

LAPORAN *FINAL PROJECT*
PENGUKURAN DETAK JANTUNG MENGGUNAKAN ARDUINO DAN
PROCESSING IDE

Mata Kuliah Instrumentasi Elektronik



Disusun oleh:

ADITYA RISKHA PUTRA	(12/331108/PA/14450)
AHMED REZA RAFSANZANI	(12/334832/PA/15030)
RYAN EKO SAPUTRO	(12/331380/PA/14638)
ZAINUL ANAM	(12/331361/PA/14624)

PROGRAM STUDI ELEKTRONIKA DAN INSTRUMENTASI
JURUSAN ILMU KOMPUTER DAN ELEKTRONIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS GADJAH MADA
YOGYAKARTA

2014

DAFTAR ISI

BAB I PENDAHULUAN	3
1.1 Latar Belakang	3
1.2 Permasalahan.....	5
1.3 Tujuan Penelitian	5
1.4 Manfaat Penelitian	5
BAB II LANDASAN TEORI DAN TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Palpasi	6
2.2 Fotodioda	6
2.3 Inframerah	6
2.4 Tinjauan Pustaka	7
BAB III METODE PENELITIAN.....	9
3.1 Jenis Penelitian.....	9
3.2 Metode Pengumpulan Data	9
BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN	12
4.1 Perancangan Alat	12
4.2 Blok Diagram Sistem	14
4.3 Skema Rangkaian.....	14
4.4 Listing Program.....	15
4.5 Mekanisme Kerja Alat	21
BAB V KESIMPULAN.....	30
5.1 Kesimpulan	30
DAFTAR PUSTAKA	31

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Instrumentasi biomedis adalah perangkat yang dapat digunakan untuk mengukur besaran biologis atau medis dan memberikan hasil kuantitatif maupun kualitatif. Instrumentasi medis ini berkaitan dengan perangkat medis yakni peralatan yang digunakan dalam pemahaman, penanganan akses, dan pengobatan pada manusia.

Perkembangan instrumentasi medis ini dapat dilihat dari perkembangan perangkat medis. Stetoskop, alat medis pertama dari jenis sendiri yang diciptakan oleh Laennec dokter Prancis. Pada tahun 1997, bahkan di komputer tomografi sudah ada. Selama beberapa tahun ini, kedokteran telah memiliki ratusan perangkat biomedis yang tersedia. Terobosan besar muncul ketika EKG diciptakan oleh para ilmuwan Belanda pada tahun 1930. Hal tersebut adalah langkah pertama menuju modernisasi Instrumentasi medis.

Hingga saat ini, perkembangan teknologi dan ilmu pengetahuan, tak terkecuali dalam bidang medis, maju dengan cukup pesat. Salah satu perangkat instrumentasi biomedis yang berkembang ialah pengukuran aktivitas jantung. Dalam dunia kedokteran, pengukuran denyut jantung adalah hal yang sangat penting. Pengukuran denyut jantung mengacu pada berapa jumlah waktu yang dibutuhkan detak jantung persatuan waktu, yaitu *beats per minute* (bpm). Pada orang dewasa yang sehat, saat sedang istirahat maka denyut jantung yang normal adalah sekitar 60-

100 denyut per menit (bpm). Saat ini, cara memonitoring aktivitas jantung yang paling populer adalah dengan menggunakan Elektrokardiogram (EKG). EKG adalah suatu sinyal yang dihasilkan oleh aktivitas listrik otot jantung. EKG merupakan rekaman informasi kondisi jantung yang diambil dengan memasang elektroda pada badan. Rekaman EKG ini digunakan secara luas oleh dokter ahli maupun rumah sakit di seluruh dunia untuk menentukan kondisi jantung dari pasien.

Akan tetapi, EKG merupakan peralatan yang relatif mahal dan kurang bersifat *portable*. Dalam penggunaan rumah tangga, EKG tidaklah lazim digunakan. Pada penggunaan rumah tangga, seringkali pengukuran detak jantung menggunakan indra pendengaran dengan menggunakan stetoskop. Melalui pendengaran yang baik banyak informasi dapat diperoleh dari suara jantung. Suara jantung dapat didengar melalui stetoskop oleh karena ada vibrasi pada jantung dan pembuluh darah besar. Biasanya buka tutupnya valvula/katub jantung akan terdengar suara, demikian pula dapat didengar aliran turbulensi pada saat-saat tertentu. Namun, penggunaan stetoskop pun terkadang sukar untuk menentukan denyut jantung apabila terganggu oleh suara bising. Dibutuhkan suatu alat yang mudah digunakan dalam kegiatan rumah tangga dan lebih akurat daripada stetoskop. Dengan demikian, masyarakat dapat mengukur detak jantung mereka secara efektif dan efisien dengan biaya yang terjangkau, serta bersifat relatif mudah untuk dibangun dalam skala rumah tangga (*do-it-yourself*). Terlebih lagi, saat ini sudah lazim beredar berbagai macam komponen-komponen dan modul elektronika yang relatif mudah didapat dengan harga yang terjangkau daya beli masyarakat.

1.2 Permasalahan

Permasalahan dalam penelitian ini ialah bagaimana membuat sistem pengukuran detak jantung yang efektif dan efisien menggunakan mikrokontroler Arduino, Processing IDE, dan bahan-bahan yang dapat dijangkau dalam kegiatan sehari-hari atau dalam skala rumah tangga.

1.3 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Membangun instrumen pengukuran detak jantung dengan berbasis mikrokontroler Arduino dan Processing IDE.
2. Membangun instrumen pengukuran detak jantung yang mudah dibuat dalam skala penggunaan rumah tangga.
3. Memperkenalkan perangkat instrumentasi medis ke masyarakat.

1.4 Manfaat Penelitian

Sedangkan, manfaat yang diharapkan dapat terwujud dari penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Masyarakat dapat dengan mudah mengukur detak jantung dengan alat yang memiliki harga terjangkau dan dapat dibuat sendiri.
2. Memasyarakatkan aplikasi elektronika dalam perangkat instrumentasi medis.
3. Meningkatkan kesadaran dan dukungan terhadap upaya pemerintah dalam hal kesehatan jantung di Indonesia.

