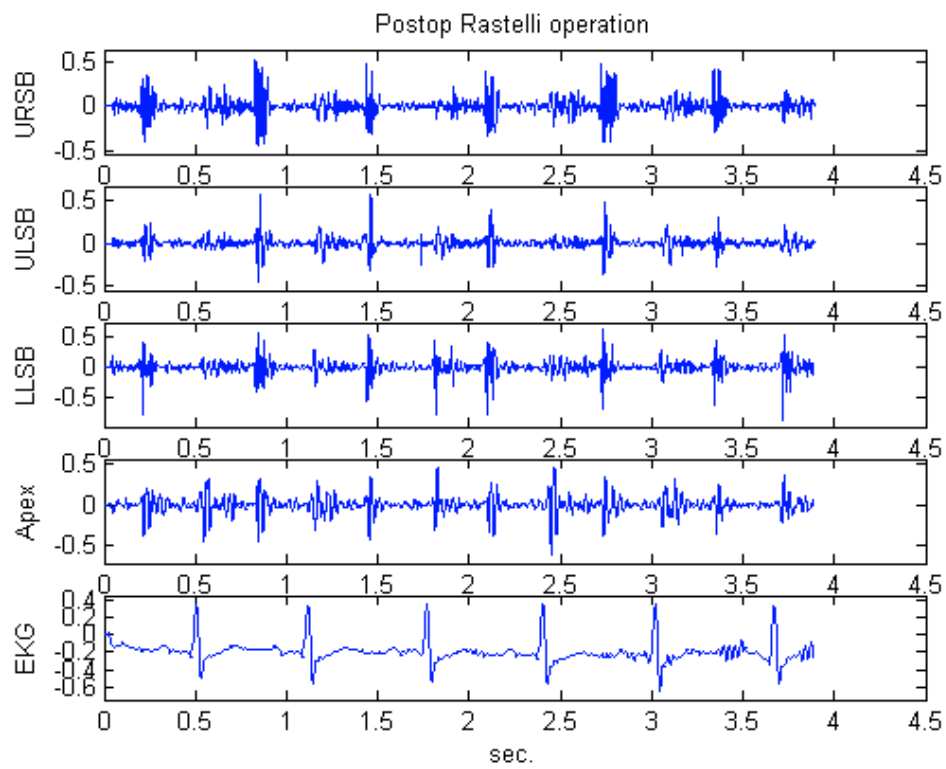
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Atrial septal defect 2^o
(ASD 2^o)



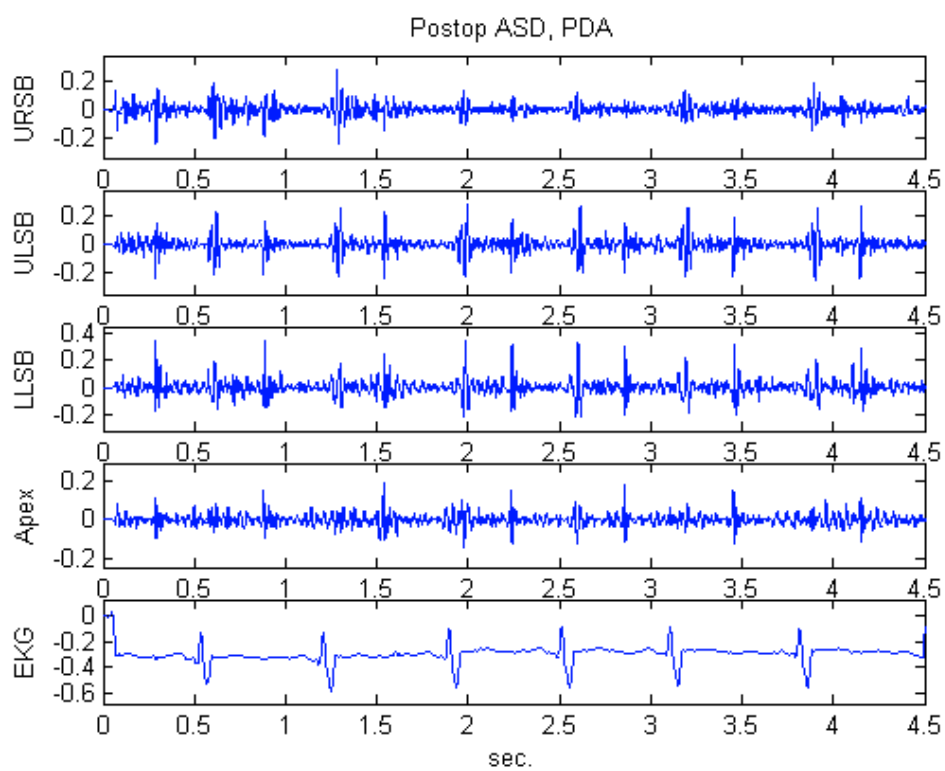
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Ventricular septal defect (VSD) outlet type



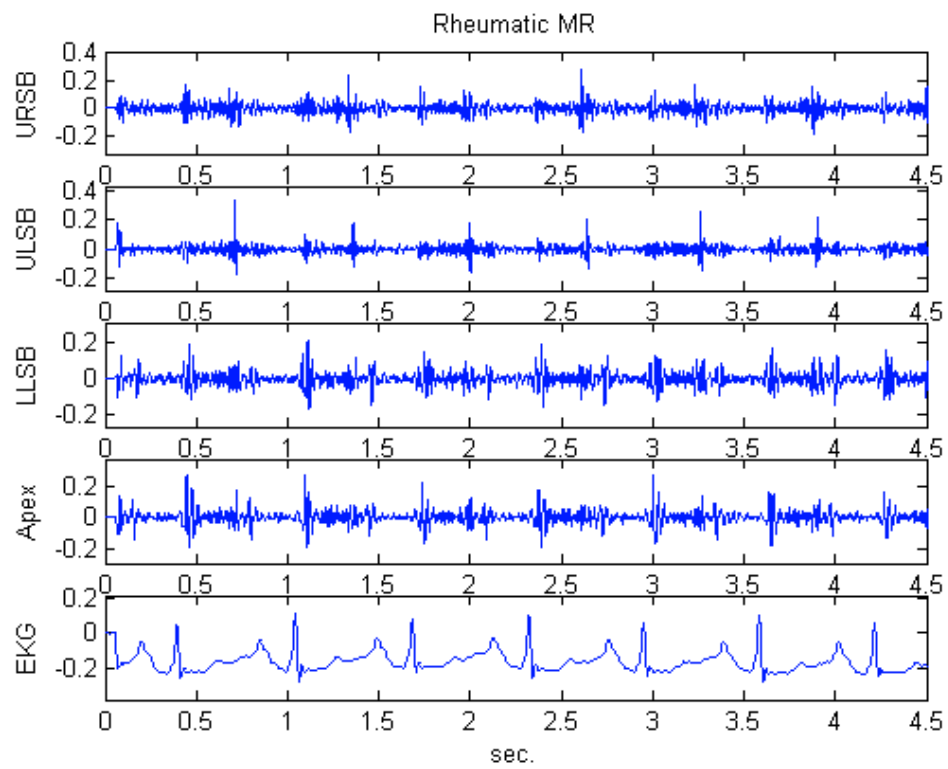
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Single S₂ positive shunt murmur (DORV, PS)



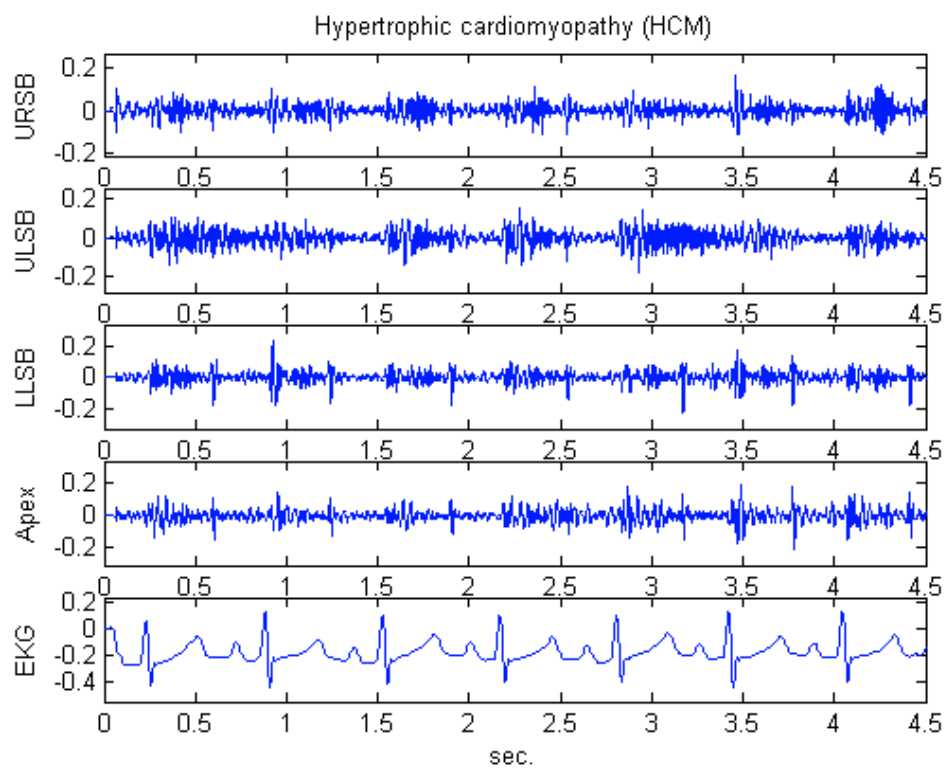
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Postop Rastelli operation



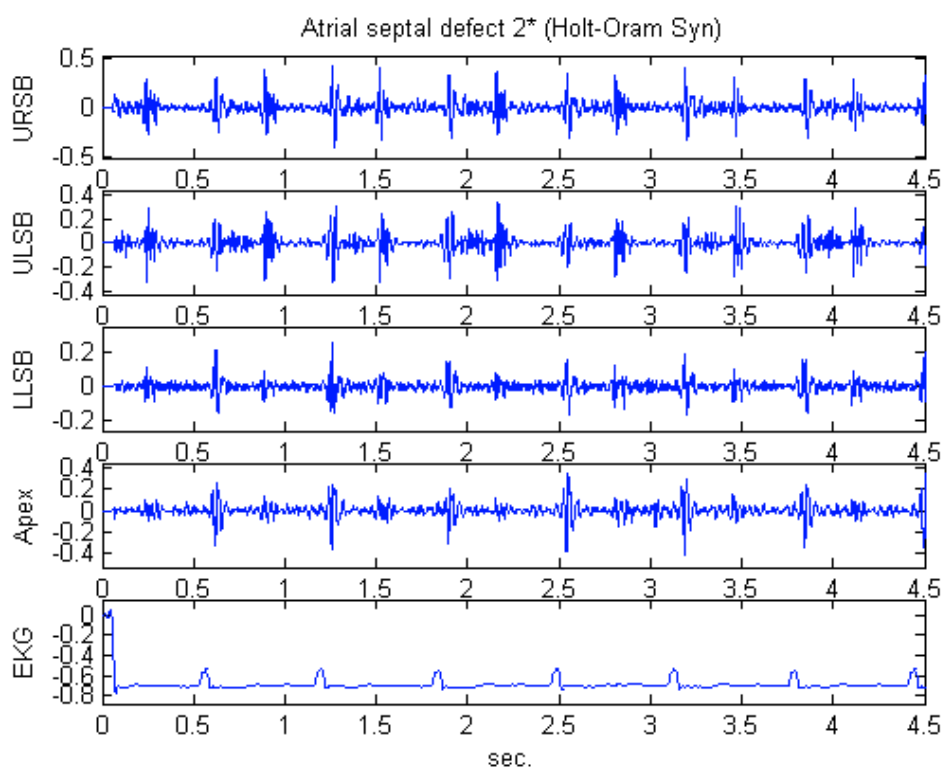
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Postop ASD, PDA



