

RANCANG BANGUN ALAT DETEKSI SUARA PARU-PARU UNTUK MENGANALISA KELAINAN PARU-PARU BERBASIS ANDROID

Dodik Kurniawan, Bingar Sayekti P. & Eko Agus Suprayitno

Universitas Muhammadiyah Sidoarjo

e-mail: dodikkurniawan92@gmail.com

ABSTRACT

The plan of lungs' sound detection system with android basis is a development from auscultation technic that supported with signal view in android so that doctor can analyzes the abnormal lungs easily. The plans of instrument are stethoscope as the first detector after that it combines with pre-amp amplifier, low pass filter, high pass filter, notch filter dan output from serial combination structure inter bluetooth to show signal or graph in android smartphone. The trial's value of lungs' sound detection instrument in low pass filter orde 4 frekuensi cutoff 1000 Hz is the butchering in frequency 900 Hz ($0,56667 \pm 0,01155$) is happen, in high pass filter orde 4 frekuensi cutoff 20 Hz, there is butchering in frequency 20 Hz ($0,78667 \pm 0,01155$). In the patients' lungs' detection, the writer gets information the osiloskop signal is normal by showing sound of lungs when the patient expires and inspirates. Because the show of lungs' sound in the smartphone android is not clear it needs the high processor specification and program reparation so that it can show the sound of lungs' signal clearly it is like osiloskop.

Keywords: *Android, Arduino, Bluetooth, Lungs*

ABSTRAK

Sistem rancang bangun alat deketsi suara paru-paru berbasis *android* merupakan pengembangan dari teknik *auskultasi* yang didukung dengan tampilan sinyal di android untuk mempermudah dokter dalam menganalisa kelainan paru-paru pasien. Perancangan alat terdiri dari *stetoskop* sebagai pendeteksian awal, kemudian dikuatkan dengan rangkaian *pre-amp mic-condenser*, *low pass filter*, *high pass filter*, *notch filter* dan output dari ragkaian berkomunikasi serial antar *bluetooth* untuk menampilkan signal dalam *smartphone*. Dari hasil pengujian alat deteksi suara paru-paru, untuk rangkaian *low pass filter* orde 4 frekuensi cutoff 1000 Hz terjadi pemotongan pada frekuensi 900 Hz yaitu ($0,56667 \pm 0,01155$), rangkaian *high pass filter* orde 4 frekuensi cutoff 20 Hz terjadi pemotongan pada frekuensi 20 Hz yaitu ($0,78667 \pm 0,01155$). Pada pendeteksian kondisi paru-paru pasien memberikan informasi bahwa pada tampilan sinyal diosiloskop tergolong normal, yaitu dengan menampilkan suara paru-paru saat ekspirasi (buang nafas) dan inspirasi (menghirup udara). Untuk tampilan sinyal suara paru-paru dalam *smartphone android* belum terlihat jelas, perlu spesifikasi *prosesor* yang tinggi dan perbaikan program sehingga dapat menampilkan signal suara paru-paru dengan jelas seperti pada osiloskop.

Kata Kunci: *Android, Arduino, Bluetooth, Paru-Paru*

PENDAHULUAN

Paru-paru merupakan salah satu organ vital manusia yang memiliki peranan pada sistem pernapasan, karena dapat memenuhi kebutuhan oksigen dalam tubuh. Paru-paru yang mengalami gangguan, akan berdampak pada kinerja sistem pernapasan yang jika tidak ditangani dengan serius dapat menyebabkan kematian. Diperkirakan ratusan ribu sampai

jutaan penduduk dunia terkena penyakit paru-paru setiap tahun. Berdasarkan proyeksi WHO tahun 2008, penyakit paru-paru masuk dalam 10 besar penyebab masalah kesehatan masyarakat di dunia. Di Indonesia penyakit paru-paru menduduki 10 besar peringkat utama penyebab masalah kesehatan sebagian besar masyarakat Indonesia (Perhimpunan, 2010). Perlunya meningkatkan kepedulian mengenai penyakit paru-paru adalah hal yang vital,

karena penyakit paru dapat membunuh banyak orang setiap tahunnya dan harus dilakukan segala macam upaya untuk menekan angka kematian penyebab penyakit paru-paru, salah satunya dengan cara mendeteksi secara dini penyakit paru-paru sehingga dapat dilakukan pengobatan dan pencegahan lebih awal. Salah satu contoh penyakit paru-paru adalah *Tuberkulosis Paru* (TB paru), berdasarkan data Departemen Kesehatan RI (2000), diketahui bahwa TB Paru yang tidak diobati setelah 5 tahun dihasilkan 50% dari data pasien TB Paru tersebut meninggal, dan 25% berdampak pada penyakit kronik yang menular serta 25% pasien sisanya dapat sembuh dengan sendirinya karena tingginya daya tahan tubuh pasien yang bersangkutan.

Cara yang paling efektif memberantas penyakit TB Paru salah satunya dengan menghentikan TB pada sumbernya yang dikenal dengan strategi DOTS (*Direct Observed Treatment Short Course*) (WHO, 2003). Namun dalam pelaksanaannya dilapangan, keberhasilan pengobatan dengan strategi DOTS ini mengalami beberapa hambatan antara lain putus berobat dan meninggal sehingga tidak memberikan hasil yang maksimal. Menurut Kemalasari, Wijayanto & Joko (2011), salah satu metode untuk pendeteksian awal dari penyakit paru-paru dapat dilakukan dengan teknik *auskultasi* menggunakan stetoskop untuk mendengarkan bunyi suara paru-paru. Penggunaan stetoskop sebagai alat bantu diagnosis cenderung sangat subyektif, hasil diagnosis dari dokter sangat tergantung dari kepekaan telinga dan pengalaman jam terbang dari dokter tersebut. Salah satu kelemahan lain yang terjadi, data suara tidak pernah tersimpan sehingga tidak bisa didengarkan bersama-sama dengan dokter lain sebagai bahan pertimbangan dalam memutuskan kondisi penyakit sebenarnya (Achmad Rizal, Suryani, Vera, 2007).

Dalam pembuatan stetoskop akustik yang dipotong bagian earpiece-nya yang kemudian digantikan dengan *mic-condenser* untuk menangkap suara paru-paru. Kemudian dihubungkan dengan *pre-amplifier* yang

berfungsi untuk menguatkan sinyal masukan sampai 28,2 kali. Untuk penkondisian sinyal *High Pass Filter* (HPF) dan *Low Pass Filter* (LPF) akan membentuk *Band Pass Filter* (BPF) dengan lebar pita 2-2500 Hz. Sinyal kemudian dimasukkan ke PC/Laptop melalui *Sound Card* sebagai antarmuka. Perangkat yang dibuat didukung oleh perangkat lunak yang mampu merekam, menyimpan dan menampilkan suara paru atau suara jantung yang direkam. dengan hasil tersebut bisa dengan mudah mengklasifikasikan suara jantung dan paru-paru normal dan tidak normal (Budiasih, Rizal & Sabril, 2011).