BAB II LANDASAN TEORI DAN TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Palpasi

Palpasi berarti mengukur denyut nadi. Saat mengukur denyut nadi seorang herbalis harus memusatkan perhatian dengan seksama. Menggunakan ujung jari telunjuk, jari tengah, dan jari manis, untuk merasakan denyut nadi pasien dengan meletakkan jari-jari di atas nadi radial (jari) pada pergelangan tangan pesakit.

Pada fase ini, cara merasakan denyut nadi digantikan oleh intensitas cahaya yang ditangkap oleh fotodioda.

2.2 Fotodioda

Fotodioda adalah jenis dioda yang berfungsi mendeteksi cahaya. Berbeda dengan diode biasa, komponen elektronika ini akan mengubah cahaya menjadi arus listrik. Cahaya yang dapat dideteksi oleh diode foto ini mulai dari cahaya infra merah, cahaya tampak, ultra ungu sampai dengan sinar-X. Aplikasi dioda foto mulai dari penghitung kendaraan di jalan umum secara otomatis, pengukur cahaya pada kamera serta beberapa peralatan di bidang medis.

2.3 Inframerah

Inframerah adalah radiasi elektromagnetik dari panjang gelombang lebih panjang dari cahaya tampak, tetapi lebih pendek dari radiasi gelombang radio. Namanya berarti "bawah merah" (dari bahasa Latin infra, "bawah"), merah merupakan warna dari cahaya tampak dengan gelombang terpanjang. Radiasi

inframerah memiliki jangkauan tiga "order" dan memiliki panjang gelombang antara 700 nm dan 1 mm. Inframerah ditemukan secara tidak sengaja oleh Sir William Herschell, astronom kerajaan Inggris ketika ia sedang mengadakan penelitian mencari bahan penyaring optis yang akan digunakan untuk mengurangi kecerahan gambar matahari pada teleskop tata surya.

Inframerah digunakan sebagai sumber cahaya utama yang akan menerangi dan menembus denyut nadi agar perubahan intensitas cahaya dapat dilihat secara signifikan oleh sensor fotodioda.

2.4 Tinjauan Pustaka

Darah mengalir melalui sistem pembuluh tertutup karena ada perbedaan tekanan atau gradien tekanan antara ventrikel kiri dan atrium kanan (Ethel, 2003: 238). Pengaliran darah dari jantung ini juga menirukan detak jantung sehingga disebut sebagai denyut nadi. Denyut nadi adalah denyutan arteri dari gelombang darah yang mengalir melalui pembuluh darah sebagai akibat dari denyutan jantung. Denyut nadi sering diambil di pergelangan tangan untuk memperkirakan denyut jantung. Denyut nadi dapat dengan mudah diperiksa dengan jari tangan atau dengan cara palpasi, disamping itu dapat pula ditentukan dengan menggunakan peralatan elektronik yang sederhana maupun yang modern. Pemeriksaan denyut nadi dan pengukuran tekanan darah merupakan faktor yang dapat dipakai sebagai indikator untuk menilai sistem kardiovaskuler.

Tersedianya perangkat elektronik yang dapat merasakan fenomena fisis tentu dapat digunakan dalam hal pengukuran juga, dalam hal ini pengukuran detak jantung. Perubahan detak jantung pada pembuluh nadi memiliki karakteristik perubahan intensitas cahaya yang dapat ditangkap dengan menggunakan fotodioda. Tegangan pada fotodioda kemudian akan berubah-ubah sesuai detak jantung atau aliran darah yang mengalir.

Data yang didapat kemudian dapat diolah dengan mikrokontroler *platform* Arduino guna memungkinkan perluasan potensi pemanfaatan data yang lebih jauh lagi.

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

Jenis penelitian ini merupakan penelitian terapan. Penelitian terapan atau *applied research* dilakukan berkenaan dengan kenyataan-kenyataan praktis, penerapan, dan pengembangan ilmu pengetahuan yang dihasilkan oleh penelitian dasar dalam kehidupan nyata. Penelitian terapan berfungsi untuk mencari solusi tentang masalah-masalah tertentu. Tujuan utama penelitian terapan adalah pemecahan masalah sehingga hasil penelitian dapat dimanfaatkan untuk kepentingan manusia baik secara individu atau kelompok maupun untuk keperluan industri atau politik dan bukan untuk wawasan keilmuan semata (Sukardi, 2003).

Pada penelitian ini, peneliti melakukan eksperimen didasarkan atas kajian teoritis mengenai instrumentasi dalam bidang biomedis.

3.2 Metode Pengumpulan Data

Untuk mempermudah penelitian ini peneliti menggunakan beberapa metode pengumpulan data, diantaranya adalah sebagai berikut.

3.2.1 Observasi

Menurut (Guba dan Lincoln, 1981: 191-193), observasi hakikatnya merupakan kegiatan dengan menggunakan pancaindera, dapat berupa penglihatan, penciuman, pendengaran, untuk memperoleh informasi yang diperlukan untuk menjawab masalah penelitian. Hasil observasi berupa aktivitas, kejadian, peristiwa, objek, kondisi atau suasana tertentu, dan

perasaan emosi seseorang. Observasi dilakukan untuk memperoleh gambaran riil suatu peristiwa atau kejadian untuk menjawab pertanyaan penelitian.

Observasi dilakukan dengan cara mengamati perubahan yang terjadi pada respon dari objek penelitian. Data yang didapat pada perubahan respon tersebut kemudian dibandingkan dengan keadaan sebenarnya.

Dalam penelitian ini, respon detak jantung dari objek penelitianlah yang akan diamati dan dibandingkan dengan keadaan sebenarnya. Hasil penelitian akan semakin baik apabila data yang didapat dari produk penelitian mendekati dengan data keadaan yang sesungguhnya.