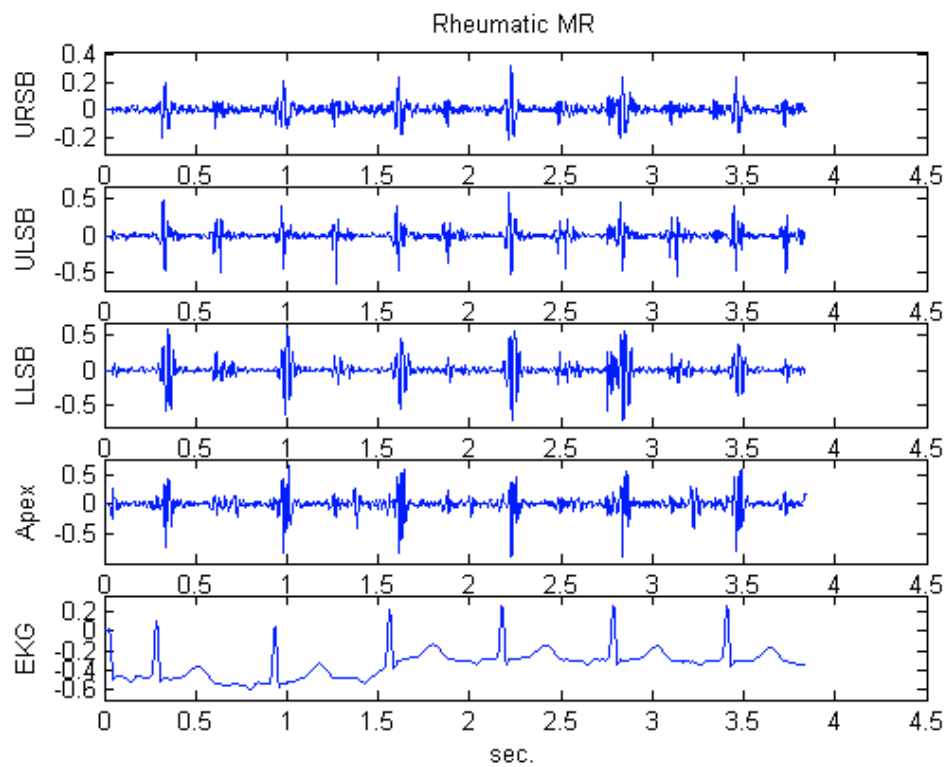
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Rheumatic MR



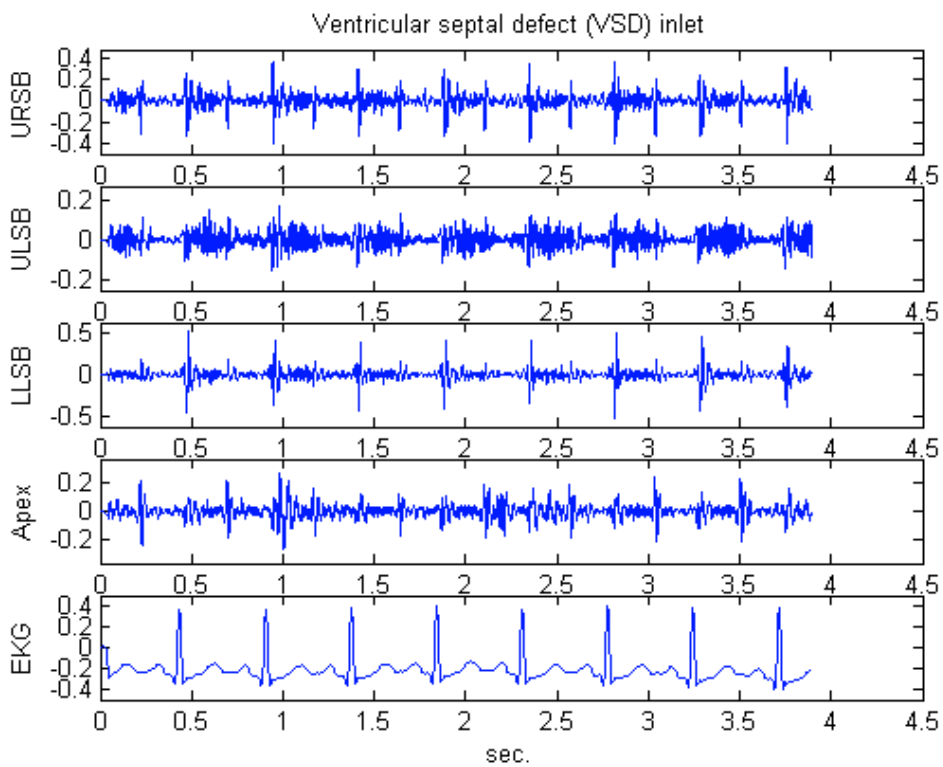
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Hypertrophic cardiomyopathy (HCM)



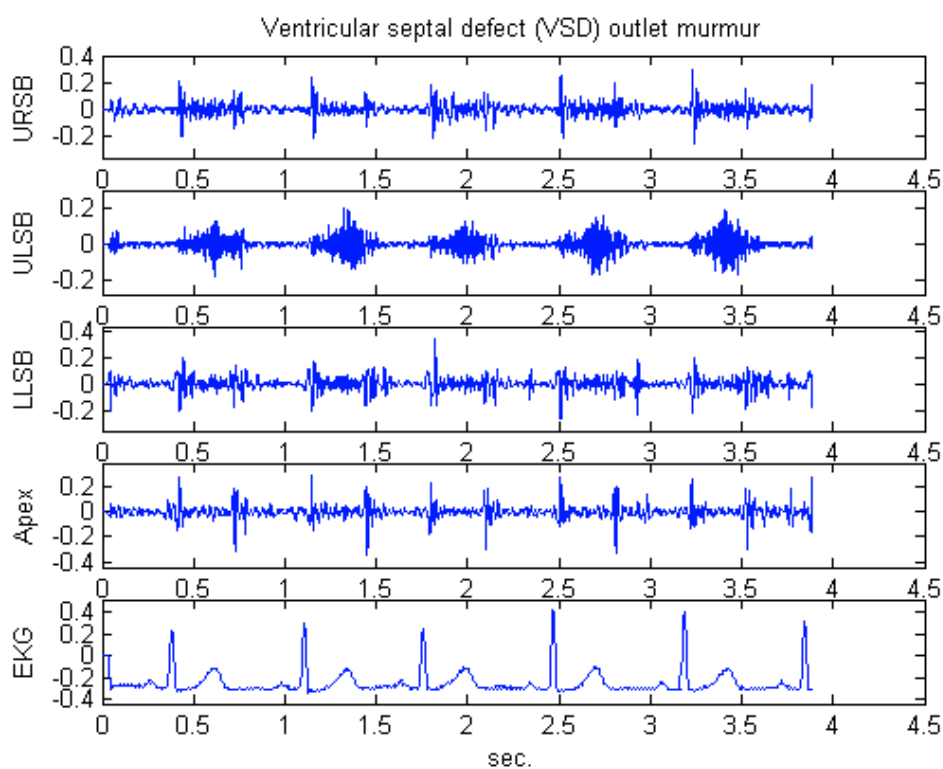
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Atrial septal defect 2°
(Holt-Oram Syn)



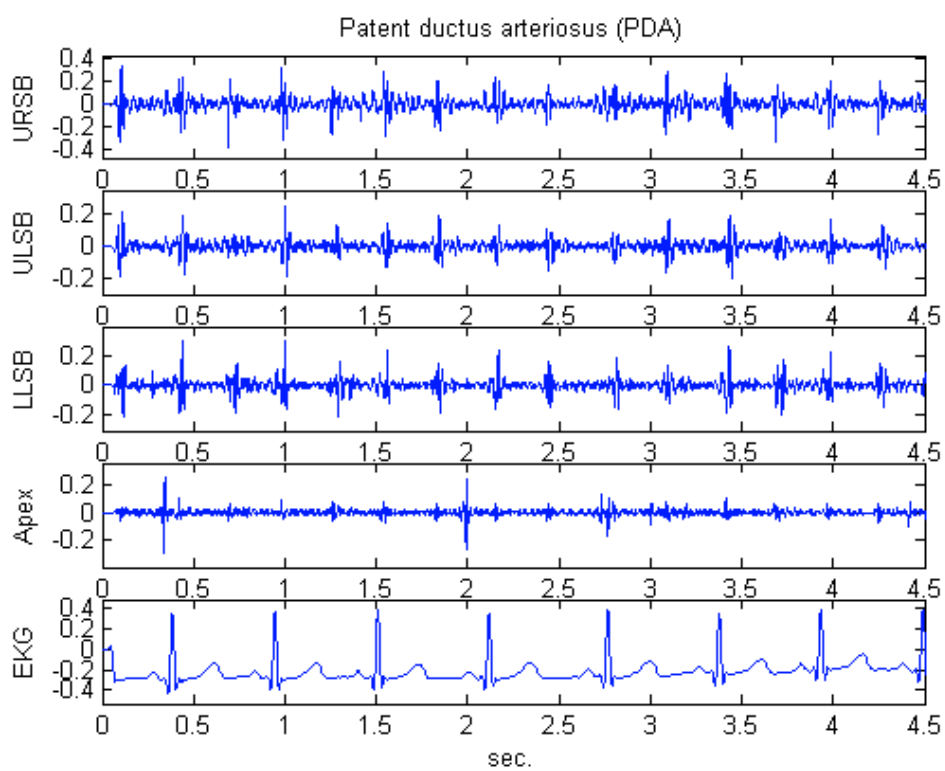
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Rheumatic MR