Berdasarkan referensi penelitian yang sudah dipaparkan dan pentingnya dalam menganalisa sinyal paru-paru maka pada penelitian ini dibuat "*Rancang Bangun Alat Deteksi Suara Paru-paru untuk Menganalisa kelainan Paru-Paru berbasis Android*", perancangan alat menggunakan stetoskop sebagai pendeteksi awal suara paru-paru yang dikuatkan dengan rangkaian *pre-amplifier* untuk penguatan sinyal dari stetoskop, yang dihubungkan dengan rangkaian *Low Pass Filter* yang memotong sinyal pada frekuensi cutoff 1000 Hz dan meloloskan sinyal dibawah 1000 Hz, *High Pass Filter* yang memotong sinyal pada daerah frekuensi 20 Hz dan meloloskan frekuensi diatas 20 Hz, sedangkan *Notch Filter* dengan cutoff 50 Hz untuk mengurangi noise-noise dari jala-jala PLN dan memperhalus tampilan sinyal. Output dari rangkaian tersebut akan dibaca arduino sebagai inputan yang kemudian data hasil pembacaan akan dikomunikasikan secara serial menggunakan bluetooth HC-05 yang selanjutnya akan divisualisasikan dalam *smartphone android* sehingga bisa membantu dalam menganalisa kelainan paru-paru pasien dan menjadi riwayat pemeriksaan pasien yang lebih efektif dan efisien. Dalam hal ini dokter tidak perlu menganalisa didalam ruangan pemeriksaan, cukup dengan melihat hasil visualisasi yang ditampilkan didalam *smartphone android* yang bisa dibawa kemana saja. Pasien juga bisa berperan dalam mengetahui hasil signal yang ditampilkan

sehingga bisa mengetahui riwayat kelainan paru-parunya dan bisa melakukan tindakan pengobatan lebih dini di Rumah Sakit terdekat.

Respiratory sound merupakan bagian dari suara pernafasan paru-paru. Suara pernafasan meliputi suara yang ada pada mulut dan *trakea*, sedangkan suara pada bagian sekitar dada (*chest wall*) disebut suara paru-paru. Adanya suara di dalam paru-paru manusia disebabkan dari *turbulensi* udara saat udara masuk ke saluran pernafasan. Perbedaan saluran udara pada sistem pernafasan akan menyebabkan adanya *turbulensi* sehingga udara mengalir dari saluran yang lebar ke saluran yang lebih sempit begitu juga sebaliknya. Udara yang menabrak dinding saluran pernafasan menyebabkan terjadinya *turbulensi* sehingga menghasilkan suara. Sedangkan pada saat *ekspirasi* (buang nafas), udara yang masuk mengalir ke arah berlawanan menuju saluran yang lebih lebar sehingga pada *ekspirasi* normal terdengar suara lebih kecil dibandingkan pada saat *inspirasi* (Ramadhan, 2012).

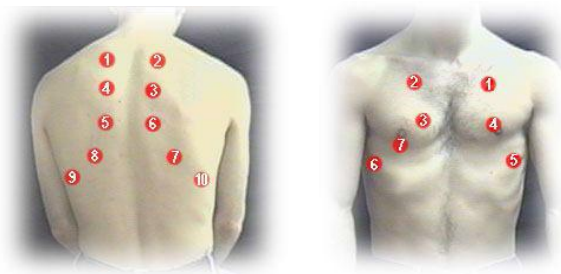
Suara paru-paru dibagi ke dalam tiga kategori, yaitu suara paru-paru normal, suara paru-paru abnormal, dan suara tambahan (*adventitious sound*). Suara paru-paru tergolong dalam beberapa kategori yang didasarkan pada pitch, intensitas, lokasi, dan rasio antara *inspirasi* dan *ekspirasi*. Budiasih, Rizal & Sabril (2011) menyatakan beberapa jenis suara paru-paru pada Tabel 1.

Tabel 1. Jenis suara paru-paru

| Normal | Abnormal | Adventitious |
|-------------------|----------------------|---------------------|
| Tracheal | Absent /decreased | crackles (rales) |
| Vesicular | Harsh Vesicular | Wheeze |
| Bronchial | | Rhonchi |
| Broncho-vesicular | | Stridor |
| | | pleural rub |

Teknik yang sering digunakan untuk mendeteksi suara paru-paru yaitu teknik auskultasi. Auskultasi harus dilakukan di seluruh permukaan dada dan punggung. Teknik

auskultasi dimulai dari atas ke bawah, kemudian dibandingkan sisi kiri dan kanan dada. (Matondang, Wahidayat & Sastroasmono, 2003). Menurut Yunisy (2014), banyak Masalah yang timbul saat menggunakan teknik auskultasi yaitu frekuensi suara dari dalam tubuh relatif rendah sekitar 20-400 Hz, amplitudo rendah, kepekaan telinga dan kebisingan lingkungan. Apabila prosedur auskultasi tidak dilakukan dengan benar dapat menyebabkan kesalahan menentukan hasil diagnosa pasien. Gambar 1 merupakan posisi auskultasi suara paru-paru yang selalu dilakukan oleh dokter spesialis paru.



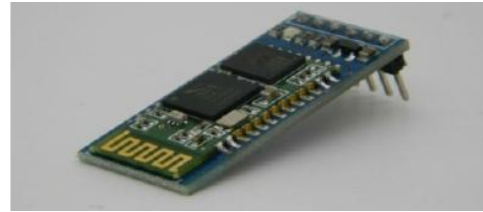
Gambar 1. Posisi *auskultasi* suara paru-paru (Budiasih, Rizal & Sabril, 2011)

Arduino (*electronic board*) adalah papan rangkaian elektronik *open source* yang memiliki komponen utama di dalamnya yaitu sebuah *chip mikrokontroller*. Mikrokontroller ATmega328 yang dirancang untuk bisa digunakan dengan mudah oleh desainer (yang memang bukan orang teknik). Arduino merupakan salah satu platform yang mempunyai input hardware *open source*/output (I/O) yang sederhana. Board arduino uno mempunyai 6 input analog, 14 input digital I/O, 6 PWM output dengan menggunakan baterai / power supply 6-20 volt DC. Gambar 2 merupakan bentuk dari arduino uno yang biasa ada dipasaran.