3.2.2 Kalibrasi dan Uji Coba Alat

Menurut ISO/IEC Guide 17025:2005 dan *Vocabulary of International Metrology* (VIM), kalibrasi adalah serangkaian kegiatan yang membentuk hubungan antara nilai yang ditunjukkan oleh instrumen ukur atau sistem pengukuran, atau nilai yang diwakili oleh bahan ukur, dengan nilai-nilai yang sudah diketahui yang berkaitan dari besaran yang diukur dalam kondisi tertentu. Pada penelitian ini, kalibrasi dilakukan dengan membandingkan hasil 1 pengukuran alat yang dibuat dengan pengukuran detak jantung yang biasa digunakan dalam dunia medis, yaitu stetoskop dan/atau pemeriksaan denyut nadi dengan menggunakan tangan.

Uji coba alat dilakukan menjalankan sistem secara keseluruhan. Sistem yang dibuat adalah jawaban dari permasalahan yang telah

dikemukakan, yaitu alat pengukur detak jantung dengan Arduino dan Processing IDE.

BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

4.1 Perancangan Alat

Prinsip utama kerja alat adalah dengan mendeteksi detak jantung dengan memanfaatkan karakteristik kerja mekanis jantung. Secara spesifik, ketika jantung bekerja dengan memompa darah mengalir keseluruh tubuh atau kembali ke jantung, terjadi perubahan ukuran pembuluh darah pada bagian tubuh. Perubahan ukuran pembuluh darah pada periode waktu detak dapat mewakili irama denyut jantung dalam tubuh. Fenomena ini sebenarnya dapat dirasakan oleh semua orang ketika dalam kondisi rileks, terutama pembuluh darah yang terletak dekat dengan permukaan kulit. Fenomena ini disebut juga sebagai pergerakan makroskopik pembuluh darah.

Perancangan sistem alat dilakukan sesuai dengan kebutuhan komponen-komponen elektronika yang dapat mengukur fenomena denyut perubahan lebar pembuluh darah pada jari manusia. Pada sistem ini digunakan 4 (empat) komponen utama, yakni sensor (probe) sebagai *input* sistem, rangkaian pengkondisi sinyal, mikrokontroler sebagai pengolah data, dan *software* Processing IDE sebagai penampil grafik sinyal denyut jantung yang dilengkapi dengan data hasil perhitungan *beats per minute* (BPM). Adapun alat dan bahan yang dibutuhkan dalam perancangan serta tahapan-tahapan rancang bangun sistem adalah sebagai berikut.

4.1.1 Alat dan Bahan

- Arduino development board 1 buah

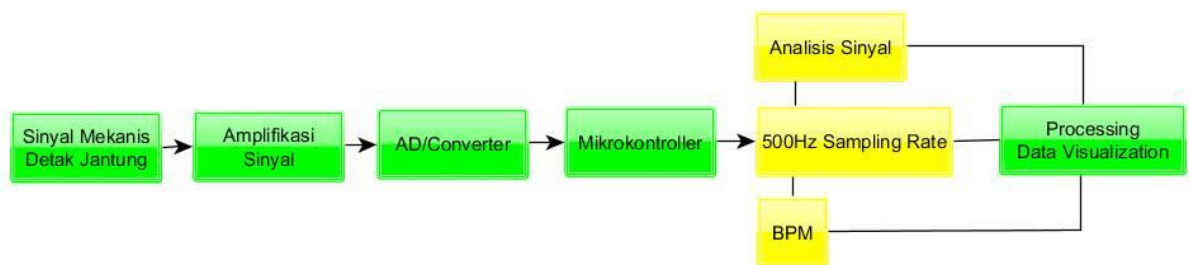
• Solder	1 buah
• Tang potong	1 buah
• Bor PCB dan mata bor 0.8 mm	1 buah
• Tenol	1 meter
• Power <i>Amplifier</i> LM386	1 buah
• Photo diode 5 mm	1 buah
• LED <i>superbright</i> hijau 5 mm	1 buah
• Resistor 150 Ω	1 buah
• Potensiometer 10k Ω	1 buah
• Resistor 5k Ω	1 buah
• Resistor 100 Ω	2 buah
• Resistor 1k Ω	1 buah
• Kapasitor 1 uf	2 buah
• Kapasitor 100 uf	2 buah
• Kabel jumper	secukupnya
• PCB fiber	1 lembar 5x5 cm
• Black housing	2 buah
• Kabel USB printer	1 buah
• Buzzer	2 buah
• Spacer	1 buah

4.1.2 Tahapan Rancang Bangun Alat

1. Perancangan PCB berdasarkan skema rangkaian,
2. pemasangan komponen-komponen elektronika pada rangkaian,

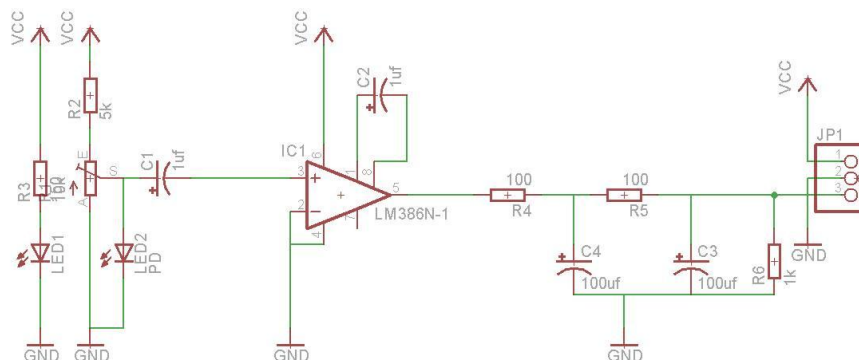
3. modul-modul rangkaian sensor, *amplifier*, mikrokontroler saling dihubungkan dengan Arduino IDE dan *software* Processing IDE pada komputer melalui komunikasi serial via port USB ,
4. pemrograman mikrokontroler dan antarmuka pada Processing,
5. kalibrasi dan uji coba alat.

4.2 Blok Diagram Sistem



Gambar 1. Blok Diagram Sistem

4.3 Skema Rangkaian



Gambar 2. Skema Rangkaian Sistem

4.4 Listing Program

Pemrograman pada sistem ini dibutuhkan pada mikrokontroler Arduino dan antarmuka pengguna pada *software* Processing. Listing program keduanya adalah sebagai berikut.