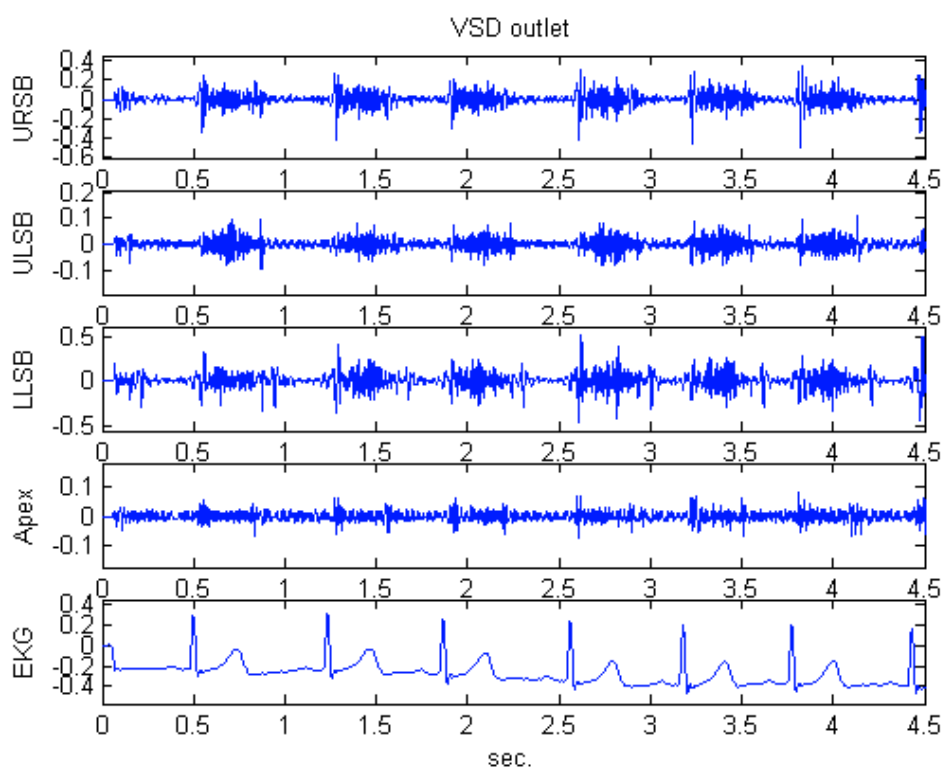
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Ventricular septal defect (VSD) inlet



ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Ventricular septal defect (VSD) outlet murmur

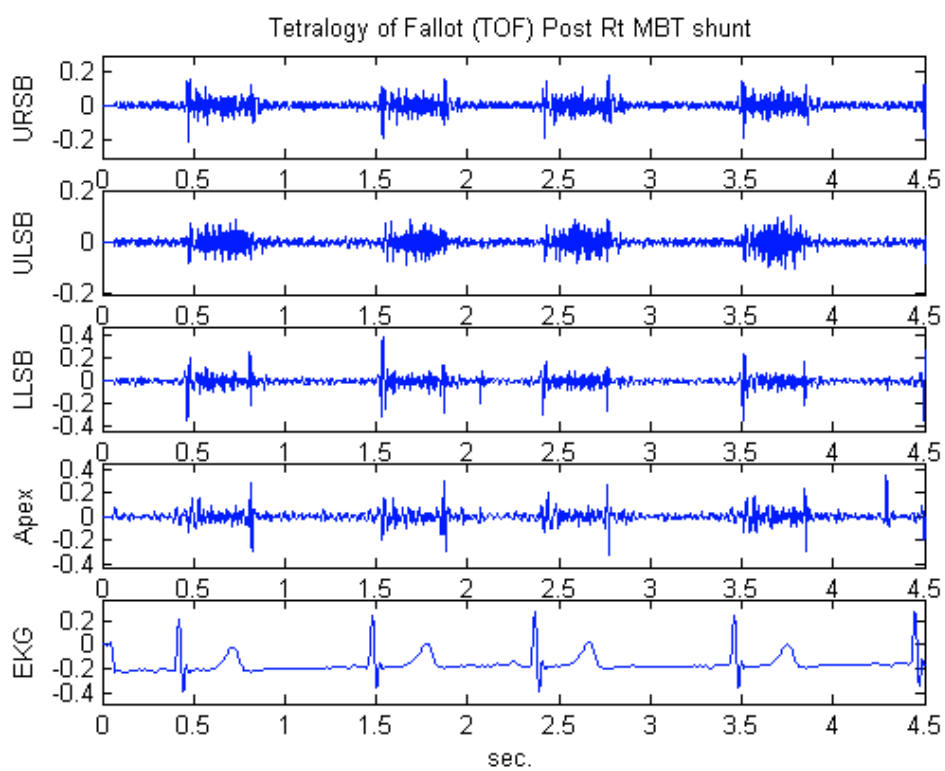


ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Patent ductus arteriosus (PDA)

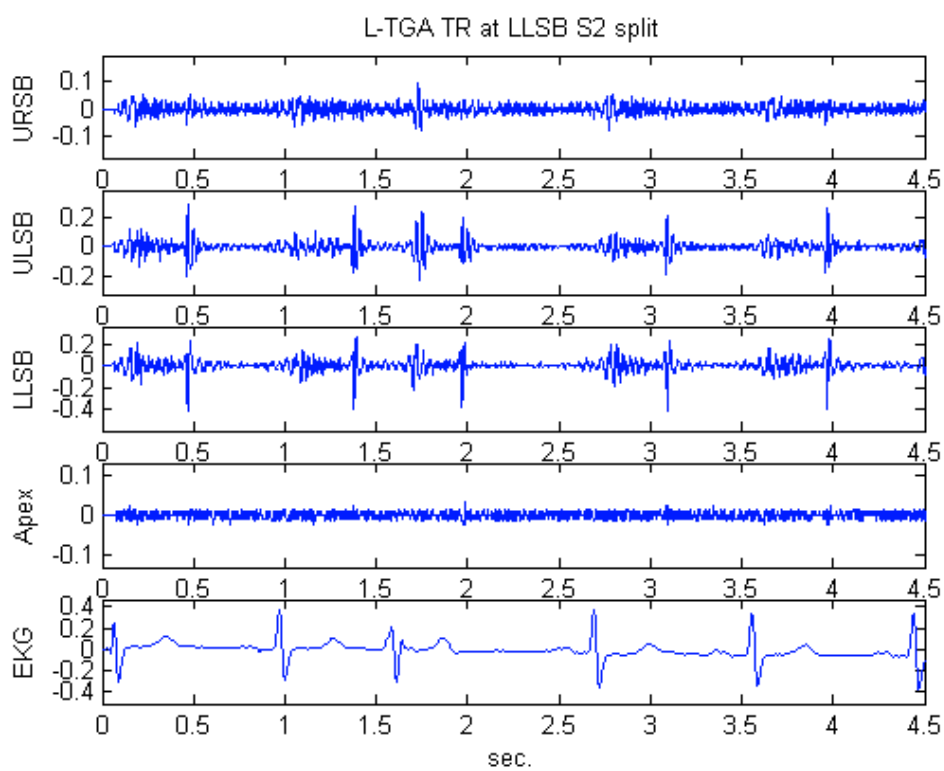


ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Ventricular septal defect

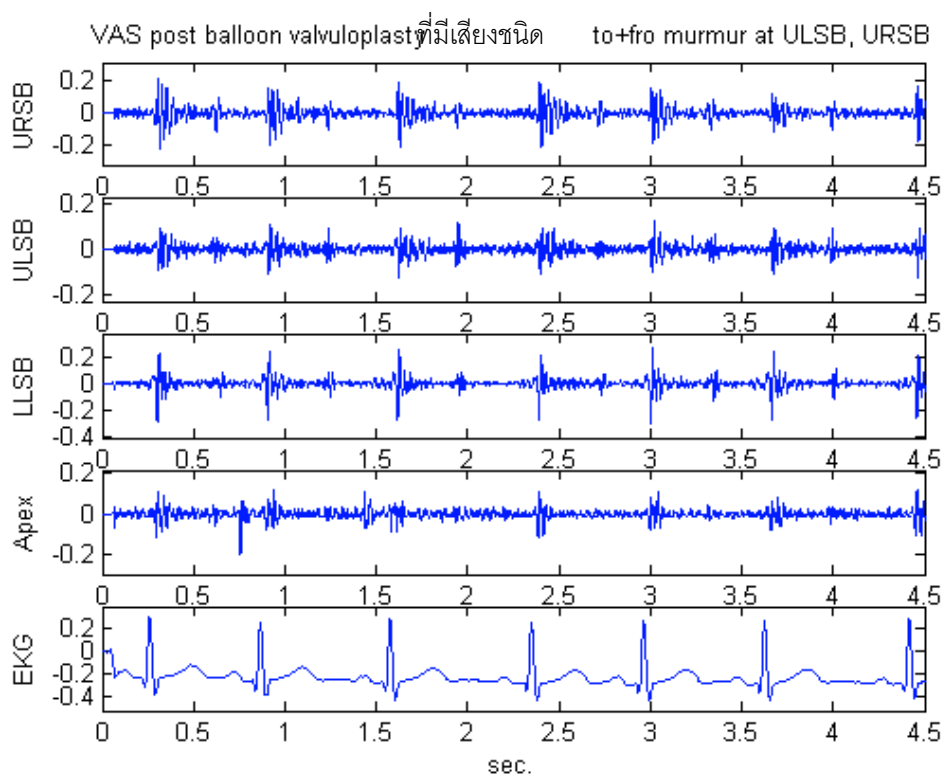
(VSD) outlet



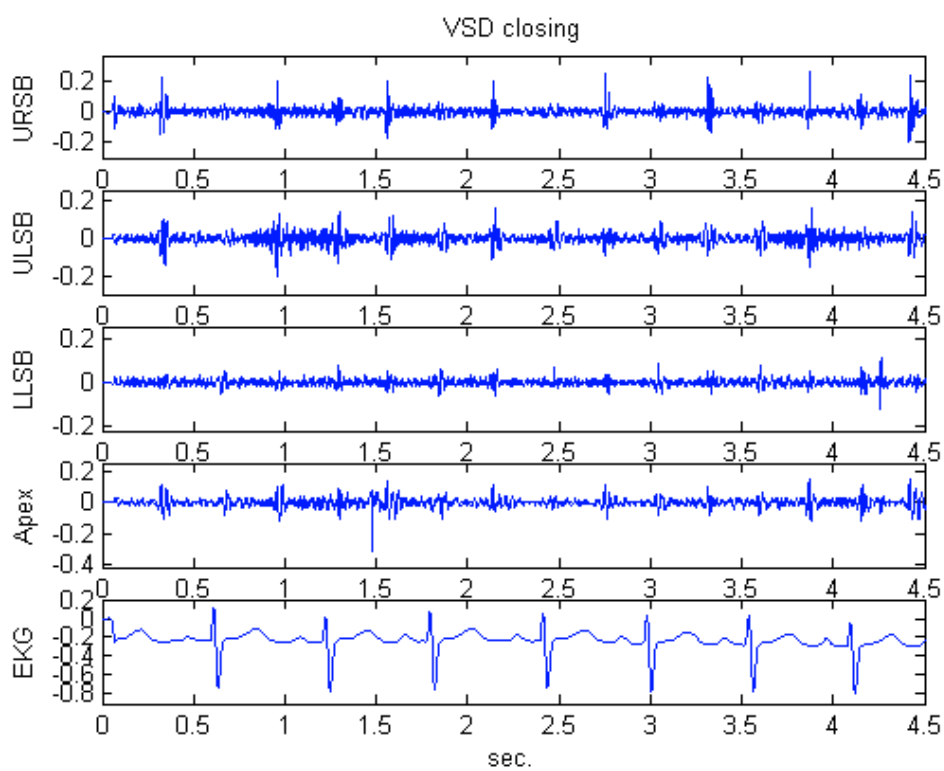
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ Tetralogy of Fallot (TOF)
Post Rt MBT shunt