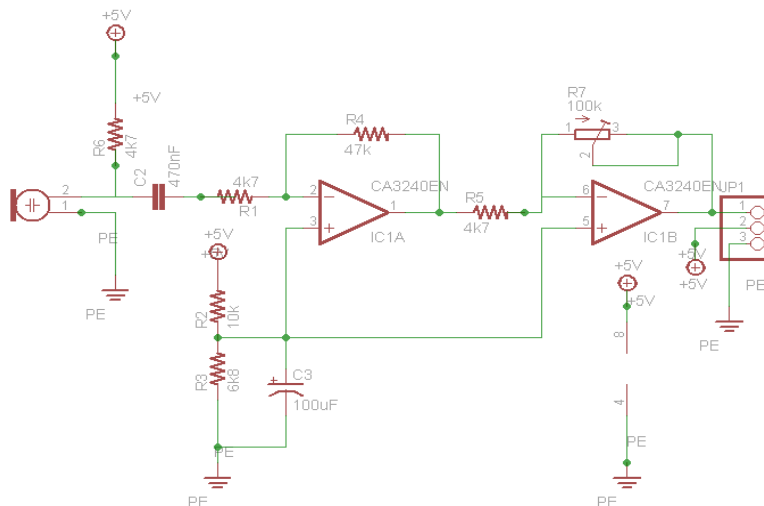
Gambar 2. Arduino uno (Dian, 2012)

Bluetooth adalah protokol komunikasi wireless yang bekerja pada frekuensi radio 2.4 GHz yang berfungsi untuk pertukaran data pada perangkat bergerak seperti laptop, HP, dan lain-lain. Bluetooth tipe HC-05 adalah Salah satu hasil contoh modul Bluetooth yang paling sering digunakan dan banyak ditemukan dipasaran dengan harga yang relatif murah. Modul Bluetooth HC-05 terdiri dari 6 pin konektor, setiap pin konektor memiliki fungsi yang berbeda – beda. Modul Bluetooth mempunyai dua model yaitu *master device* dan *slave device*. Untuk modul bluetooth HC-05 seperti pada Gambar 3 bisa menjadi *master* atau *slave* karena modul ini bisa memberikan notifikasi untuk melakukan pairing keperangkat lain, ataupun perangkat lain melakukan pairing dengan bluetooth HC-05.



Gambar 3 . Modul Bluetooth HC-05 (Oky, Hari, & Sungkono, 2014)

Rangkaian *pre-amplifier* berfungsi untuk menguatkan sinyal, karena suara paru-paru berada pada frekuensi rendah. Maka suara yang ditangkap *stetoskop mic-condenser* dikuatkan dengan rangkaian *pre-amplifier* agar frekuensi sinyal suara paru-paru menjadi besar, Gambar 4 merupakan skematik rangkaian pre-amp mic condenser.



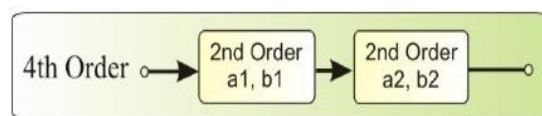
Gambar 4. Rangkaian *Pre-Amp Mic Condenser*

Rangkaian low pass filter frekuensi cutoff 1000 Hz berfungsi meloloskan sinyal pada frekuensi dibawah 1000 Hz dan memotong sinyal atau memperkecil sinyal pada frekuensi diatas 1000 Hz. Rangkaian *low pass filter* orde 4 dibentuk dari 2 buah rangkaian *low pass filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* seperti diagram blok Gambar. 5 dan rangkaian skematik pada Gambar. 6. Nilai koefisien *Butterworth* untuk orde 4 yaitu $a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$. *Low Pass Filter* orde 2 pertama dan kedua dapat dihitung dengan persamaan (1) dan (2) dengan nilai $C_1 = 47$ nF. Untuk rangkaian orde 2 kedua

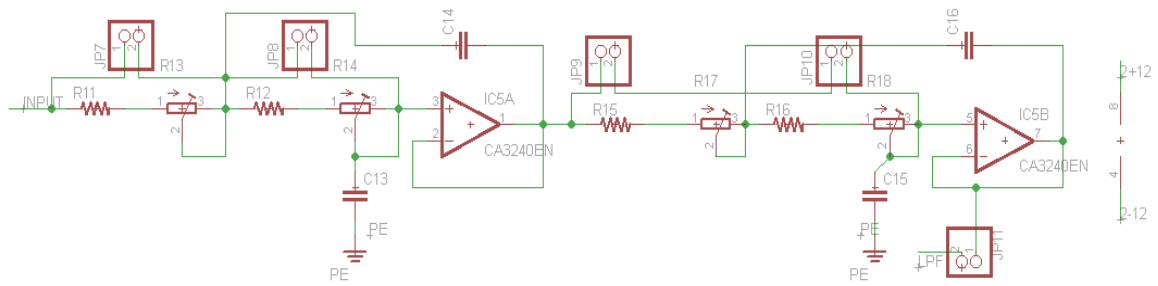
dengan mengganti nilai R_1 menjadi R_3 ; R_2 menjadi R_4 ; C_1 menjadi C_3 ; C_2 menjadi C_4 ; a_1 menjadi a_2 ; b_1 menjadi b_2 .

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \dots\dots (1)$$

$$R_{1,2} = \frac{a_1.C_2 \pm \sqrt{a_1^2 + C_2^2 - 4.b_1.C_1.C_2}}{4\pi.fc.C_1.C_2} \dots\dots (2)$$



Gambar. 5 Susunan tahapan *low pass filter* Orde 4 (Suprayitno & Arifin, 2012)



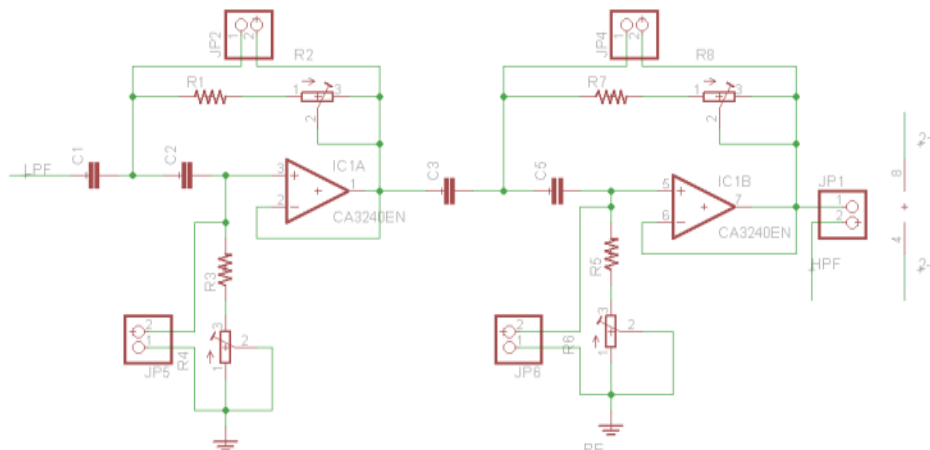
Gambar. 6 Rangkain *low pass filter* orde 4 frekuensi cut off 1000 Hz

Rangkaian *high pass filter* frekuensi 20 Hz berfungsi meloloskan sinyal pada frekuensi diatas 20 Hz dan memotong sinyal pada frekuensi dibawah 20 Hz. Rangkaian *high pass filter* orde 4 yaitu penggabungan dari 2 buah rangkaian orde 2 *Sallen-Key Topology* seperti diagram blok pada Gambar. 5 dan rangkaian skematik pada Gambar. 7. Nilai $a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$ merupakan koefisien Butterworth untuk orde 4.