4.4.1 Program pada Mikrokontroler Arduino

```
// PROGRAM UTAMA

int signalPin = 0;
int ledPin = 13;
int buzzPin = 49;
volatile int BPM;
volatile int Signal;
volatile int beatInterval = 450;
volatile boolean pulseArea = false;
volatile boolean findBeat = false;

void setup(){
  pinMode(ledPin,OUTPUT);
  pinMode(buzzPin,OUTPUT);
  Serial.begin(115200);
  interruptSetup();
}

void loop(){
  sendDataToProcessing('S', Signal);
  if (findBeat == true){
    sendDataToProcessing('B',BPM);
    sendDataToProcessing('Q',beatInterval);
    findBeat = false;
  }
  delay(20);
}

void sendDataToProcessing(char symbol, int data ){
  Serial.print(symbol);
  Serial.println(data);
}

//PROGRAM DENGAN INTERRUPT
```

```

volatile int temp[10];
volatile unsigned long sampleCounter = 0;
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;
volatile int Max = 415;
volatile int Min = 415;
volatile int thres = 415;
volatile int Amp = 100;
volatile boolean firstBeat = true;
volatile boolean secondBeat = true;

void interruptSetup(){
    TCCR2A = 0x02;
    TCCR2B = 0x06;
    OCR2A = 0X7C;
    TIMSK2 = 0x02;
    sei();
}

ISR(TIMER2_COMPA_vect){
    cli();
    Signal = analogRead(signalPin);
    sampleCounter += 2;
    int N = sampleCounter - lastBeatTime;

    if(Signal < thres && N > (beatInterval/5)*3){
        if (Signal < Min){
            Min = Signal;
        }
    }

    if(Signal > thres && Signal > Max){
        Max = Signal;
    }

    if (N > 270){
        if ( (Signal > thres) && (pulseArea == false) && (N >
(beatInterval/5)*3) ){
            pulseArea = true;
            digitalWrite(ledPin,HIGH);
            digitalWrite(buzzPin,HIGH);
            beatInterval = sampleCounter - lastBeatTime;
            lastBeatTime = sampleCounter;

```



```

        if(firstBeat){
            firstBeat = false;
            return;
        }
        if(secondBeat){
            secondBeat = false;
            for(int i=0; i<=9; i++){
temp[i] = beatInterval;
            }
        }
        word runningTotal = 0;
        for(int i=0; i<=8; i++){
            temp[i] = temp[i+1];
            runningTotal += temp[i];
        }

        temp[9] = beatInterval;
        runningTotal += temp[9];
        runningTotal /= 10;
        BPM = 60000/runningTotal;
        findBeat = true;
    }
}

if (Signal < thres && pulseArea == true){
    digitalWrite(ledPin,LOW);
    digitalWrite(buzzPin,LOW);
    pulseArea = false;
    Amp = Max - Min;
    thres = Amp/2 + Min;
    Max = thres;
    Min = thres;
}

if (N > 2500){
    thres = 415;
    Max = 415;
    Min = 415;
    lastBeatTime = sampleCounter;
    firstBeat = true;
    secondBeat = true;
}

sei();
}

```

4.4.2 Program pada Processing IDE

```
import processing.serial.*;
Serial myPort;
int xPos = 1;
float oldHeartrateHeight = 0;
int videoScale = 50;
int cols, rows;
int peak = 0;
float heartanim;
float heartsize;
int BPM;
int IBI;
int currentHeartrate;
boolean beat;
PImage img;
PImage imgbg;

void setup () {
  img = loadImage("bg1.jpg");
  imgbg = loadImage("bg2.jpg");
  size(820, 400);
  frameRate(60);
  cols = 600/videoScale;
  rows = height/videoScale;
  int runonce = 0;
  myPort = new Serial(this, "COM1", 115200);
  textSize(20);

  background(255);

  for (int i = 0; i < cols; i++) {
    for (int j = 0; j < rows; j++) {

      int x = i*videoScale;
      int y = j*videoScale;
      noFill();
      stroke(1);

      rect(x,y,videoScale,videoScale);
      noStroke();
    }
  }
}
```

```

}

void grid(){
  for (int i = 0; i < cols; i++) {
    for (int j = 0; j < rows; j++) {

      int x = i*videoScale;
      int y = j*videoScale;
      noFill();
      stroke(1);

      rect(x,y,videoScale,videoScale);
      noStroke();
    }
  }
}

void draw () {
  noStroke();

  fill(255,255,255);
  rect(602,0,198,400);
  noFill();
  fill(0,255,0);
  image(img, 0, 0);
  noFill();

  fill(250,0,0);
  stroke(250,0,0);
  heartsiz = map(heartanim,0.0,height,150.0,255.0);
  if (heartsiz >=150 && heartsiz <=255){
    fill(heartsiz,0,0);
  }
  beginShape();
  smooth();
  bezier(width-100,70, width-50,-10, width-20,120, width-
100,130);
  bezier(width-100,70, width-160,-10, width-180,120, width-
100,130);
  strokeWeight(1);
  endShape();
  noStroke();
  fill(0,0,0);
  text("ADC Peak: " + peak,610,190);
  text("ADC: " + currentHeartRate,610,170);

```

```

if (beat == true) {
  text("BPM: " + BPM,610,150);
} else {
  text("BPM: 0",610,150);
}
text("beat interval: " + IBI + " ms",610,210);
  noFill();
}

void serialEvent (Serial myPort) {

String inString = myPort.readStringUntil('\n');

if (inString != null) {

inString = trim(inString);

println(inString);
  if (inString.charAt(0) == 'S'){
    inString = inString.substring(1);
    currentHeartrate = int(inString);
  }
  if (inString.charAt(0) == 'B'){
    inString = inString.substring(1);
    BPM = int(inString);
    beat = true;

  }
  if (inString.charAt(0) == 'Q'){
    inString = inString.substring(1);
    IBI = int(inString);
  }

if (currentHeartrate >= peak){
  peak = currentHeartrate;
}

float heartrateHeight = map(currentHeartrate, 300, 600, 0,
height);
heartanim = heartrateHeight;
stroke(255,0,0);
  strokeWeight(1);
line(xPos - 1, height - oldHeartrateHeight, xPos, height -
heartrateHeight);
oldHeartrateHeight = heartrateHeight;
smooth();
noStroke();