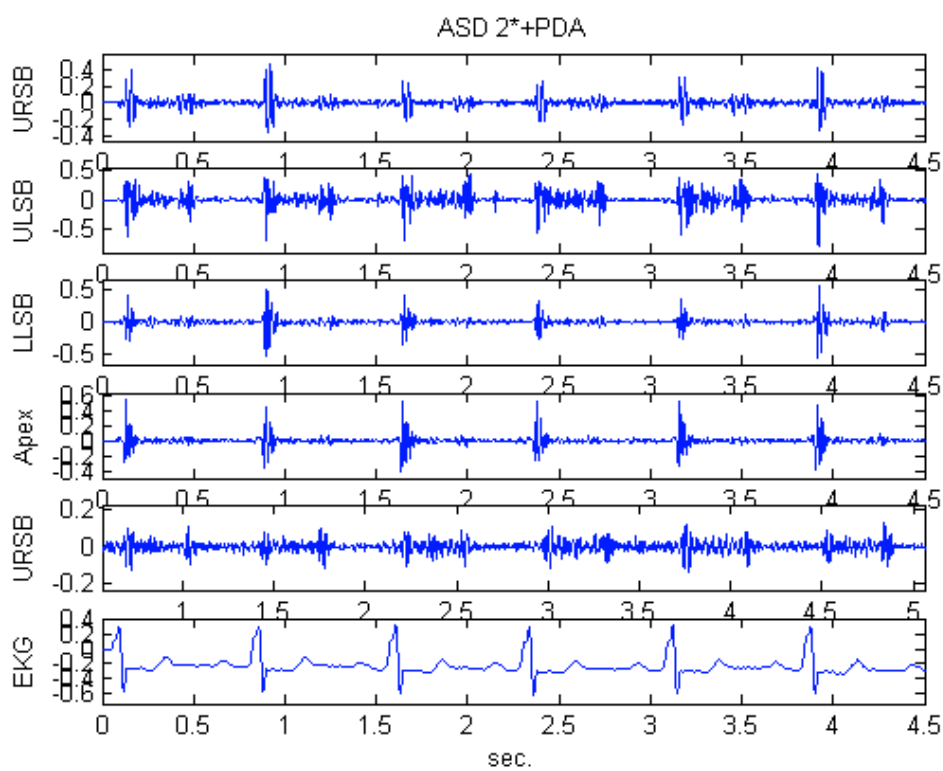
ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ L-TGA TR at LLSB S₂ split



ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ VAS post balloon valvuloplasty ที่มีเสียงชนิด to + fro murmur at ULSB, URSB



ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ VSD closing



ตำแหน่งของหัวไมโครโฟนและแสดงกราฟเสียงหัวใจของผู้ป่วยอาการ ASD 2° + PDA

ภาคผนวก ข

โปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมการบันทึกสัญญาณ

```

;*****
.include "8535def.inc"
        .org    $000
        rjmp   RESET
        .def    temp = r19
        .equ   zero = 0
        .equ   one = 1
RESET:   ldi    temp,low(RAMEND)
        out   SPL,temp
        ldi   temp,high(RAMEND)
        out   SPL+1,temp

;*****
;*****
;*****
;*****
        .set   port

;*****
        ser   r16
        out   DDRC,r16
        cbi   PORTC,zero
        out   DDRD,r16
        out   PORTB,r16
        out   PORTA,r16
        ldi   r16,0x00
        out   DDRA,r16
        out   DDRB,r16
        sbi   PORTC,one
        ldi   r17,0b11000010
        out   PORTC,r17

        ldi   r16,0b10100010           ;ch1 start
        mov   r1,r16
        ldi   r16,0b10100110           ;ch2 start
        mov   r2,r16
        ldi   r16,0b10101010           ;ch3 start
        mov   r3,r16
        ldi   r16,0b10101110           ;ch4 start
        mov   r4,r16
        ldi   r16,0b10110010           ;ch5 start
        mov   r5,r16
        ldi   r16,0b10110110           ;ch6 start
        mov   r6,r16
        ldi   r16,0b10111010           ;ch7 start
        mov   r7,r16
        ldi   r16,0b10111110           ;ch8 start
        mov   r8,r16

        ldi   r16,0b01000010           ;ch1 stop
        ldi   r17,0b11000010           ;ch2 stop
        ldi   r21,0b11010110          ;ch3 stop
        ldi   r22,0b11011110          ;ch4 stop

```

```

        ldi    r23,0b11001110        ;ch5 stop
        ldi    r24,0b11011110        ;ch6 stop
        ldi    r25,0b11011110        ;ch7 stop
        ldi    r26,0b11011110        ;ch8 stop
        ldi    r27,0xab               ;sent value 171
;*****
;*****                                ;start A/D
;*****
start:   in     r18,PINB               ;wait read signal
        cpi    r18,0xfe
        brne  start
        cbi    PORTC,one              ;ch1
        sbi    PORTC,one              ;write complete
        rcall  delay                  ;delay time 1.5us
ch1:    in     r18,PINB
        cpi    r18,0xfe
        brne  ch1
        out   PORTC,r1               ;start read
        nop
        nop
        in     r20,PINA               ;read data r20
        out   PORTC,r16
        out   PORTD,r20              ;sent data to parallel ch1
        sbi    PORTC,zero
        cbi    PORTC,zero
ch2:    in     r18,PINB
        cpi    r18,0xfe
        brne  ch2
        out   PORTC,r2              ;ch2
        nop
        nop
        in     r20,PINA
        out   PORTC,r17
        out   PORTD,r20              ;sent data to parallel ch2
        sbi    PORTC,zero
        cbi    PORTC,zero
ch3:    in     r18,PINB
        cpi    r18,0xfe
        brne  ch3
        out   PORTC,r3              ;ch3
        nop
        nop
        in     r20,PINA
        out   PORTC,r21
        out   PORTD,r20              ;sent data to parallel ch3
        sbi    PORTC,zero
        cbi    PORTC,zero
ch4:    in     r18,PINB
        cpi    r18,0xfe
        brne  ch4
        out   PORTC,r4              ;ch4
        nop
        nop
        in     r20,PINA
        out   PORTC,r22
        out   PORTD,r20              ;sent data to parallel ch4
        sbi    PORTC,zero
        cbi    PORTC,zero

```

```

ch5:      in    r18,PINB
          cpi   r18,0xfe
          brne  ch5
          out   PORTC,r5           ;ch5
          nop
          nop
          in    r20,PINA
          out   PORTC,r23
          out   PORTD,r20         ;sent data to parallel ch5
          sbi   PORTC,zero
          cbi   PORTC,zero
ch6:      in    r18,PINB
          cpi   r18,0xfe
          brne  ch6
          out   PORTC,r6         ;ch6
          nop
          nop
          in    r20,PINA
          out   PORTC,r24
          out   PORTD,r20         ;sent data to parallel ch6
          sbi   PORTC,zero
          cbi   PORTC,zero
ch7:      in    r18,PINB
          cpi   r18,0xfe
          brne  ch7
          out   PORTC,r7         ;ch7
          nop
          nop
          in    r20,PINA
          out   PORTC,r25
          out   PORTD,r20         ;sent data to parallel ch7
          sbi   PORTC,zero
          cbi   PORTC,zero
ch8:      in    r18,PINB
          cpi   r18,0xfe
          brne  ch8
          out   PORTC,r8         ;ch8
          nop
          nop
          in    r20,PINA
          out   PORTC,r26
          out   PORTD,r20         ;sent data to parallel ch8
          sbi   PORTC,zero
          cbi   PORTC,zero
          out   PORTD,r27         ;sent value 171
          sbi   PORTC,zero
          cbi   PORTC,zero
          rjmp  start

;*****
;delay time
;*****
delay :   nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          ret

```

ภาคผนวก ค

โปรแกรมประมวลผลข้อมูลด้วยโปรแกรม MATLAB

1. โปรแกรมการกรองความถี่เสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

```

[y2,FS,NBITS]=wavread('C:\DisWav\Data10\segment_S\1_1\ch2.wav');
[y3,FS,NBITS]=wavread('C:\DisWav\Data10\segment_S\1_1\ch3.wav');
[y4,FS,NBITS]=wavread('C:\DisWav\Data10\segment_S\1_1\ch4.wav');
[y5,FS,NBITS]=wavread('C:\DisWav\Data10\segment_S\1_1\ch5.wav');
[y9,FS,NBITS]=wavread('C:\DisWav\Data10\segment_S\1_1\ch9.wav');

figure(1);
subplot(511)
Ny2=length(y2);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny2-1);
t=t*T;
plot(t,y2);
axis([0 4.5 min(y2)-0.1 max(y2)+0.1]);
title('TOF');
ylabel('CH2');

figure(1);
subplot(512)
Ny3=length(y3);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny3-1);
t=t*T;
plot(t,y3);
axis([0 4.5 min(y3)-0.1 max(y3)+0.1]);
ylabel('CH3');

figure(1);
subplot(513)
Ny4=length(y4);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny4-1);
t=t*T;
plot(t,y4);
axis([0 4.5 min(y4)-0.1 max(y4)+0.1]);
ylabel('CH4');

figure(1);
subplot(514)
Ny5=length(y5);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny5-1);
t=t*T;
plot(t,y5);
axis([0 4.5 min(y5)-0.1 max(y5)+0.1]);

```



```

ylabel('CH5');
figure(1);
subplot(515)
Ny9=length(y9);
T=1/FS;           %sampling period
t=0:1:(Ny9-1);
t=t*T;
plot(t,y9);
axis([0 4.5 min(y9)-0.1 max(y9)+0.1]);
xlabel('sec. '),ylabel('EKG');

figure(2);
subplot(511);
Ny2=length(y2);
T=1/FS;           %sampling period
t=0:1:(Ny2-1);
t=t*T;
Wn=(20/(FS/2));
B=FIR1(1500,Wn,'high');
A=[1];
hpf2=filter(B,A,y2);   %HPF CH2
plot(t,hpf2);
axis([0 4.5 min(hpf2)-0.1 max(hpf2)+0.1]);
title('(1.1) TOF');
ylabel('CH2');

figure(2);
subplot(512);
Ny3=length(y3);
T=1/FS;           %sampling period
t=0:1:(Ny3-1);
t=t*T;
Wn=(20/(FS/2));
B=FIR1(1500,Wn,'high');
A=[1];
hpf3=filter(B,A,y3);   %HPF CH3
plot(t,hpf3);
axis([0 4.5 min(hpf3)-0.1 max(hpf3)+0.1]);
ylabel('CH3');

figure(2);
subplot(513);
Ny4=length(y4);
T=1/FS;           %sampling period
t=0:1:(Ny4-1);
t=t*T;
Wn=(20/(FS/2));
B=FIR1(1500,Wn,'high');
A=[1];
hpf4=filter(B,A,y4);   %HPF CH4
plot(t,hpf4);
axis([0 4.5 min(hpf4)-0.1 max(hpf4)+0.1]);
ylabel('CH4');

figure(2);
subplot(514);
Ny5=length(y5);
T=1/FS;           %sampling period