Dengan menggunakan nilai $C_1 = C_2 = 1\mu F$, $a_1 = 1.8478$ dan $b_1 = 1.0000$ untuk frekuensi cutoff 20 Hz nilai R_1 , R_2 dapat dihitung dengan persamaan (3) dan (4) berikut.

$$R_1 = \frac{1}{\pi \cdot f_c \cdot C \cdot a_1} \dots (3)$$

$$R_2 = \frac{a_1}{4 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C \cdot b_1} \dots (4)$$



Gambar. 7 Rangkain *high pass filter* orde 4 frekuensi cut off 20 Hz

Rangkaian *notch filter* digunakan untuk menghilangkan noise jala-jala frekuensi 50 Hz pada generator tegangan maupun yang ditimbulkan asiloskop. Gambar 8 merupakan rangkaian *notch filter* frekuensi cut off 50 Hz. Nilai C_1 yang digunakan sebesar $1\mu F$, $R_A = 1k\Omega$. Nilai *Center frekuensi* ω_r , nilai *Quality Factor* (Q), R_2 , R_1 , dan R_B dihitung dengan persamaan (5),(6),(7),(8) dan (9).

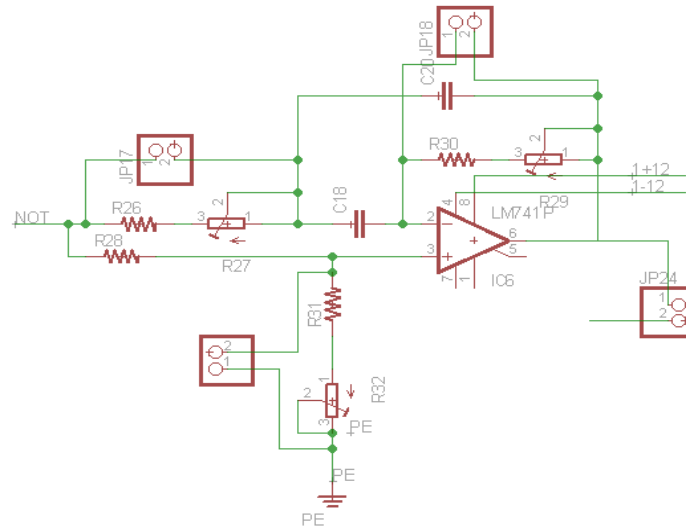
$$\omega_r = 2 \cdot \pi \cdot f_c \dots (5)$$

$$Q = \frac{\omega_r}{B} \dots (6)$$

$$R_2 = \frac{2}{BC} \dots (7)$$

$$R_1 = \frac{R_2}{4 \cdot Q^2} \dots (8)$$

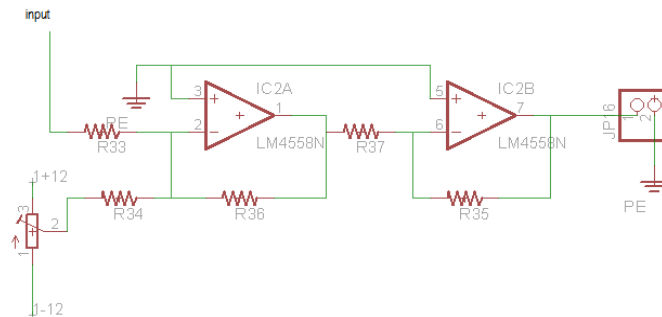
$$R_B = 2 \cdot Q^2 \cdot R_a \dots (9)$$



Gambar. 8 Rangkain *notch filter*

Rangkain *clammer* digunakan untuk menaikkan posisi sinyal suara paru-paru berada pada level tegangan positif agar sinyal dapat terbaca oleh ADC pada arduino uno. Sehingga

bisa ditampilkan keseluruhan sinyal pada tampilan android. Berikut skema rangkaian *clammer* seperti Gambar 9.



Gambar. 9 Rangkain *clammer*

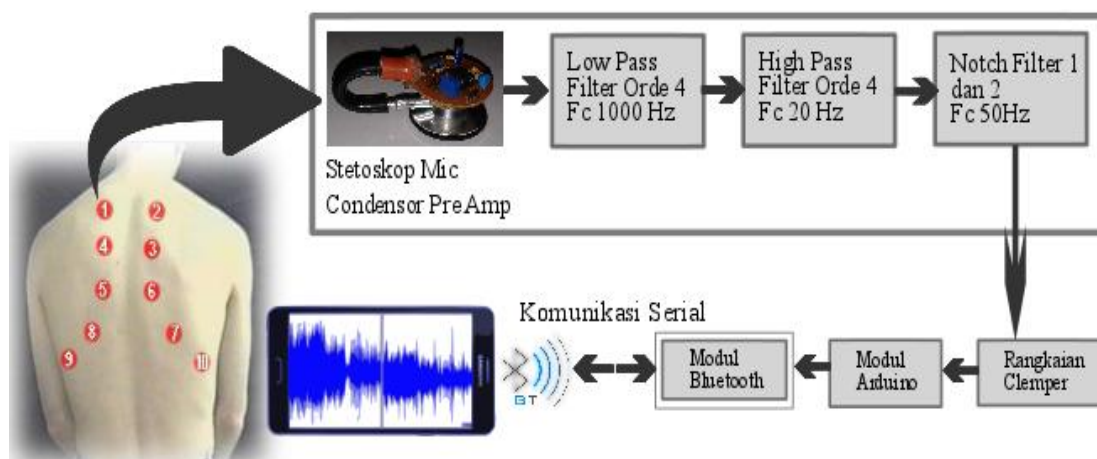
METODE

Saat ini teknik diagnosa kondisi suara paru-paru manusia umumnya menggunakan stetoskop untuk mendengarkan suara paru-paru pada pasien. Maka untuk memudahkan diagnosa kondisi paru-paru yaitu dengan melihat hasil data sinyal suara paru-paru. Dengan memanfaatkan alat elektronik maka dapat menampilkan sinyal suara paru-paru di osiloskop dan *smartphone*. Dengan arduino yang mempunyai pin I/O maka dapat membaca nilai ADC suara paru-paru yang dikirim oleh rangkaian dan disertai komunikasi serial antar bluetooth sehingga bisa memvisualisasikan sinyal suara paru-paru.

Secara umum, pengembangan Alat Deteksi Suara Paru-paru berbasis Android dilakukan beberapa tahapan, yaitu analisis, desain, pengembangan dan pengujian. Penelitian dilakukan dimulai dari analisis, yaitu menganalisis karakteristik data suara paru-paru dan mengidentifikasi kebutuhan rangkaian pada Alat Deteksi Suara Paru-paru berbasis Android. Pengembangan dilakukan berdasarkan hasil desain yang dirancang dengan memperhatikan hasil analisis. Pengujian merupakan tahapan yang digunakan untuk menilai keberfungsian alat yang dikembangkan. Data suara paru-paru diambil di Jl. Raya Gelam No.250 Laboratorium Teknik Elektro Universitas Sidoarjo.

