

# Spirometer Non-Invasive dengan Sensor Piezoelektrik untuk Deteksi Kesehatan Paru-Paru

**KEMALASARI, PAULUS SUSETYO WARDANA, RATNA ADIL**

Politeknik Elektronika Negeri Surabaya (PENS)  
Email: kemala@pens.ac.id

## ABSTRAK

*Polusi udara dapat mempengaruhi kesehatan paru-paru. Umumnya pengukuran fungsi paru menggunakan spirometer, dilakukan di rumah sakit dan membutuhkan waktu yang lama untuk mengetahui hasilnya. Untuk mengatasi masalah ini, dirancang Spirometer non-invasif yang portable dengan menggunakan sensor piezoelektrik yang diletakkan di dada. Perubahan tekanan yang diukur oleh sensor piezoelektrik adalah 10 – 80 mV, sehingga diperlukan rangkaian amplifier, filter, clamper, mikrokontroler AVR ATmega 32 sebagai pengolah data I/O dan LCD grafik untuk menampilkan hasil ukur serta SD card untuk menyimpan data. Alat ini mengukur kapasitas vital paru-paru, respirasi rate, dan jika hasil ukur kapasitas vital paru-paru kurang dari 80 % dari nilai prediksi kapasitas paru-paru maka kondisi paru-paru dideteksi tidak sehat. Hasil dari pengujian menunjukkan bahwa persentase nilai keberhasilan alat adalah 95,70 %, hasil pengukuran dan deteksi kondisi paru-paru dapat langsung diketahui dari tampilan di LCD grafik, data hasil pengukuran bisa disimpan dan alat berukuran kecil sehingga portable, mudah digunakan oleh siapapun dan dimanapun dengan nyaman.*

**Kata kunci:** Spirometer, Piezoelektrik, Mikrokontroler, Kapasitas Paru-Paru, LCD Grafik.

## ABSTRACT

*Air pollution can be affected the health of the lungs. Generally the measurement of lungs function use a spirometry, performed in the hospital and takes a long time to know the results. To overcome this problem, a portable non-invasive Spirometry is designed using a piezoelectric sensors placed on the chest. The changes of pressure is measured by the piezoelectric sensor are 10 - 80 mV, so it needs a amplifier circuit, filter, clamper, ATmega 32 AVR microcontroller as I/O data processor and LCD graph to display result of measurement and SD card for save the data. This instrument measure lungs vital capacity, respiration rate, and if the measured of lungs vital capacity is less than 80 % of the predicted of lung capacity, then the lung is detected unhealthy. The result of testing indicated that the percentage of success value of instrument is 95,70 %, the results of measurements and detection of lung conditions can be directly know from the view in LCD graphs, measurement data can be saved and size of instrument is small so portable, easy to use by anyone and anywhere with comfortably.*

**Keywords:** Spirometry, Piezoelectric, Microcontroller, Lungs Capacity, LCD Graphic.

## 1. PENDAHULUAN

Perubahan iklim yang ekstrim dan polusi udara yang disebabkan oleh debu, asap, gas buangan kendaraan dan industri dapat meningkatkan peluang terjangkit berbagai penyakit infeksi yang disebabkan oleh virus, terutama infeksi saluran pernapasan. Gangguan infeksi pernapasan yang terjadi secara serius dalam waktu yang lama dapat mempengaruhi kesehatan paru-paru. Jika pemeriksaan fungsi paru dilakukan secara cermat sejak dini, maka penyakit paru-paru dapat disembuhkan. Spirometer adalah sebuah alat yang berfungsi untuk mengukur seberapa banyak udara yang dapat dihirup (inspirasi) dan dihembuskan (ekspirasi) oleh seseorang dalam durasi tertentu sehingga hasil pengukurannya dapat memberi informasi tentang kesehatan paru-paru. Pengukuran fungsi paru-paru dengan spirometer, biasanya menggunakan klip penutup hidung untuk mencegah udara keluar melalui hidung dan pasien diminta untuk menarik napas sedalam mungkin dan kemudian dihembuskan secara maksimal (paksa) ke corong mesin spirometer yang sudah dilengkapi dengan sensor yang dapat mengukur volume udara yang dihirup dan dihembuskan serta kapasitas paru-paru. Pada saat ini, pengukuran kondisi paru-paru harus dilakukan di rumah sakit dengan biaya yang tidak murah. Selain itu, hasil pengukuran kondisi paru-paru tidak bisa langsung diketahui karena pengukuran spirometer hanya memberi informasi tentang hasil pengukuran volume paru-paru saja. **(Sini, 2015)**

Moh. Fat'ak pernah merealisasikan spirometer dengan menggunakan sensor strain gauge MPX5100 yang diletakkan pada alat tiup dengan tujuan untuk menganalisa volume dan kapasitas paru-paru. Perubahan tegangan yang dihasilkan oleh sensor dikuatkan oleh rangkaian op-amp non-inverting, dan selanjutnya diintegrasikan ke PC dengan menggunakan mikrokontroler ATmega 16 sebagai pengolah data analog ke digital. Sinyal respirasi yang dihasilkan oleh alat masih banyak mengandung noise sehingga sinyal respirasi masih harus diolah lagi dengan filter FIR (*Finite Impulse Response*) untuk mengurangi *noise*, dan hasil pengukuran volume serta kapasitas paru-paru masih belum presisi dan memiliki prosentase error antara 10.95 % sampai 38.8 % jika dibandingkan dengan pengukuran menggunakan Biopac MP30. **(Fat'ak, 2010)**