```

```

t=0:1:(Ny5-1);
t=t*T;
Wn=(20/(FS/2));
B=FIR1(1500,Wn,'high');
A=[1];
hpf5=filter(B,A,y5);           %HPF CH5
plot(t,hpf5);
axis([0 4.5 min(hpf5)-0.1 max(hpf5)+0.1]);
ylabel('CH5');

figure(2);
subplot(515);
Ny9=length(y9);
T=1/FS;                         %sampling period
t=0:1:(Ny9-1);
t=t*T;
Wn=(50/(FS/2));
B=FIR1(1300,Wn);
A=[1];
hpf9=filter(B,A,y9);           %LPF EKG
plot(t,hpf9);
axis([0 4.5 min(hpf9)-0.1 max(hpf9)+0.1]);
xlabel('sec. '),ylabel('EKG');

wavwrite(hpf2,FS,NBITS,'C:\Datawrite\HPF\1_1\hpf_ch2.wav');
wavwrite(hpf3,FS,NBITS,'C:\Datawrite\HPF\1_1\hpf_ch3.wav');
wavwrite(hpf4,FS,NBITS,'C:\Datawrite\HPF\1_1\hpf_ch4.wav');
wavwrite(hpf5,FS,NBITS,'C:\Datawrite\HPF\1_1\hpf_ch5.wav');
wavwrite(hpf9,FS,NBITS,'C:\Datawrite\HPF\1_1\hpf_ch9.wav');

```

2. โปรแกรมการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT)

```

[y2,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\16_2\hpf_ch2.wav');
[y3,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\16_2\hpf_ch3.wav');
[y4,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\16_2\hpf_ch4.wav');
[y5,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\16_2\hpf_ch5.wav');
[y9,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\16_2\hpf_ch9.wav');

figure(1);
subplot(511)
Ny9=length(y9);
T=1/FS;                               %sampling period
t=0:1:(Ny9-1);
t=t*T;
plot(t,y9);
axis([0 4.5 min(y9)-0.1 max(y9)+0.1]);
title('VSD outlet');
ylabel('EKG');

figure(1);
subplot(512)
Ny2=length(y2);
T=1/FS;                               %sampling period
t=0:1:(Ny2-1);
t=t*T;
plot(t,y2);
axis([0 4.5 min(y2)-0.1 max(y2)+0.1]);
ylabel('CH2');

figure(1);
subplot(513)
Ny3=length(y3);
T=1/FS;                               %sampling period
t=0:1:(Ny3-1);
t=t*T;
plot(t,y3);
axis([0 4.5 min(y3)-0.1 max(y3)+0.1]);
ylabel('CH3');

figure(1);
subplot(514)
Ny4=length(y4);
T=1/FS;                               %sampling period
t=0:1:(Ny4-1);
t=t*T;
plot(t,y4);
axis([0 4.5 min(y4)-0.1 max(y4)+0.1]);
ylabel('CH4');

figure(1);
subplot(515)
Ny5=length(y5);
T=1/FS;                               %sampling period
t=0:1:(Ny5-1);
t=t*T;
plot(t,y5);

```

```

axis([0 4.5 min(y5)-0.1 max(y5)+0.1]);
xlabel('sec. '),ylabel('CH5');

figure(2);
subplot(411);
ff2=fft(y2); %FFT CH2
m2=abs(ff2);
f2=(0:Ny2-1);
N2=length(y2);
plot((f2(1:N2/10.875))*FS/N2,m2(1:N2/10.875));
ylabel('CH2');
title('FFT VSD outlet');

figure(2);
subplot(412);
ff3=fft(y3); %FFT CH3
m3=abs(ff3);
f3=(0:Ny3-1);
N3=length(y3);
plot((f3(1:N3/10.875))*FS/N3,m3(1:N3/10.875));
ylabel('CH3');

figure(2);
subplot(413);
ff4=fft(y4); %FFT CH4
m4=abs(ff4);
f4=(0:Ny4-1);
N4=length(y4);
plot((f4(1:N4/10.875))*FS/N4,m4(1:N4/10.875));
ylabel('CH4');

figure(2);
subplot(414);
ff5=fft(y5); %FFT CH5
m5=abs(ff5);
f5=(0:Ny5-1);
N5=length(y5);
plot((f5(1:N5/10.875))*FS/N5,m5(1:N5/10.875));
xlabel('frequency (Hertz)');
ylabel('CH5');

```

3. โปรแกรมการประมวลผลวิธีการ Cross-correlation

```
[y2,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch2.wav');
[y3,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch3.wav');
[y4,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch4.wav');
[y5,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch5.wav');
[y9,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch9.wav');
```

```
figure(1);
subplot(511);
Ny2=length(y2);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny2-1);
t=t*T;
plot(t,y2);
axis([0 4.5 min(y2)-0.1 max(y2)+0.1]);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('CH2');
```

```
figure(1);
subplot(512);
Ny3=length(y3);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny3-1);
t=t*T;
plot(t,y3);
axis([0 4.5 min(y3)-0.1 max(y3)+0.1]);
ylabel('CH3');
```

```
figure(1);
subplot(513);
Ny4=length(y4);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny4-1);
t=t*T;
plot(t,y4);
axis([0 4.5 min(y4)-0.1 max(y4)+0.1]);
ylabel('CH4');
```

```
figure(1);
subplot(514);
Ny5=length(y5);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny5-1);
t=t*T;
plot(t,y5);
axis([0 4.5 min(y5)-0.1 max(y5)+0.1]);
ylabel('CH5');
Ny9=length(y9);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny9-1);
t=t*T;
```

```
figure(1);
subplot(515);
plot(t,y9);
axis([0 4.5 min(y9)-0.1 max(y9)+0.1]);
```

```

xlabel('sec. '),ylabel('EKG');

[xin,yin]=ginput(2);           %select range
n1=fix(xin(1)/T)+1;           %start
n2=fix(xin(2)/T)+1;           %finite
y2=y2(n1:n2);
Ny2=length(y2);
t=((0:1:(Ny2-1))*T)+((n1-1)*T);
figure(2);
subplot(411);
plot(t,y2);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y2)-0.1 max(y2)+0.1]);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('CH2');

y3=y3(n1:n2);
Ny3=length(y3);
t=((0:1:(Ny3-1))*T)+((n1-1)*T);
figure(2);
subplot(412);
plot(t,y3);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y3)-0.1 max(y3)+0.1]);
ylabel('CH3');

y4=y4(n1:n2);
Ny4=length(y4);
t=((0:1:(Ny4-1))*T)+((n1-1)*T);
figure(2);
subplot(413);
plot(t,y4);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y4)-0.1 max(y4)+0.1]);
ylabel('CH4');

y5=y5(n1:n2);
Ny5=length(y5);
t=((0:1:(Ny5-1))*T)+((n1-1)*T);
figure(2);
subplot(414);
plot(t,y5);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y5)-0.1 max(y5)+0.1]);
xlabel('sec. '),ylabel('CH5');

figure(3);
subplot(311)
k1=xcorr2(y2,y3);              %correlation CH2-3
r2=- (Ny2-1):Ny2-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k1);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('cross CH2-3');
axis([- (Ny2-1)*T (Ny2-1)*T min(k1)-1 max(k1)+1]);

[c1,n1]=max(k1);               %n1=position k1 maximum
A1=((n1*T)-(Ny2-1)*T);         %time k1 maximum
fprintf('Cross 2-3 = %.4f sec\n',A1);

figure(3);
subplot(312)

```

```

k2=xcorr2(y2,y4);           %correlation CH2-4
r2=-(Ny2-1):Ny2-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k2);
ylabel('cross CH2-4');
axis([- (Ny2-1)*T (Ny2-1)*T min(k2)-1 max(k2)+1]);

[c2,n2]=max(k2);           %n1=position k2 maximum
A2=((n2*T)-(Ny2-1)*T);     %time k2 maximum
fprintf('Cross 2-4 = %.4f sec\n',A2);

figure(3);
subplot(313)
k3=xcorr2(y2,y5);           %correlation CH2-5
r2=-(Ny2-1):Ny2-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k3);
ylabel('cross CH2-5');
axis([- (Ny2-1)*T (Ny2-1)*T min(k3)-1 max(k3)+1]);

[c3,n3]=max(k3);           %n1=position k3 maximum
A3=((n3*T)-(Ny2-1)*T);     %time k3 maximum
fprintf('Cross 2-5 = %.4f sec\n',A3);

figure(4);
subplot(311)
k4=xcorr2(y3,y2);           %correlation CH3-2
r2=-(Ny2-1):Ny2-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k4);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('cross CH3-2');
axis([- (Ny3-1)*T (Ny3-1)*T min(k4)-1 max(k4)+1]);

[c4,n4]=max(k4);           %n1=position k4 maximum
A4=((n4*T)-(Ny3-1)*T);     %time k4 maximum
fprintf('Cross 3-2 = %.4f sec\n',A4);

figure(4);
subplot(312)
k5=xcorr2(y3,y4);           %correlation CH3-4
r2=-(Ny3-1):Ny3-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k5);
ylabel('cross CH3-4');
axis([- (Ny3-1)*T (Ny3-1)*T min(k5)-1 max(k5)+1]);

[c5,n5]=max(k5);           %n1=position k5 maximum
A5=((n5*T)-(Ny3-1)*T);     %time k5 maximum
fprintf('Cross 3-4 = %.4f sec\n',A5);

figure(4);
subplot(313)
k6=xcorr2(y3,y5);           %correlation CH3-5
r2=-(Ny3-1):Ny3-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k6);
ylabel('cross CH3-5');