```

```
if (xPos >= 600) {  
  xPos = 0;  
  background(255);  
  grid();  
} else {  
  
  xPos++;  
  
  }  
}  
}
```

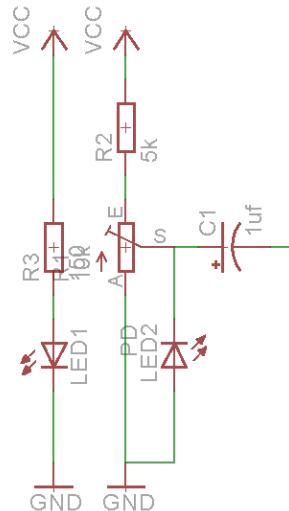
4.5 Mekanisme Kerja Alat

Prinsip utama alat yang dikembangkan ini adalah dengan mendeteksi perubahan ukuran dari pembuluh darah yang dapat mewakili irama detak jantung. *Probe* sensor dari alat yang dikembangkan ini terdiri dari LED *superbright* sebagai sumber cahaya dan fotodioda sebagai sensor pendeteksi cahaya. Perubahan ukuran pembuluh darah sebagai akibat aktivitas kerja jantung akan mempengaruhi perubahan intensitas cahaya yang diterima oleh sensor cahaya.

Proses alur kerja alat yang dikembangkan ini adalah bahwa perubahan ukuran pembuluh darah dideteksi oleh sensor cahaya sebagai *probe* utama. Kemudian sinyal *output* sensor dikuatkan menggunakan rangkaian amplifier untuk memperkuat sinyal dan mengkodisikan sinyal agar dapat diolah oleh mikrokontroler. Sinyal hasil penguatan *amplifier* kemudian dihubungkan dengan *port* analog mikrokontroler untuk menjalani proses konversi sinyal kedalam bentuk sinyal digital oleh modul ADC. Pada mikrokontroler, sinyal diolah dan dianalisis untuk diambil beberapa data mengenai puncak gelombang, palung gelombang, jarak antar detak, dan nilai pendekatan jumlah detak jantung permenit atau yang lazim disebut sebagai *beats per minute* (BPM). Hasil pemrosesan data oleh mikrokontroler tersebut kemudian

dikirimkan ke *software* Processing IDE melalui komunikasi serial sebagai penampil data hasil dan bentuk gelombang secara visual.

Probe sensor detak jantung tersusun dari fotodioda dan LED *superbright*. Konfigurasi susunan sensor pada skematik rangkaian ditunjukkan oleh Gambar 1.

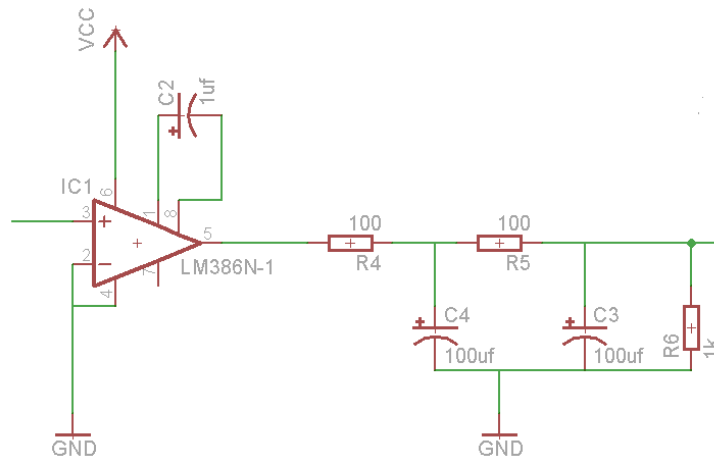


Gambar 3. Rangkaian Sensor dengan Pembagi Tegangan

Rangkaian pada Gambar 1 merupakan rangkaian yang menangani proses pembacaan perubahan ukuran pembuluh darah. Konfigurasi rangkaian yang digunakan adalah konfigurasi pembagi tegangan dengan salah satu resistor adalah fotodioda. Fotodioda bertindak sebagai resistor dengan konfigurasi bias mundur. Pada konfigurasi bias mundur, rangkaian pembagi tegangan seolah-olah berada pada kedudukan rangkaian terbuka (resistansi fotodioda tinggi), sehingga tidak ada sinyal yang diteruskan menuju ke dalam rangkaian penguat (*amplifier*). Ketika cahaya dengan intensitas tertentu diterima oleh fotodioda, maka fotodioda mengalami kebocoran arus, sehingga arus akan mengalir dari katoda menuju anoda dan menyebabkan sinyal pembacaan aktivitas detak jantung menuju ke rangkaian penguat sinyal. Pada rangkaian di atas terdapat potensiometer 10K Ω dan kapasitor 1uf. Potensiometer berfungsi untuk memanipulasi resistansi pada rangkaian pembagi tegangan sehingga berdampak pada berubahnya sensitifitas sensor. Kapasitor pada

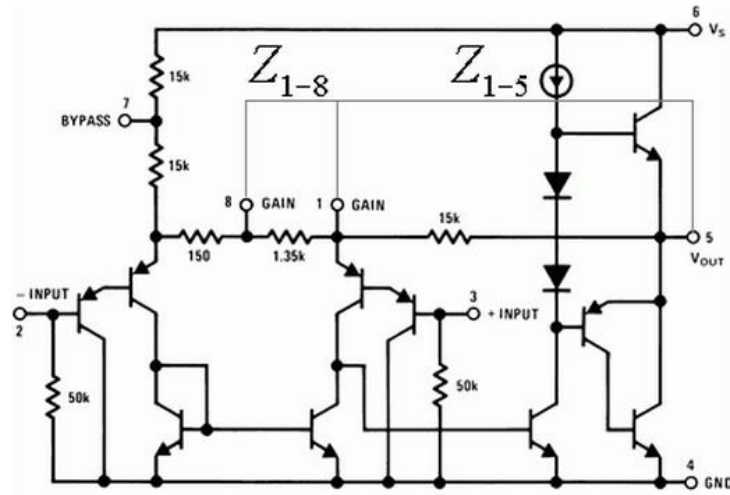
rangkaian tersebut (sebelum menuju pada rangkaian penguat sinyal) berfungsi sebagai pembentuk sinyal gelombang yang merepresentasikan detak jantung. berfungsi sebagai pembentuk sinyal gelombang yang merepresentasikan detak jantung.