Hasil analisis menunjukkan bahwa input sinyal suara paru-paru memiliki karakteristik suara yang sangat rendah. Identifikasi kebutuhan rangkaian yang diperoleh dari karakteristik sinyal tersebut maka dibutuhkan beberapa rangkaian, yaitu: (1) Input berupa besaran nilai adc yang berasal dari suara paru-paru manusia; (2) proses terdiri dari: (a) pengkondisi sinyal berupa: (i) pre-amp untuk menguatkan sinyal; (ii) low pass filter untuk meloloskan sinyal pada frekuensi dibawah 1000 Hz dan memotong sinyal atau memperkecil sinyal pada frekuensi diatas 1000 Hz; (iii) high pass filter untuk meloloskan sinyal pada frekuensi diatas 20 Hz dan memotong sinyal pada frekuensi dibawah 20 Hz; (iv) notch filter untuk menghilangkan noise-noise hasil keluaran tegangan yang

dihasilkan legulator dan listrik frekuensi 50 Hz, agar sinyal suara paru-paru yang ditampilkan lebih bagus dan halus; dan (v) clamper untuk menaikkan posisi sinyal suara paru-paru berada pada level tegangan positif agar sinyal dapat terbaca oleh ADC pada arduino uno; (b) kontroler untuk memproses data yang diterima dari rangkaian untuk dikirimkan ke handphone android, dalam hal ini dipilih arduino uno karena proses pengkodean sangat mudah dan simple; dan (c) bluetooth untuk berkomunikasi serial dengan arduino dan mengirim data sinyal suara paru-paru; serta (3) output berupa tampilan sinyal suara paru-paru pada handphone android. Handphone memiliki spesifikasi minimal dengan RAM 1 Gb untuk memperlancar tampilan sinyal pada layar handphone.



Gambar 10. Blok diagram

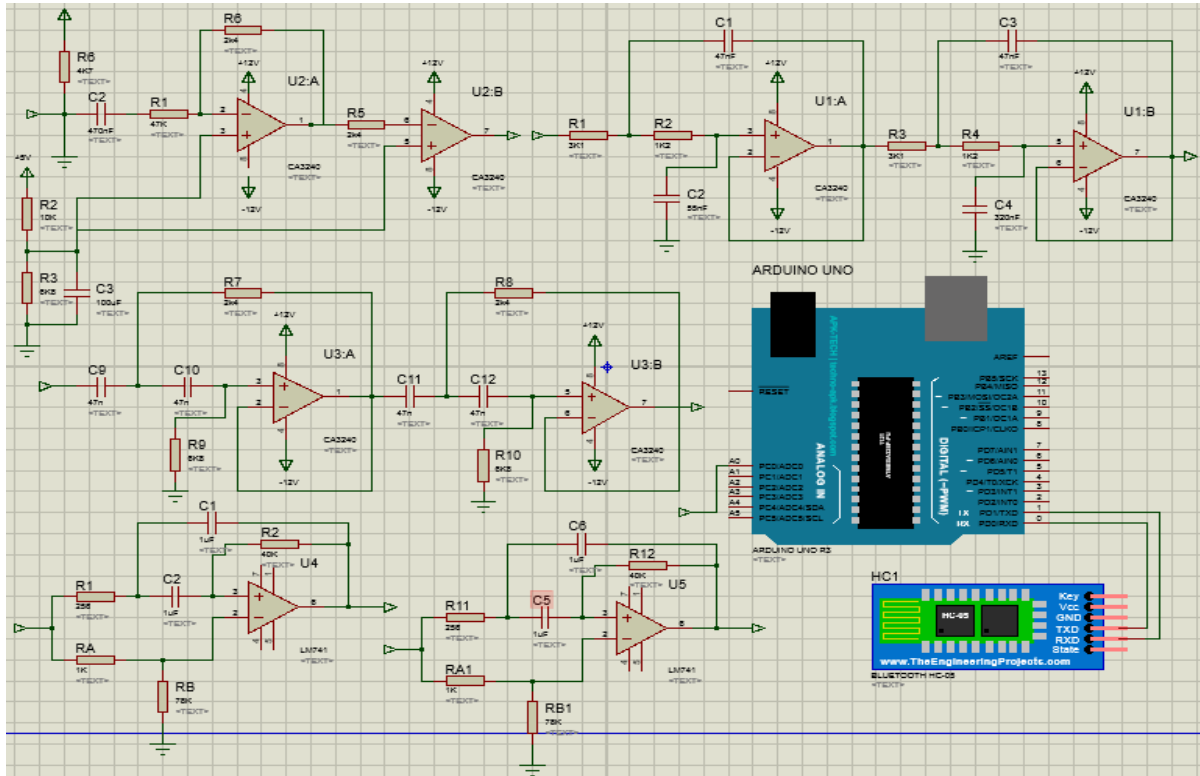
Gambaran secara umum mengenai alat yang dikembangkan dapat ditunjukkan pada Gambar 10. Blok diagram tersebut meliputi: (1) Paru - paru manusia sebagai input data sinyal suara paru-paru; (2) Stetoskop mic condensor pre-amp untuk pendeteksian sinyal suara paru-paru; (3) Low Pass Filter orde 4 frekuensi CutOff 1000 Hz sebagai filter yang meloloskan sinyal pada frekuensi dibawah 1000 Hz dan memotong sinyal atau memperkecil sinyal pada frekuensi diatas 1000 Hz; (4) High Pass Filter orde 4 frekuensi CutOff 20 Hz sebagai filter yang meloloskan sinyal pada frekuensi diatas 20 Hz dan memotong sinyal pada frekuensi dibawah 20

Hz; (5) Notch Filter frekuensi 50 Hz untuk menghilangkan noise-noise hasil keluaran tegangan yang dihasilkan legulator dan listrik frekuensi 50 Hz, agar sinyal suara paru-paru yang ditampilkan lebih bagus dan halus; (6) Rangkaian clamper digunakan untuk menaikkan tegangan pada sinyal suara paru-paru; (7) Arduino uno digunakan untuk membaca data adc suara paru-paru dan mengirim data sinyal suara paru-paru dengan komunikasi serial dengan mobile android; (8) Modul Bluetooth berkomunikasi serial dengan arduino dan mengirim data sinyal suara paru pada bluetooth yang ada pada handphone android; dan (9) Handphone berbasis android

menampilkan data sinyal suara paru yang telah diterima dari komunikasi bluetooth, tampilan sinyal suara paru dengan bantuan software eclipse.