```

```

axis([- (Ny3-1)*T (Ny3-1)*T min(k6)-1 max(k6)+1]);

[c6,n6]=max(k6);           %n1=position k6 maximum
A6=((n6*T)-(Ny3-1)*T);     %time k6 maximum
fprintf('Cross 3-5 = %.4f sec\n',A6);

figure(5);
subplot(311)
k7=xcorr2(y4,y2);         %correlation CH4-2
r2=- (Ny4-1):Ny4-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k7);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('cross CH4-2');
axis([- (Ny4-1)*T (Ny4-1)*T min(k7)-1 max(k7)+1]);

[c7,n7]=max(k7);           %n1=position k7 maximum
A7=((n7*T)-(Ny4-1)*T);     %time k7 maximum
fprintf('Cross 4-2 = %.4f sec\n',A7);

figure(5);
subplot(312)
k8=xcorr2(y4,y3);         %correlation CH4-3
r2=- (Ny4-1):Ny4-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k8);
ylabel('cross CH4-3');
axis([- (Ny4-1)*T (Ny4-1)*T min(k8)-1 max(k8)+1]);

[c8,n8]=max(k8);           %n1=position k8 maximum
A8=((n8*T)-(Ny4-1)*T);     %time k8 maximum
fprintf('Cross 4-3 = %.4f sec\n',A8);

figure(5);
subplot(313)
k9=xcorr2(y4,y5);         %correlation CH4-5
r2=- (Ny4-1):Ny4-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k9);
ylabel('cross CH4-5');
axis([- (Ny4-1)*T (Ny4-1)*T min(k9)-1 max(k9)+1]);

[c9,n9]=max(k9);           %n1=position k9 maximum
A9=((n9*T)-(Ny4-1)*T);     %time k9 maximum
fprintf('Cross 4-5 = %.4f sec\n',A9);

figure(6);
subplot(311)
k10=xcorr2(y5,y2);        %correlation CH5-2
r2=- (Ny5-1):Ny5-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k10);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('cross CH5-2');
axis([- (Ny5-1)*T (Ny5-1)*T min(k10)-1 max(k10)+1]);

[c10,n10]=max(k10);        %n1=position k10 maximum
A10=((n10*T)-(Ny5-1)*T);   %time k10 maximum

```



```

fprintf('Cross 5-2 = %.4f sec\n',A10);

figure(6);
subplot(312)
k11=xcorr2(y5,y3);           %correlation CH5-3
r2=-(Ny5-1):Ny5-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k11);
ylabel('cross CH5-3');
axis([- (Ny5-1)*T (Ny5-1)*T min(k11)-1 max(k11)+1]);

[c11,n11]=max(k11);          %n1=position k11 maximum
A11=((n11*T)-(Ny5-1)*T);     %time k11 maximum
fprintf('Cross 5-3 = %.4f sec\n',A11);

figure(6);
subplot(313)
k12=xcorr2(y5,y4);           %correlation CH5-4
r2=-(Ny5-1):Ny5-1;
a2=r2*T;
plot(a2,k12);
ylabel('cross CH5-4');
axis([- (Ny5-1)*T (Ny5-1)*T min(k12)-1 max(k12)+1]);

[c12,n12]=max(k12);          %n1=position k12 maximum
A12=((n12*T)-(Ny5-1)*T);     %time k12 maximum
fprintf('Cross 5-4 = %.4f sec\n',A12);

```

4. โปรแกรมการประมวลผลวิธีการ Auto-correlation

```
[y2,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch2.wav');
[y3,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch3.wav');
[y4,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch4.wav');
[y5,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch5.wav');
[y9,FS,NBITS]=wavread('C:\Datawrite\HPF\3_1\hpf_ch9.wav');
```

```
figure(1);
subplot(511);
Ny2=length(y2);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny2-1);
t=t*T;
plot(t,y2);
axis([0 4.5 min(y2)-0.1 max(y2)+0.1]);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('CH2');
```

```
figure(1);
subplot(512);
Ny3=length(y3);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny3-1);
t=t*T;
plot(t,y3);
axis([0 4.5 min(y3)-0.1 max(y3)+0.1]);
ylabel('CH3');
```

```
figure(1);
subplot(513);
Ny4=length(y4);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny4-1);
t=t*T;
plot(t,y4);
axis([0 4.5 min(y4)-0.1 max(y4)+0.1]);
ylabel('CH4');
```

```
figure(1);
subplot(514);
Ny5=length(y5);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny5-1);
t=t*T;
plot(t,y5);
axis([0 4.5 min(y5)-0.1 max(y5)+0.1]);
ylabel('CH5');
Ny9=length(y9);
T=1/FS; %sampling period
t=0:1:(Ny9-1);
t=t*T;
```

```
figure(1);
subplot(515);
plot(t,y9);
axis([0 4.5 min(y9)-0.1 max(y9)+0.1]);
```

```

xlabel('sec. '),ylabel('EKG');

[xin,yin]=ginput(2);
n1=fix(xin(1)/T)+1;           %start range
n2=fix(xin(2)/T)+1;           %finite range
y2=y2(n1:n2);
Ny2=length(y2);
t=((0:1:(Ny2-1))*T)+((n1-1)*T);

figure(2);
subplot(411);
plot(t,y2);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y2)-0.1 max(y2)+0.1]);
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('CH2');
y3=y3(n1:n2);
Ny3=length(y3);
t=((0:1:(Ny3-1))*T)+((n1-1)*T);

figure(2);
subplot(412);
plot(t,y3);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y3)-0.1 max(y3)+0.1]);
ylabel('CH3');
y4=y4(n1:n2);
Ny4=length(y4);
t=((0:1:(Ny4-1))*T)+((n1-1)*T);

figure(2);
subplot(413);
plot(t,y4);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y4)-0.1 max(y4)+0.1]);
ylabel('CH4');
y5=y5(n1:n2);
Ny5=length(y5);
t=((0:1:(Ny5-1))*T)+((n1-1)*T);

figure(2);
subplot(414);
plot(t,y5);
axis([(n1*T) (n2*T) min(y5)-0.1 max(y5)+0.1]);
xlabel('sec. '),ylabel('CH5');

figure(3);
%subplot(411)
k13=xcorr2(y2);               %auto-correlation CH2
r2=-(Ny2-1):Ny2-1;
a2=r2*T;
plot(a2,abs(k13));
title('Atrial septal defect 2*');
ylabel('auto CH2');
axis([- (Ny2-1)*T (Ny2-1)*T min(k13)-1 max(k13)+1]);
[xin,yin]=ginput(2);
n1=fix(xin(1)/T)+1;           %start
n2=fix(xin(2)/T)+1;           %finite
A=(n1*T);
B=(n2*T);

```

```

n3=(n2-n1);
C=(n3*T);
fprintf('Auto correlation CH 2\n ');
fprintf('A2 = %.4f sec\n ',A);
fprintf('P2 = %.4f sec\n ',B);
fprintf('A2 -> P2 = %.4f sec\n ',C);

figure(4);
%subplot(412)
k14=xcorr2(y3); %auto-correlation CH3
r2=-(Ny3-1):Ny3-1;
a2=r2*T;
plot(a2,abs(k14));
ylabel('auto CH3');
axis([- (Ny3-1)*T (Ny3-1)*T min(k14)-1 max(k14)+1]);
[xin,yin]=ginput(2);
n1=fix(xin(1)/T)+1; %start
n2=fix(xin(2)/T)+1; %finite
A=(n1*T);
B=(n2*T);
n3=(n2-n1);
C=(n3*T);
fprintf('Auto correlation CH 3\n ');
fprintf('A2 = %.4f sec\n ',A);
fprintf('P2 = %.4f sec\n ',B);
fprintf('A2 -> P2 = %.4f sec\n ',C);

figure(5);
%subplot(413)
k15=xcorr2(y4); %auto-correlation CH4
r2=-(Ny4-1):Ny4-1;
a2=r2*T;
plot(a2,abs(k15));
ylabel('auto CH4');
axis([- (Ny4-1)*T (Ny4-1)*T min(k15)-1 max(k15)+1]);
[xin,yin]=ginput(2);
n1=fix(xin(1)/T)+1; %start
n2=fix(xin(2)/T)+1; %finite
A=(n1*T);
B=(n2*T);
n3=(n2-n1);
C=(n3*T);
fprintf('Auto correlation CH 4\n ');
fprintf('A2 = %.4f sec\n ',A);
fprintf('P2 = %.4f sec\n ',B);
fprintf('A2 -> P2 = %.4f sec\n ',C);

figure(6);
%subplot(414)
k16=xcorr2(y5); %auto-correlation CH5
r2=-(Ny5-1):Ny5-1;
a2=r2*T;
plot(a2,abs(k16));
ylabel('auto CH5');
axis([- (Ny2-1)*T (Ny2-1)*T min(k16)-1 max(k16)+1]);
[xin,yin]=ginput(2);
n1=fix(xin(1)/T)+1; %start
n2=fix(xin(2)/T)+1; %finite

```

```
A=(n1*T);  
B=(n2*T);  
n3=(n2-n1);  
C=(n3*T);  
fprintf('Auto correlation CH 5\n ');  
fprintf('A2 = %.4f sec\n ',A);  
fprintf('P2 = %.4f sec\n ',B);  
fprintf('A2 -> P2 = %.4f sec\n ',C);
```

ภาคผนวก ง

บทความทางวิชาการที่นำเสนอใน
การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ครั้งที่ 4
8-9 ธันวาคม 2548

การพัฒนาอุปกรณ์บันทึกเสียงเต้านหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ชนิด 8 ช่องสัญญาณ

Development of an 8-Channel Phonocardiogram and Electrocardiogram

Signal Recording System

ปริญา สุทรวงศ์ กิตติพัฒน์ ตันตรรุงโรจน์

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112

E-mail: goparin@gmail.co.th

Parinya Soontornwong Kittipat Tantrurongroj

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

E-mail: goparin@gmail.com

บทคัดย่อ

บทความนี้ได้นำเสนอการพัฒนาและสร้างอุปกรณ์บันทึกเสียงเต้านหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยอุปกรณ์ดังกล่าวจะสามารถบันทึกเสียงเต้านหัวใจ 7 ช่องสัญญาณและสามารถบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ช่องสัญญาณ ในส่วนฮาร์ดแวร์สัญญาณทั้ง 8 ช่องสัญญาณจะถูกควบคุมการแปลงสัญญาณแอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 8 บิตโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR เบอร์ 90S8535 ด้วยวิธีการมัลติเพล็กซ์โดยการแบ่งเวลา จากนั้นสัญญาณดิจิทัลจะถูกส่งผ่านเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ทางพอร์ตขนานใหม่ในการทำงานแบบ Enhanced Parallel Port เพื่อเก็บบันทึกสัญญาณดิจิทัลในรูปแบบนามสกุลเวฟลงบนฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ ในส่วนซอฟต์แวร์ได้พัฒนาโปรแกรมโดยใช้ Delphi 5 เพื่อควบคุมการเก็บบันทึกข้อมูลและแสดงผลออกมาในรูปแบบของกราฟ ซึ่งกราฟจะประกอบด้วยกราฟเสียงเต้านหัวใจและกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นสามารถนำข้อมูลมาประมวลผล วิเคราะห์ และสังเคราะห์เพื่อแยกสัญญาณและบ่งบอกคุณลักษณะเฉพาะต่าง ๆ ของเสียงเต้านหัวใจ ซึ่งอุปกรณ์ดังกล่าวจะสามารถช่วยเหลือแพทย์ในการวินิจฉัยโรคหัวใจอีกทางหนึ่งนอกเหนือจากวิธีการเดิมทั่วไปที่แพทย์จะต้องอาศัยความชำนาญในการใช้หูฟังแพทย์ในการวินิจฉัยโรคหัวใจ คำหลัก การบันทึกสัญญาณ, กราฟเสียงเต้านหัวใจ, สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Abstract

This paper presents the develops a phonocardiogram and

electrocardiogram signal recorder. The recorder has 7 channels for recording heart sound and 1 channel for recording electrical signal of heart. Each of the 8-channel analog signal is converted to 8-bit digital data by using AVR 90S8535 microcontroller. The digital signals are sent to a computer via a parallel port in EPP mode based upon TDM technique and written to file in wav format. The software for controlling the recording process and displaying data in graphical format is developed under Delphi 5. The display includes the phonocardiogram (PCG) and electrocardiogram (ECG). This software also has capability to process and analyze data for investigation of heart disease as and alternative to the conventional method using stethoscope.