Setelah sinyal detak dideteksi oleh rangkaian konfigurasi pembagi tegangan, kemudian sinyal hasil pendeteksian tersebut dikuatkan oleh rangkaian penguat (*amplifier*). Rangkaian penguat yang dipilih adalah dengan IC LM386. LM386 merupakan *audio amplifier* yang memiliki penguatan (gain) 20 kali hingga 200 kali pada *chip* tunggal. Berikut merupakan skema sub rangkaian penguat sinyal.



Gambar 4. Rangkaian *Amplifier* dan Low Pass Filter

IC LM386 dipilih sebagai penguat sinyal karena rangkaian penguatan yang mudah dan sederhana. Hal ini dapat dicapai karena proses penguatan pada LM386 hanya diatur melalui pin 1 dan 8. Untuk mendapatkan nilai gain 20, maka antara pin 1 dan 8 tidak dihubungungkan pada rangkaian apapun. Sedangkan untuk mendapatkan penguatan maksimal dengan gain 200, maka antara pin 1 dan 8 dipasangkan kapasitor sebagai rangkaian *bypass* hambatan pin 1 dan 8. Untuk mendapatkan penguatan antara 20 hingga 200, pin 1 dan 8 dapat dihubungungkan dengan resistor yang memiliki resistansi tertentu. Berikut ini adalah *datasheet* dan persamaan untuk menghitung besar gain pada LM386.



Gambar 5. Datasheet LM386

Untuk dapat menghitung gain pada *amplifier* LM386 dapat digunakan persamaan sebagai berikut.

$$A = \frac{2Z_{1-5}}{150 + Z_{1-8}}$$

Keterangan : $Z_{1-5} = 15k \text{ Ohm}$

$Z_{1-8} = 1.35k \text{ Ohm}$

Sehingga untuk mendapatkan gain maksimal seperti pada rangkaian kami, maka pin 1 dan 8 dihubungkan dengan kapasitor untuk *mem-bypass* hambatan pin 1 dan 8 sebesar 1.35 kΩ.

Sinyal *output* hasil penguatan kemudian masuk pada rangkaian filter. Rangkaian filter yang dipilih adalah konfigurasi *low pass filter*. Pada rangkian gambar 2, dapat dilihat terdapat konfigurasi *cascaded low pass filter*. Penggunaan lowpass filter ini bertujuan untuk membuang sinyal pengganggu yang menyebabkan sinyal detak jantung tidak teramati dengan baik. Frekuensi gelombang pada pin 5 (*output* LM386) sangat tinggi dan menyebabkan sinyal detak jantung tidak terbaca, sehingga *low pass filter* ini dipilih sebagai alternatif untuk membuang sinyal *noise* hasil penguatan.

Pada rangkaian *low pass filter* dipilih resistansi sebesar 100 Ω dan kapasitor sebesar 100uf. Rangkaian tersebut akan memberikan *cut off* frekuensi yang dapat dihitung dengan persamaan berikut.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Persamaan di atas hanya digunakan untuk menghitung mode tunggal. Untuk model filter yang tersusun bertingkat dapat menggunakan persamaan berikut.

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R^2 + C^2}}$$

Karena pada rangkaian diatas menggunakan resistansi dan kapasitansi yang bernilai sama, maka penggunaan kedua rumus tersebut akan menghasilkan nilai yang sama. Dari hasil perhitungan didapatkan nilai *cut off* frekuensi sebesar 15.9 Hz. Hal ini memiliki pengertian bahwa sinyal penguatan yang memiliki frekuensi diatas frekuensi *cut off* maka sinyal tersebut akan dilemahkan. Tujuan pembuatan *low pass* bersusun pada rangkaian diatas adalah untuk tujuan pengembangan alat kedepan dengan tujuan mendapatkan hasil maksimal.

Setelah melalui proses penguatan dan filter, kemudian sinyal hasil pengkondisian masuk kedalam port analog mikrokontroler untuk dilakukan proses digitalisasi oleh modul ADC. Proses digitalisasi ini bertujuan agar sinyal *input* dapat dimengerti dan diolah oleh mikrokontroler,. Hal ini dilakukan karena mikrokontroler hanya mampu memahami beroperasi menggunakan prinsip sinyal digital.

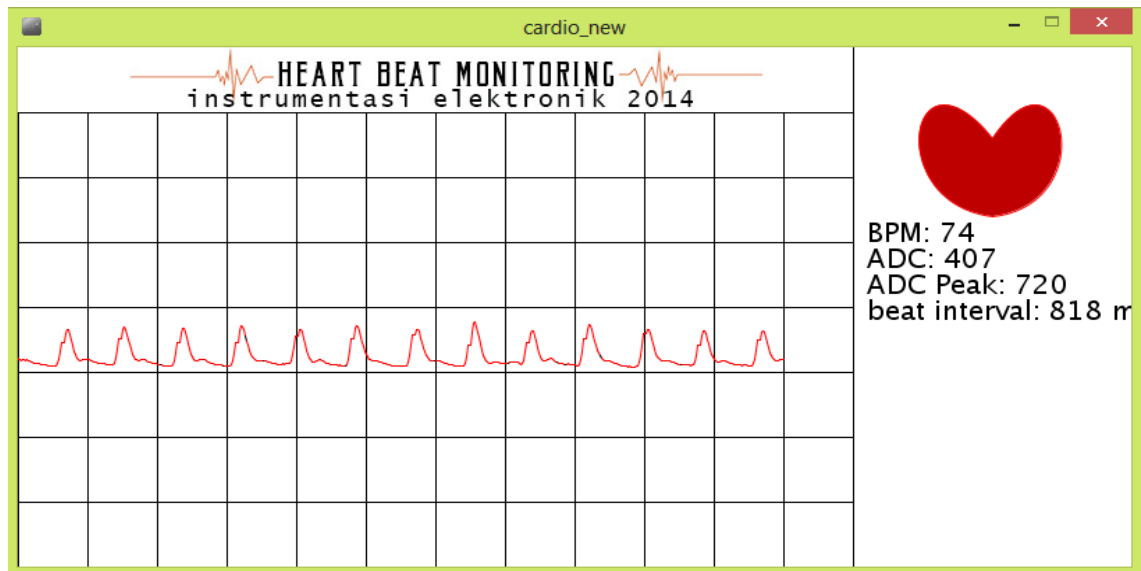
Pada mikrokontroler, sinyal hasil pengujian akan dilakukan *sampling* selama 2ms atau pada frekuensi 500Hz. Nilai ini dipilih karena sinyal ECG berada pada rentang 0-500Hz. Proses *sampling* sinyal pada mikrokontroler menggunakan mode *interrupt*. Mode *interrupt* yang digunakan adalah dengan membandingkan nilai counter *TIMER2* dengan nilai OCR2A (CTC mode). Berikut ini adalah kalkulasi pada proses inisialisasi *timer* yang digunakan sebagai kolom waktu pemrosesan sinyal *input*:

- Clock arduino mega menggunakan 16MHz sehingga waktu perubahan 1 clock adalah $1/16000000 = 0,0625\mu s$ (waktu yang dibutuhkan clock melakukan satu kali detak).
- Arduino mega memiliki *timer* 8 bit ---> 0 sampai 255
- $0,0625\mu s * 256 = 1,6 \times 10^{-5}$ merupakan waktu yang dibutuhkan *timer* mencapai nilai maksimum (*overflow*).
- Menggunakan *prescaler* 256 untuk memperlambat clock *timer* maka $256 * 1,6 \times 10^{-5} = 4,096 \text{ ms}$. Nilai waktu tersebut direpresentasikan dengan nilai counting 0-255 atau dengan kata lain perubahan nilai *counter timer* dari 0 hingga 255 membutuhkan waktu 4,096 ms. Sehingga untuk waktu 2ms (sebagai waktu *sampling*) maka *counter timer* hanya berakhir pada nilai 124.
- Periode *sampling* $2\text{ms} = 2 \times 10^{-3}$ didapatkan dengan melakukan perbandingan nilai ORC2A dengan TIMSK2 untuk mencapai counter 124.

Ilustrasi tersebut merupakan ilustrasi mengenai pemilihan nilai dan *setup interrupt* pada arduino untuk melakukan proses *sampling* sinyal.

Pemrosesan sinyal pada sistem ini bersifat dinamis yang berarti mampu beradaptasi pada perubahan nilai berapapun dari pendeteksian detak jantung. Sistem dapat membedakan sinyal puncak maksimal dan sinyal puncak minimal sebagai modal analisis detak jantung. Sistem juga dapat mendeteksi jarak waktu antar detak dan dapat melakukan pendekatan perhitungan nilai BPM (*beats per minute*) pada proses pengujian dengan cepat tanpa memerlukan waktu 1 (satu) menit proses *sampling* secara penuh.

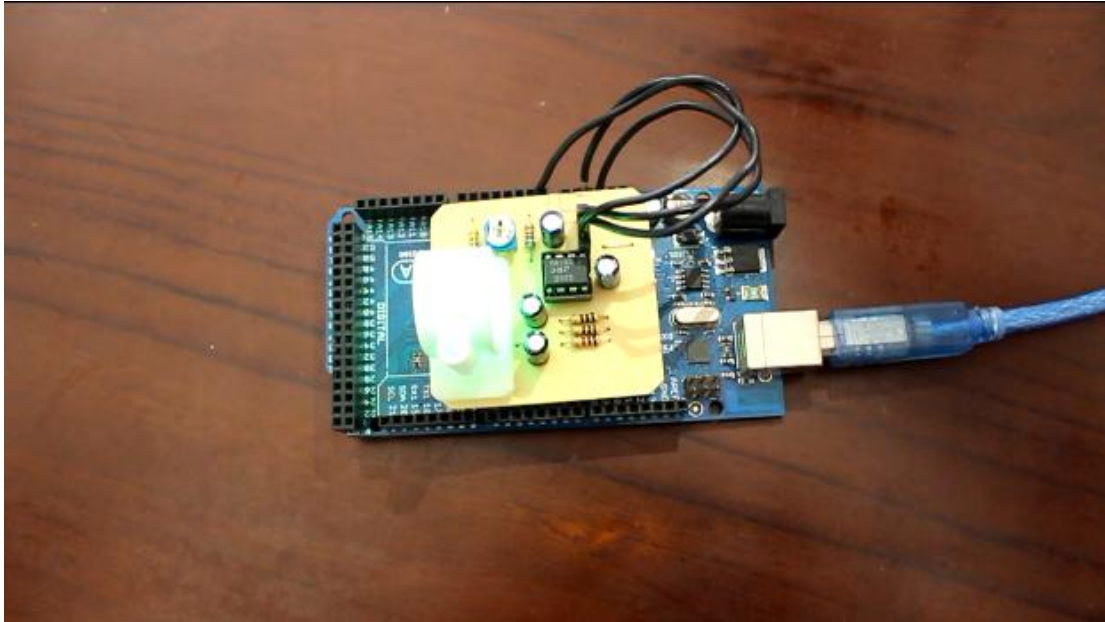
Hasil pengolahan sinyal kemudian dikirimkan ke *software* Processing pada komputer melalui komunikasi serial untuk memvisualisasikan data hasil analisis. Berikut merupakan gambar tampilan *software* Processing yang dikembangkan.