Hasil desain dapat ditunjukkan pada skema rangkaian keseluruhan yang disajikan

pada Gambar 11. Gambar menunjukkan skema rangkaian keseluruhan yang terdiri dari rangkaian *pre-amp mic condenser*, rangkaian *low pass filter*, rangkaian *high pass filter*, rangkaian *notch filter*, rangkaian *clamper*, *arduino*, dan *bluetooth*.



Gambar. 11 Skema rangkaian keseluruhan

HASIL



Gambar. 12 Stetoskop Mic Condenser

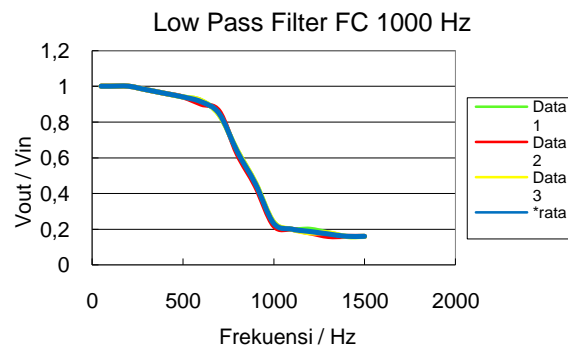
Hasil Pengujian dan analisa dilakukan untuk mengetahui apakah alat yang telah dibuat dapat berfungsi sesuai yang diharapkan. Gambar 12 menunjukkan stetoskop *mic condenser*. Pengujian *stetoskop mic-condenser* yaitu untuk mengetahui apakah rangkaian *stetoskop mic-condenser* dapat mendeteksi atau menangkap sinyal suara paru-paru manusia. Posisi pengambilan sinyal suara paru-paru diambil pada posisi trakea dimana merupakan jalur percabangan antara paru-paru kanan dan kiri. Dari hasil yang didapat dengan melihat Gambar 13 maka rangkaian stetoskop mic condenser sudah dapat mendeteksi suara paru-paru manusia, walaupun masih banyak noise-noise yang ditimbulkan dan sinyalnya masih tercampur dengan sinyal jantung manusia.



Gambar. 13 Hasil Pengujian Stetoskop Mic Condenser

Dari hasil pengujian akurasi rangkaian *low pass filter* orde 4 frekuensi cutoff 1000 Hz, bisa dilihat dari Tabel 2 hasil pengujian dengan setting tegangan output function generator 1 volt dan frekuensi input 50 Hz sampai 1500 Hz dilakukan dengan 3 kali percobaan inputan frekuensi yang sama dari generator sehingga dihasilkan grafik seperti pada Gambar 14. Dilihat dari hasil grafik dengan 3 kali pengujian hasil yang didapat tidak jauh beda, grafik yang dihasilkan hampir sama dan terjadi pemotongan atau pengecilan sinyal pada frekuensi 900 Hz yaitu $(0,56667 \pm 0,01155)$, dengan demikian rangkain *low pass filter* sudah mampu

meloloskan frekuensi 0 Hz dan mengecilkan frekuensi diatas 1000 Hz.

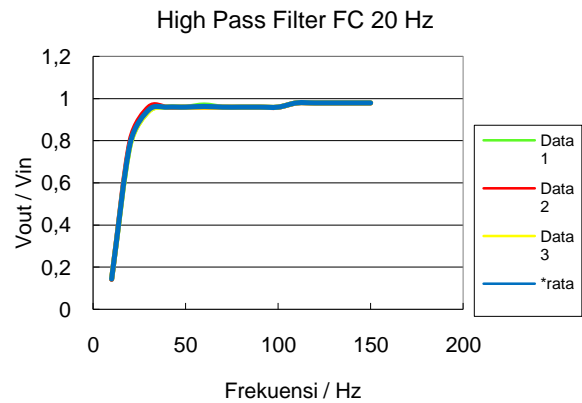


Gambar. 14 Grafik Hasil Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter* Orde 4 Frekuensi Cutoff 1000 Hz

Tabel 2. Hasil uji rangkaian *low pass filter* orde 4 frekuensi cutoff 1000 Hz

| No | Vin(Pk-Pk)=1Volt Frekuensi Hz | V out Percobaan Ke- | | | Hasil Analisa | |
|----|----------------------------------|---------------------|--------|--------|---------------|----------|
| | | Data1 | Data 2 | Data 3 | *rata | *set dev |
| 1 | 50 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 2 | 100 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 3 | 200 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 4 | 300 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |
| 5 | 400 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0 |
| 6 | 500 | 0.94 | 0.94 | 0.94 | 0.94 | 0 |
| 7 | 600 | 0.92 | 0.9 | 0.92 | 0.913 | 0.011 |
| 8 | 700 | 0.9 | 0.9 | 0.9 | 0.90 | 0 |
| 9 | 800 | 0.84 | 0.84 | 0.84 | 0.84 | 0 |
| 10 | 900 | 0.58 | 0.56 | 0.56 | 0.566 | 0.011 |
| 11 | 1000 | 0.24 | 0.22 | 0.24 | 0.233 | 0.011 |
| 12 | 1100 | 0.20 | 0.20 | 0.20 | 0.2 | 0 |
| 13 | 1200 | 0.20 | 0.18 | 0.18 | 0.186 | 0.011 |
| 14 | 1300 | 0.18 | 0.16 | 0.18 | 0.173 | 0.011 |
| 15 | 1400 | 0.16 | 0.16 | 0.16 | 0.16 | 0 |
| 16 | 1500 | 0.16 | 0.16 | 0.16 | 0.16 | 0 |

Tabel 3 merupakan hasil pengujian rangkaian *high pass filter* orde 4 frekuensi cutoff 20 Hz dengan pengujian sebanyak 3 kali, setting inputan function generator output 1 volt, dan nilai sinyal frekuensi 10 Hz sampai 150 Hz sehingga dihasilkan grafik seperti pada Gambar. 15. Dilihat dari hasil grafik dengan 3 kali pengujian hasil yang didapat tidak jauh beda, grafik yang dihasilkan hampir sama dan terjadi pemotongan atau pengecilan sinyal pada frekuensi 20 Hz yaitu $(0,78667 \pm 0,01155)$, dengan demikian rangkain *high pass filter* sudah mampu meloloskan frekuensi diatas 20 Hz dan mengecilkan frekuensi dibawah 20 Hz.