Keywords: Signal recording, Phonocardiogram, Electrocardiogram

1. บทนำ

ในคนปกติเสียงเต้านหัวใจที่เกิดขึ้นจะมีลักษณะเฉพาะที่แตกต่างจากผู้ป่วย กล่าวคือเสียงเต้านหัวใจของผู้ป่วยจะมีเสียงที่แตกต่างจากคนปกติ โดยการฟังเสียงเต้านหัวใจแพทย์จะใช้หูฟังแพทย์ (stethoscope) ในการตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจ แม้เทคโนโลยีทางการแพทย์จะเจริญก้าวหน้าไปเท่าใดก็ตามการคัดกรองผู้ป่วยโรคหัวใจโดยใช้วิธีการฟังเสียงเต้านหัวใจได้ปฏิบัติต่อเนื่องกันมาตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน ดังนั้นในการตรวจวินิจฉัยเบื้องต้นของแพทย์เพื่อการคัดกรองผู้ป่วยโรคหัวใจโดยใช้วิธีการฟังเสียงเต้านหัวใจด้วยเครื่องฟังเสียงหัวใจนั้นแพทย์ผู้ตรวจวินิจฉัยจะต้อง

อาศัยทักษะและประสบการณ์เป็นสำคัญ โดยแพทย์ที่สามารถตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจด้วยวิธีนี้ได้ถูกต้องแม่นยำนั้น จะต้องหมั่นฝึกฝนและศึกษาอยู่เสมอ เพื่อป้องกันความผิดพลาดในการตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจซึ่งจะส่งผลให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยได้

นอกจากปัญหาที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว ยังมีข้อจำกัดอื่น ๆ เกี่ยวกับเครื่องฟังเสียงเต้านหัวใจอีก เช่น เสียงที่ได้จากการฟังเครื่องฟังเสียงเต้านหัวใจนั้นจะมีความถี่ต่ำและเบา ทำให้ยากต่อการวินิจฉัย ดังนั้นผู้วิจัยมีความประสงค์ที่จะ พัฒนาอุปกรณ์บันทึกเสียงเต้านหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณ โดยอุปกรณ์นี้จะทำการบันทึกเสียงเต้านของหัวใจจากคนปกติ โดยใช้ไมโครโฟนในการรับสัญญาณเสียงเต้านหัวใจและขั้วไฟฟ้าในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG) ซึ่งเป็นสัญญาณแอนาล็อก จากนั้นนำสัญญาณเสียงเต้านของหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาขยายและแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล โดยผ่านวงจรแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นดิจิทัล เพื่อส่งไปเก็บไว้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ในรูปแบบของไฟล์ข้อมูล ซึ่งข้อมูลดังกล่าวสามารถนำไปแสดงผลเป็นกราฟเสียงเต้านหัวใจ (phonocardiogram : PCG) บนหน้าจอกอมพิวเตอร์ และจากนั้นก็สามารถนำข้อมูลนั้นมาประมวลผล วิเคราะห์และสังเคราะห์เพื่อแยกสัญญาณและบ่งบอกถึงคุณลักษณะเฉพาะต่าง ๆ ของเสียงเต้านหัวใจ ซึ่งอุปกรณ์บันทึกเสียงเต้านหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณจะสามารถช่วยแพทย์ในการวิเคราะห์โรคหัวใจได้ดีขึ้น

2. ทฤษฎีและหลักการ [1], [2]

2.1 เสียงเต้านหัวใจ (Heart sound)

เสียงเต้านหัวใจมี 4 เสียงด้วยกันแต่จากการฟังด้วยหูฟังแพทย์ (stethoscope) จะได้ยินเพียง 2 เสียง ได้ คือ เสียงที่หนึ่งและเสียงที่สอง โดยเสียงที่เกิดขึ้นนี้จะสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่าง ๆ จึงใช้เสียงเต้านหัวใจบอกสภาพการทำงานบางอย่างของหัวใจได้ เมื่อบันทึกด้วยไมโครโฟนขนาดเล็กวางที่ผิวหนังเหนือหัวใจจะสามารถบันทึกเสียงเต้านหัวใจที่มีความดังน้อย ๆ ได้ และสามารถบันทึกออกมาเป็นกราฟซึ่งเรียกว่ากราฟเสียงเต้านหัวใจ (phonocardiogram)

2.2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

การเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อของหัวใจนั้นในแต่ละรอบการทำงานของหัวใจจะมีการสร้างสัญญาณไฟฟ้า (action potential) และการกระจายสัญญาณภายในหัวใจนี้เองจะทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าปริมาณน้อย ๆ กระจายไปทั่วร่างกาย ซึ่งสามารถบันทึกได้ที่ผิวหนัง กล่าวคือการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถทำได้โดยนำขั้วบันทึกที่วางไว้ที่ผิวหนังบริเวณต่าง ๆ ของร่างกายแล้วต่อสายไฟฟ้าเข้าเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแบ่งตามลักษณะขั้วบันทึกได้ 2 แบบคือ

2.2.1 การบันทึกแบบ bipolar เป็นการบันทึกโดยวัดขนาดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากหัวใจ จะเปรียบเทียบศักย์ไฟฟ้า

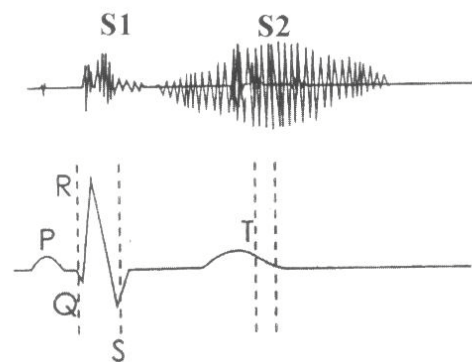
ระหว่างขั้วบันทึก 2 อัน โดยตำแหน่งของร่างกายที่ถือว่าเป็นมาตรฐานสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบนี้คือ แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย

2.2.2 Unipolar leads เป็นการบันทึกโดยวัดศักย์ไฟฟ้าที่ขั้วบันทึกตำแหน่งเดียว (active หรือ exploring electrode) เทียบกับไฟฟ้าที่เป็นศูนย์ กล่าวคือนำขั้วบันทึก exploring ไปวางตามตำแหน่งต่าง ๆ ที่ได้กำหนดไว้ และต่อเข้าขั้วบวกของเครื่องบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งการบันทึกแบบ unipolar มี 2 ลักษณะคือ unipolar limb leads เป็นการบันทึกศักย์ไฟฟ้าจากขั้วบันทึกตำแหน่งเดียว คือ แขนซ้าย, แขนขวา และขาซ้าย โดยการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในหัวใจในระนาบด้านหน้าของร่างกาย (frontal plane) ส่วนลักษณะที่สองคือ unipolar precordial (chest) leads เป็นการบันทึกศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแนวนอน (horizontal plane) ของหัวใจ คือในทิศหน้าหลังของร่างกาย ที่บันทึกโดยทั้งไปมี 6 ขั้วบันทึก คือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6

2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างเสียงเต้านหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เสียงเต้านหัวใจ (heart sound) เมื่อทำการบันทึกและแสดงผลออกมาในรูปแบบของกราฟนั้นจะเรียกว่า กราฟเสียงเต้านหัวใจ (phonocardiogram) ส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram) เมื่อทำการบันทึกและแสดงผลออกมาในรูปแบบกราฟนั้นจะเรียกเหมือนเดิม

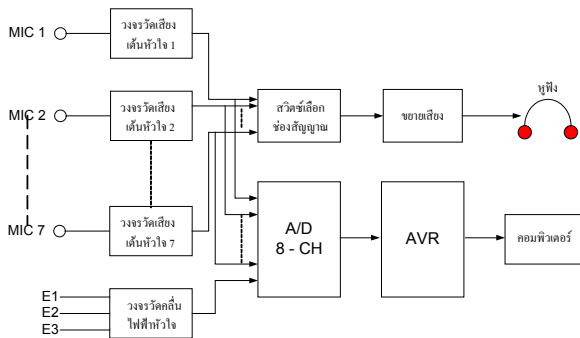
การบันทึกเสียงเต้านหัวใจพร้อมกับการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าเกิดก่อนการหดตัวของกล้ามเนื้อ ดังนั้นเสียงเต้านหัวใจเสียงแรกจะเกิดตามหลัง R wave และเสียงที่สองจะเกิดตามหลัง T wave ส่วนเสียงที่สามและเสียงที่สี่จะเกิดหลังจากเสียงที่สอง ซึ่งเกิดก่อน R wave ดังรูปที่ 1 แต่จากการบันทึกสัญญาณทั้งสองพร้อมกันเมื่อแสดงผลออกมาในรูปแบบของกราฟ จะสามารถนำกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาอ้างอิงรอบการทำงานของหัวใจได้ และนำกราฟเสียงเต้านหัวใจมาวินิจฉัยเพื่อสังเกตความผิดปกติของหัวใจได้



รูปที่ 1 แสดงกราฟเสียงเต้านหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกพร้อมกัน

3. การออกแบบและการสร้าง [3], [4]

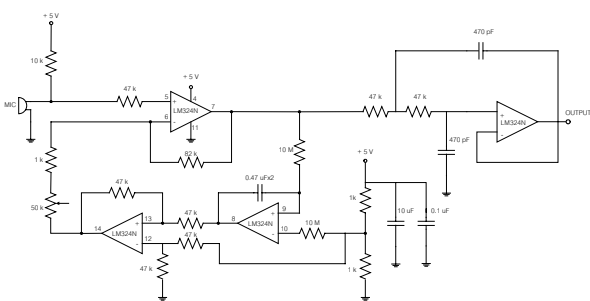
ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบและสร้างอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีโครงสร้างการทำงาน ดังรูปที่ 2 ซึ่งโครงสร้างการทำงานสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนอุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนของโปรแกรมบันทึกสัญญาณและแสดงผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์