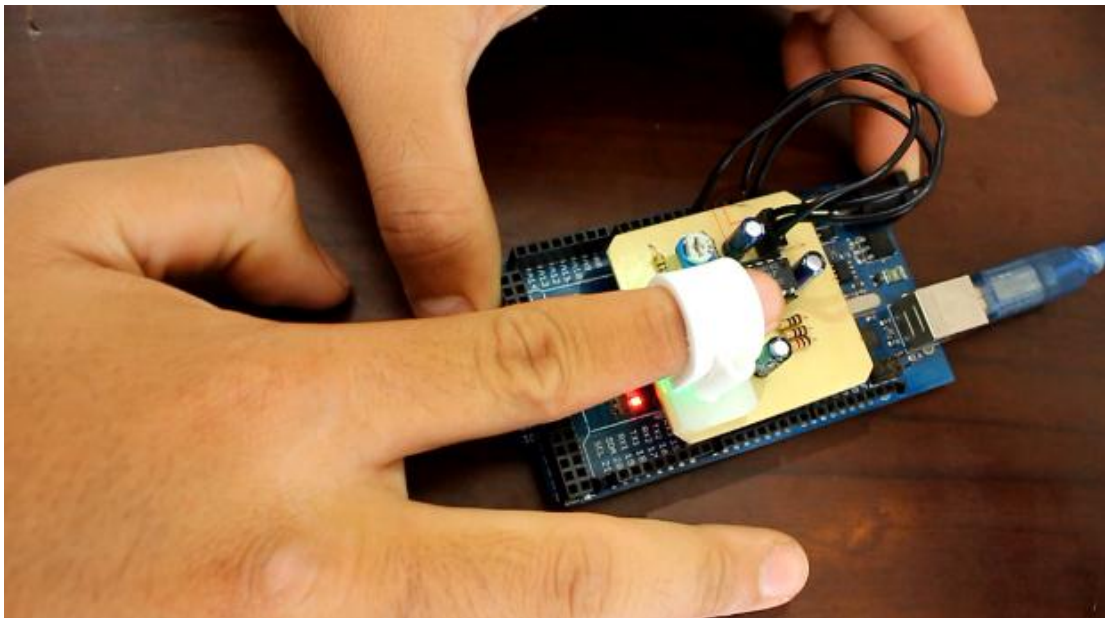
Gambar 6. Antarmuka Pengguna pada *Software* Processing IDE



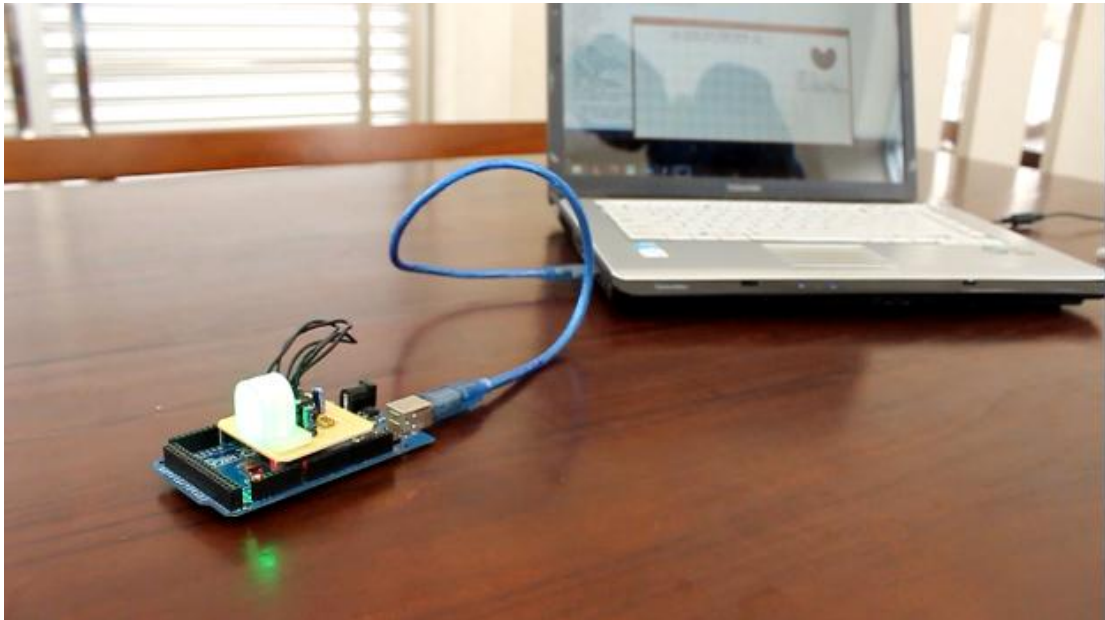
Gambar 7. Penampakan Alat dari Samping



Gambar 8. Penampakan Alat dari Atas



Gambar 9. Penampakan Alat ketika Digunakan



Gambar 10. Implementasi Sistem secara Keseluruhan

BAB V KESIMPULAN

5.1 Kesimpulan

Pengukuran detak jantung menggunakan Arduino dan Processing IDE dapat dibuat dengan perancangan alat yang dapat mengukur fenomena denyut perubahan lebar pembuluh darah pada permukaan kulit manusia. Perubahan lebar pembuluh darah tersebut dapat dideteksi dengan mengukur perubahan intensitas cahaya yang mampu melewati pembuluh darah. Pada sistem ini digunakan 4 (empat) komponen utama, yakni sensor (probe) sebagai *input* sistem berupa sumber cahaya dan fotodioda, rangkaian pengkondisi sinyal, mikrokontroler sebagai pengolah data, dan *software* Processing IDE sebagai penampil grafik sinyal denyut jantung yang dilengkapi dengan data hasil perhitungan *beats per minute* (BPM).

DAFTAR PUSTAKA

- Anonim. <http://haekalherbal.wordpress.com/about/>. Diakses 22 September 2014
- Anonim. <http://id.wikipedia.org/wiki/Inframerah>. Diakses 22 September 2014.
- Bungin, Burhan. 2001. *Metode Penelitian Kualitatif*. Jakarta: PT Raja Grafindo Persada
- Gabriel. J.F. 1996. *Fisika Kedokteran*. Jakarta: EGC.
- Gitman, Yury, Joel Murphy. <http://pulsesensor.myshopify.com/pages/code-and-guide>. Diakses 10 Oktober 2014.
- James, Joyce. dkk. 2008. *Prinsip-Prinsip Sains Untuk Keperawatan*. Jakarta: Buku Erlangga.
- Khandpur, RS. 2003. *Hand Book of Biomedical Instrumentation 2nd Edition*. New Delhi: Tata McGraw-Hill.
- Sarwano, Jonathan. 2006. *Metode Penelitian Kuantitatif & Kualitatif*. Yogyakarta: Graha Ilmu