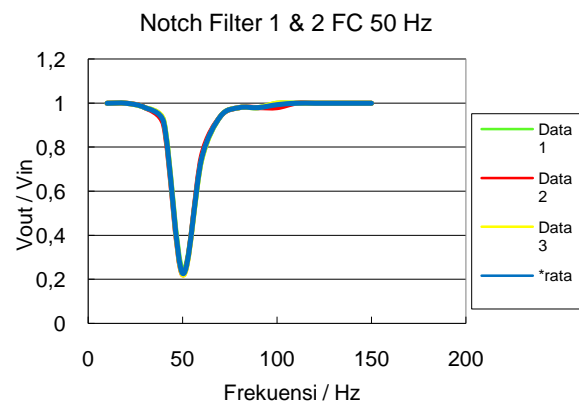


Gambar. 15 Grafik Hasil Pengujian Rangkaian *high Pass Filter* Orde 4 Frekuensi Cutoff 20 Hz

Tabel 3. Hasil uji rangkaian *high pass filter* orde 4 frekuensi cutoff 20 Hz

| No | Vin(Pk-Pk)=1Volt Frekuensi Hz | V out Percobaan Ke- | | | Hasil Analisa | |
|----|----------------------------------|---------------------|-------|-------|---------------|----------|
| | | Data1 | Data2 | Data3 | *rata | *set dev |
| 1 | 10 | 0.14 | 0.14 | 0.15 | 0.145 | 0.001 |
| 2 | 20 | 0.78 | 0.8 | 0.78 | 0.786 | 0.011 |
| 3 | 30 | 0.94 | 0.96 | 0.94 | 0.946 | 0.011 |
| 4 | 40 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0 |
| 5 | 50 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0 |
| 6 | 60 | 0.97 | 0.96 | 0.96 | 0.963 | 0.005 |
| 7 | 70 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0 |
| 8 | 80 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0 |
| 9 | 90 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0 |
| 10 | 100 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0.96 | 0 |
| 11 | 110 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |
| 12 | 120 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |
| 13 | 130 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |
| 14 | 140 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |
| 15 | 150 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |

Pengujian rangkaian seri notch filter 1 dan 2 dilakukan untuk mengetahui terjadinya pengecilan atau pemotongan pada frekuensi 50 Hz, pengujian ini dilakukan agar noise dari jala-jala PLN dengan frekuensi 50 Hz semakin kecil atau semakin tajam pemotongannya. Pada tabel 4 dibawah ini merupakan hasil pengujian rangkaian seri notch filter 1 dan 2 frekuensi cutoff 50 Hz dengan pengujian sebanyak 3 kali, setting inputan function generator output tegangan 1 volt, dan nilai sinyal frekuensi 10 Hz sampai 150 Hz, terjadi pemotongan lebih tajam yaitu (0.22667 ± 0.011547) seperti yang ditunjukkan pada Gambar 16.



Gambar. 16 Grafik Hasil Pengujian Rangkaian Seri *Notch Filter* 1 dan 2 Frekuensi Cutoff 50 Hz

Tabel 4. Hasil uji rangkaian seri notch filter 1 dan 2 frekuensi cutoff 50 Hz

| No | Vin(Pk-Pk)=1 Volt Frekuensi Hz | V out Percobaan Ke- | | | Hasil Analisa | |
|----|-----------------------------------|---------------------|-------|-------|---------------|----------|
| | | Data1 | Data2 | Data3 | *rata | *set dev |
| 1 | 10 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 2 | 20 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 3 | 30 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 1 | 0 |
| 4 | 40 | 0.92 | 0.9 | 0.92 | 0.913 | 0.011 |
| 5 | 50 | 0.24 | 0.22 | 0.22 | 0.226 | 0.011 |
| 6 | 60 | 0.74 | 0.76 | 0.74 | 0.746 | 0.011 |
| 7 | 70 | 0.94 | 0.94 | 0.94 | 0.94 | 0 |
| 8 | 80 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |
| 9 | 90 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0.98 | 0 |
| 10 | 100 | 1 | 0.98 | 1 | 0.993 | 0.011 |
| 11 | 110 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 12 | 120 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 13 | 130 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 14 | 140 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |
| 15 | 150 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 |

Pengujian Bluetooth HC-05 dilakukan untuk mengetahui seberapa jauh jarak koneksi bluetooth HC-05 dengan bluetooth *smartphone*. Pengujian dilakukan dengan penghalang dengan cara meletakkan alat dan bluetooth HC-05 didalam ruangan kemudian melukakn proses koneksi dengan bluetooth *smartphone* yang berada diluar ruangan. Hasil pengujian diperoleh data seperti pada Tabel 5 yaitu proses *pairing* dan Tabel 6 proses pengiriman data. Jangkauan koneksi bluetooth pada saat proses pairing memiliki jangkauan yang lebih dekat dari pada proses pengiriman data. Pada proses pairing jarak maksimal tanpa halangan 7 meter, dengan halangan dinding beton 2 meter, dan dengan halangan dinding triplek 4 meter, sedangkan pada proses pengiriman data diperoleh jarak tanpa halangan 13 meter, dengan halangan dinding beton 5 meter, dan dengan halangan dinding triplek 9 meter.

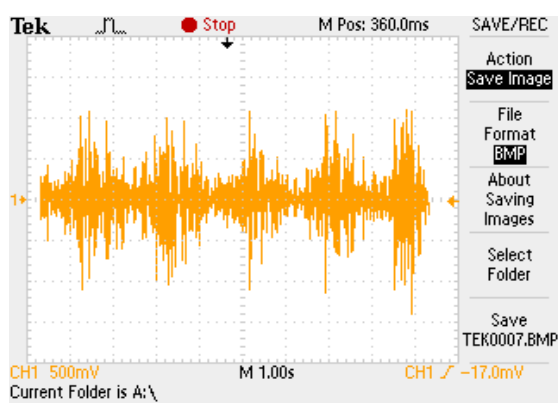
Tabel 5. Hasil uji jangkauan bluetooth pada saat proses *pairing*

| No | Jarak (m) | Proses <i>Pairing</i> | | |
|----|-----------|-----------------------|---------------------------------|-----------------|
| | | Tanpa Penghalang | Dengan Penghalang Dinding Beton | Dinding Triplek |
| 1 | 1 | Berhasil | Berhasil | Berhasil |
| 2 | 2 | Berhasil | Berhasil | Berhasil |
| 3 | 3 | Berhasil | Gagal | Berhasil |
| 4 | 4 | Berhasil | Gagal | Berhasil |
| 5 | 5 | Berhasil | Gagal | Gagal |
| 6 | 6 | Berhasil | Gagal | Gagal |
| 7 | 7 | Berhasil | Gagal | Gagal |
| 8 | 8 | Gagal | Gagal | Gagal |
| 9 | 9 | Gagal | Gagal | Gagal |
| 10 | 10 | Gagal | Gagal | Gagal |
| 11 | 11 | Gagal | Gagal | Gagal |
| 12 | 12 | Gagal | Gagal | Gagal |
| 13 | 13 | Gagal | Gagal | Gagal |
| 14 | 14 | Gagal | Gagal | Gagal |
| 15 | 15 | Gagal | Gagal | Gagal |