รูปที่ 2 แสดงโครงสร้างอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1 อุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

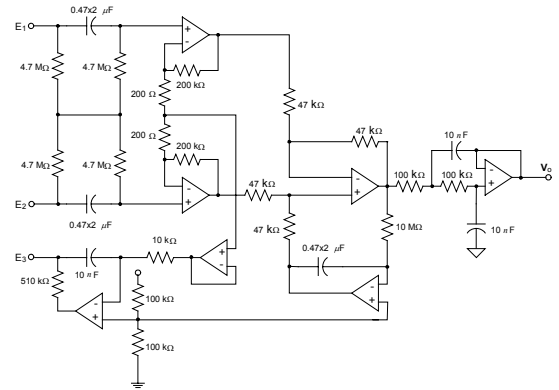
3.1.1 อุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจ จะใช้ไมโครโฟนชนิดคอนเดนเซอร์เป็นขั้วบันทึกสัญญาณส่งสัญญาณให้วงจรขยายสัญญาณเสียงต้นหัวใจโดยจะใช้ไอซีออปแอมป์ เบอร์ LM324N ทำหน้าที่ขยายสัญญาณเสียง ปรับระดับแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง 2.5 โวลท์ และตัดความถี่ 7.2 กิโลเฮิร์ต ดังรูปที่ 3 ในอุปกรณ์นี้จะประกอบด้วยขั้วบันทึกที่หุ้มด้วยฉนวนและวงจรถ่ายเสียงต้นหัวใจที่ต่อกับไอซีแปลงสัญญาณแอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 8 บิต เบอร์ ADC0820CCN ซึ่งวงจรทั้ง 7 ชุดจะต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 90S8535 เพื่อส่งข้อมูลไปทางพอร์ตนาน โดยใช้โหมดการทำงานแบบ EPP นอกจากนี้เสียงต้นหัวใจได้ส่งสัญญาณไปยังสวิตช์เพื่อเลือกฟังช่องสัญญาณเสียงเพื่อส่งสัญญาณเสียงไปขยายเสียงเข้าหูฟังโดยใช้ไอซีออปแอมป์ เบอร์ LM 386 ขยายเสียง 20 เท่า



รูปที่ 3 วงจรขยายสัญญาณเสียงต้นหัวใจ

3.1.2 อุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้เลือกการวัดแบบ bipolar โดยใช้ขั้ว

บันทึก 3 จุด คือ E1, E2 และ E3 โดยใช้ไอซีออปแอมป์ เบอร์ LM324N เปรียบเทียบสัญญาณแต่ละจุดและปรับระดับแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง 2.5 โวลท์ ดังรูปที่ 4 โดยเอาต์พุตของวงจรนี้ได้ต่อกับวงจร isolate เพื่อความปลอดภัยของผู้ถูกวัดสัญญาณ



รูปที่ 4 วงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

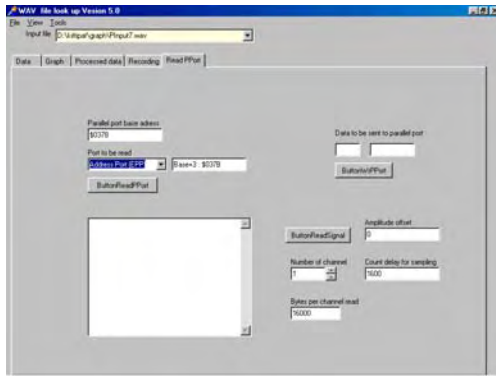
เพื่อให้อุปกรณ์สะดวกต่อการใช้งานได้นำอุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมารวมกันเป็นชุดเดียวกันโดยสามารถเคลื่อนย้ายได้เพราะใช้แหล่งจ่ายไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ ดังนั้น การต่ออุปกรณ์เพื่อพร้อมใช้งานจะแสดง ดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 แสดงการต่ออุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจพร้อมใช้งาน

3.2 โปรแกรมบันทึกสัญญาณและแสดงผล

โปรแกรมบันทึกสัญญาณและแสดงผลได้พัฒนาโปรแกรมโดยใช้ Delphi 5 เพื่อควบคุมการเก็บบันทึกข้อมูลและแสดงผลออกมาในรูปแบบของกราฟ สัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านมาทางพอร์ตนานเพื่อเก็บบันทึกสัญญาณดิจิทัลในรูปแบบนามสกุลเวฟลงบนฮาร์ดดิสก์และแสดงผลข้อมูลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยจะแสดงผลเป็นกราฟได้สูงสุด 8 ช่องสัญญาณ คือ กราฟเสียงต้นหัวใจ 7 ช่องสัญญาณและกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 ช่องสัญญาณ ซึ่งแสดงหน้าต่างโปรแกรมบันทึกสัญญาณและแสดงผลได้ ดังรูปที่ 6

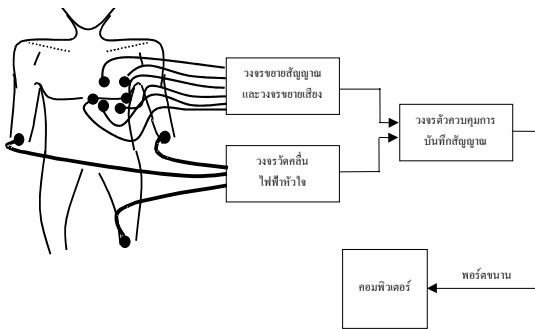


รูปที่ 6 แสดงหน้าต่างโปรแกรมบันทึกสัญญาณและแสดงผลได้

4. การทดสอบและการบันทึกผล

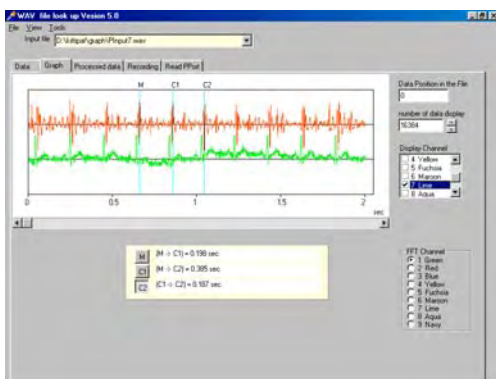
4.1 การทดสอบอุปกรณ์วัดเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การวัดเสียงต้นหัวใจจะใช้ขั้วบันทึกเสียงต้นหัวใจติดบริเวณหน้าอก และใช้ขั้วบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจติดบริเวณร่างกายได้แก่ แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย ดังรูปที่ 7



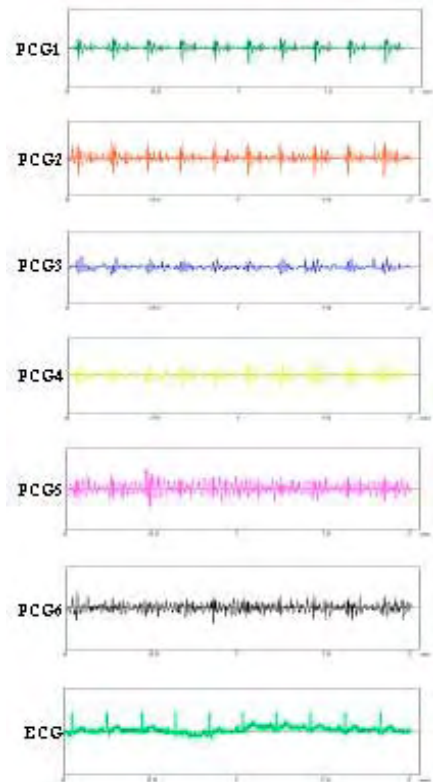
รูปที่ 7 แสดงตำแหน่งการใช้ขั้วบันทึกเสียงต้นหัวใจวัดเสียงต้นหัวใจและตำแหน่งการใช้ขั้วบันทึกวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.2 การบันทึกสัญญาณและแสดงผลรูปสัญญาณเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 8 การแสดงผลสัญญาณที่บันทึกได้ออกมาเป็นกราฟ

รูปสัญญาณที่ได้จากการรับข้อมูลดิจิทัลทางพอร์ตขนานจะถูกบันทึกลงในเครื่องคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรมบันทึกสัญญาณและแสดงผลสัญญาณ ซึ่งสามารถบันทึกข้อมูลเป็นนามสกุลเวฟได้ และสามารถแสดงผลออกมาเป็นกราฟ ดังรูปที่ 8 ซึ่งสามารถนำกราฟเสียงต้นหัวใจวิเคราะห์ต่อไปโดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณอ้างอิงแสดงรอบการทำงานของหัวใจควบคู่กับการวิเคราะห์สัญญาณได้ และได้แสดงสัญญาณที่บันทึกได้ทั้ง 8 ช่องสัญญาณ ดังรูปที่ 9 โดยทั้ง 8 ช่องสัญญาณจะประกอบด้วยกราฟเสียงต้นหัวใจจำนวน 7 ช่องสัญญาณ และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำหน้าที่บอกรอบการทำงานของหัวใจ 1 ช่องสัญญาณ



รูปที่ 9 สัญญาณที่บันทึกทั้ง 8 ช่องสัญญาณ

5. สรุป

งานวิจัยนี้ได้ทำการพัฒนาอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณ ซึ่งผลการบันทึกสัญญาณทั้งสองสัญญาณสามารถบันทึกสัญญาณเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์และแสดงผลในรูปแบบกราฟได้ถูกต้อง

ขณะนี้งานวิจัยได้ดำเนินการพัฒนาเพื่อให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญโรคหัวใจทดสอบอุปกรณ์โดยบันทึกสัญญาณและนำข้อมูลที่บันทึกได้มาให้ผู้วิจัยทำการประมวลผล วิเคราะห์และสังเคราะห์เพื่อแยกสัญญาณและบ่งบอกถึงคุณลักษณะเฉพาะต่าง ๆ ของเสียงต้นหัวใจ ซึ่งอุปกรณ์บันทึกเสียงต้นหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิด 8 ช่องสัญญาณจะสามารถช่วยแพทย์ในการวิเคราะห์โรคหัวใจได้ดีขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณบัณฑิตวิทยาลัย อาจารย์และเจ้าหน้าที่ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่ให้การสนับสนุน คำปรึกษา ตลอดจนเครื่องมือ อุปกรณ์ และงบประมาณในงานวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 2545. สรีรวิทยา เล่ม 1. ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, สงขลา, หน้า 263-278.
- [2] วีระนุช นิลนนท์. 2542. สรีรวิทยาของคน. ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, สงขลา, หน้า 25-45.
- [3] Enrique Mario Spinelli. 2003.AC-Coupled Front-End for Biopotential Measurements. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50: 391-395.
- [4] จินดา สามัคคี. 2547. การพัฒนาเครื่องต้นแบบเพื่อเก็บบันทึกและวิเคราะห์เสียงเต้นหัวใจจากหลายตำแหน่งบริเวณหน้าอก. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยวงขลานครินทร์, หน้า 60-67