Tabel 6. Hasil uji jangkauan bluetooth pada saat proses pengiriman data

| No | Jarak (m) | Proses Pengiriman Data | | |
|----|-----------|------------------------|---------------------------------|-----------------|
| | | Tanpa Penghalang | Dengan Penghalang Dinding Beton | Dinding Triplek |
| 1 | 1 | Berhasil | Berhasil | Berhasil |
| 2 | 2 | Berhasil | Berhasil | Berhasil |
| 3 | 3 | Berhasil | Berhasil | Berhasil |
| 4 | 4 | Berhasil | Berhasil | Berhasil |
| 5 | 5 | Berhasil | Berhasil | Berhasil |
| 6 | 6 | Berhasil | Terputus | Berhasil |
| 7 | 7 | Berhasil | Terputus | Berhasil |
| 8 | 8 | Berhasil | Terputus | Berhasil |
| 9 | 9 | Berhasil | Terputus | Berhasil |
| 10 | 10 | Berhasil | Terputus | Terputus |
| 11 | 11 | Berhasil | Terputus | Terputus |
| 12 | 12 | Berhasil | Terputus | Terputus |
| 13 | 13 | Berhasil | Terputus | Terputus |
| 14 | 14 | Terputus | Terputus | Terputus |
| 15 | 15 | Terputus | Terputus | Terputus |

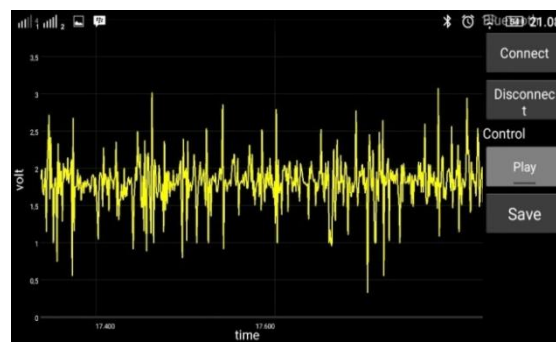
Hasil pengambilan sinyal suara paru-paru dengan alat deteksi suara paru-paru berbasis android diambil pada posisi punggung bagian belakang. Suara diambil dari pasien bernama Bingar Sayekti P, berjenis kelamin laki-laki, usia 21 tahun, tinggi badan 169 cm, berat badan 50 Kg. Sinyal suara paru-paru ditampilkan pada osiloskop seperti pada Gambar 17. Gambar 18 adalah tampilan sinyal pada android sebagai bahan perbandingan.



Gambar 17. Hasil Perekaman Sinyal Suara Paru-Paru pada Osiloskop

Terlihat perbedaan tampilan sinyal suara paru-paru yang ditampilkan dari osiloskop dan grafik yang ditampilkan oleh

android. Pada tampilan di osiloskop sinyal terlihat jelas, sinyal saat nafas (inspirasi) terlihat lebih tinggi dan saat buang nafas (ekspirasi) terlihat rendah, sedangkan sinyal suara paru-paru yang ditampilkan oleh android belum terlihat begitu jelas.



Gambar 18. Hasil Perekaman Sinyal Suara Paru-Paru pada Android

SIMPULAN

Suara paru-paru berada pada frekuensi rendah sehingga perlu alat bantu untuk mendeteksi kelainan paru-paru pasien agar dapat dengan mudah untuk mendiagnosa penyakit paru-paru. Hasil penggabungan keseluruhan rangkaian sudah mampu memunculkan sinyal suara paru-paru pada osiloskop dan visualisasi di android, walaupun tampilan sinyal suara paru-paru pada android belum terlihat jelas dikarenakan mikrokontroler arduino uno tidak begitu cepat dalam pembacaan data dari rangkaian sehingga data yang dikirimkan melalui koneksi bluetooth tidak maksimal, jarak maksimal pengiriman data oleh Bluetooth tanpa halangan hanya sampai 13 meter, dengan halangan dinding beton 5 meter, dan dengan halangan dinding triplek 9 meter.

Dari hasil pengujian yang sudah dilakukan pada tiap-tiap rangkaian terdapat beberapa permasalahan dan kekurangan dalam perancangan, maka dari itu disarankan menggunakan mikrokontroler yang mempunyai kemampuan lebih tinggi seperti ARM AllwinnerA83T dengan CPU Octa-core Cortex-A7 @1.6GHz dan RAM 2GB yang sudah memiliki koneksi wifi dan bluetooth

sendiri sehingga dapat membaca dan mengirim data dengan cepat, Menambahkan range frekuensi menjadi 20-2500 Hz supaya dapat lebih banyak mendapat informasi dari sinyal suara paru-paru.

DAFTAR PUSTAKA

- Achmad R, Suryani, Vera. 2007. *Aplikasi Pengolahan Sinyal Digital pada Analisa dan Pengenalan Suara Jantung dan Paru untuk Diagnosis Penyakit Jantung dan Paru Secara Otomatis*. STT Telkom. Bandung.
- Budiasih, E., Rizal, A., & Sabril, S. 2011. *Pengembangan Stetoskop Elektronik dan Software Analisis Auskultasi*. Proceeding Seminar Nasional Sistem Informasi STIMIK Potensi Utama. Medan.
- Departemen Kesehatan RI. 2000. *Pedoman Nasional Penanggulangan Tuberkulosis*. Catatan ke-5, Jakarta
- Dian Artanto. 2012. *Interaksi Arduino dan LabVIEW*. ElexMedia Komputindo. Jakarta
- Kemalasari, A. Wijayanto, & P. Joko R. 2011. *Deteksi Kelainan Parenkim Paru Berdasarkan Power Spectra Density Suara Paru Dengan Metode Welch*. The 13th Industrial Electronics Seminar 2011 (IES 2011). Politeknik Elektronika Negeri Surabaya. Surabaya
- Matondang, S.C., Wahidiyat, I., & Sastroasmono, S. 2003. *Diagnosis Fisis Pada Anak*. Sagung Seto: Jakarta
- Okky Wahyu P, Hari Kurnia S, & Sungkono. 2014. *Sistem Kendali Gerak Robot Menggunakan PC berbasis Bluetooth*. Jurnal Elektronika Otomasi Industri, Volume 1, Nomer 1. Politeknik Negeri Malang. Malang
- Perhimpunan Dokter Paru Indonesia. 2010. *Press Release: Year of the Lung 2010*. Jakarta, 21 Januari 2010
- Ramadhan M. Z. 2012. *Perancangan Sistem Instrumentasi untuk Identifikasi dan Analisis Suara Paru-Paru Menggunakan DSP TMS320C6416T*. Skripsi. Universitas Indonesia. Jakarta.
- Suprayitno E.A., & Arifin, A. 2012. *Sistem Instrumentasi Sinyal Electrocardiography untuk Analisa Dinamika Jantung*. Proceeding Seminar Nasional Fisika Terapan II. Universitas Airlangga. Surabaya
- WHO Team. 2008. *World Health Statistics 2008*. France: WHO
- WHO Team. 2003. *The Five Elements of DOTS*. France: WHO
- Yunisya Aulia P. 2014. *Perancangan Aplikasi untuk Visualisasi Suara Paru-paru pada Manusia Berbasis Android*. Skripsi. Medan