Setiyo Ari Wibowo telah melakukan penelitian tentang perhitungan respirasi permenit dengan menggunakan sensor piezoelektrik. Hasil dari sensor piezoelektrik dapat digunakan untuk mendeteksi inspirasi dan ekspirasi sehingga dapat diketahui jumlah respirasi dan status pernapasannya. **(Setiyo, 2010)**

Aulia Rahma A pernah merealisasikan spirometer dengan menggunakan sensor piezoelektrik untuk menganalisa kesehatan paru-paru berdasarkan pengukuran volume dan kapasitas paru-paru. Sensor piezoelektrik yang digunakan sudah dapat bekerja dengan baik dan sudah dapat menganalisa kesehatan paru-paru. **(Aulia, 2013)**

Pada proceeding ICBETA 2014 dengan judul *Analyze of Lung Condition Base on the Measurement of Respiration Rate and Vital Capacity of Lung Using Piezoelectric Sensor*, dilakukan analisa kesehatan paru-paru pada anak-anak (usia: 8 – 12 tahun), remaja (usia: 17 – 22 tahun), dan orang dewasa (usia: 39 – 48 tahun). Hasil penelitian menunjukkan bahwa faktor usia, tinggi badan dan jenis kelamin dapat mempengaruhi hasil pengukuran kapasitas paru-paru dan respirasi *rate*. **(Kemalasari, 2014)**

Kemalasari pernah merealisasikan spirometer *non-invasive* dengan menggunakan sensor piezoelektrik untuk mendeteksi infeksi saluran pernafasan berdasarkan pengukuran volume dan kapasitas paru-paru. Pada alat ini digunakan sensor piezoelektrik yang diletakkan didada sehingga perubahan gerakan dada pada saat bernapas dapat dideteksi dan diukur oleh

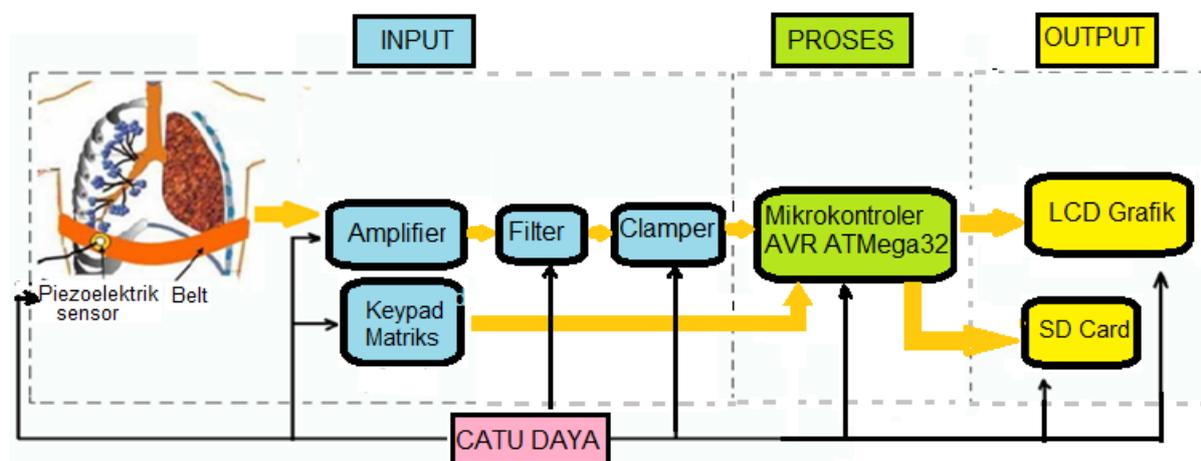
sensor. Karena output dari sensor cukup kecil, maka dikuatkan oleh rangkaian *amplifier*, *low pass filter*, *notch filter*, *clamper* dan mikrocontroller serta lcd grafik untuk menampilkan hasil pengukuran. Alat dapat bekerja dengan baik dan dapat mendeteksi adanya infeksi saluran paru-paru, namun data hasil pengukuran belum bisa disimpan. (Kemalasari, 2016)

Dengan melihat kondisi di atas, maka pada penelitian ini dilakukan pengembangan alat spirometer *non-invasive* yang *portable* dengan menggunakan sensor piezoelektrik. Hasil pengukuran akan ditampilkan pada LCD grafik dan data hasil pengukuran akan disimpan pada *SD card* sehingga data hasil pengukuran bisa diolah dan dianalisa lebih lanjut di PC. Pada LCD grafik, selain ditampilkan sinyal pengukuran juga ditampilkan hasil pengukuran kapasitas vital paru-paru, respirasi *rate* per menit dan kondisi kesehatan paru-paru secara otomatis tanpa harus menunggu beberapa hari sehingga alat ini sangat mudah digunakan oleh siapapun dan dimanapun dengan nyaman.

## 2. METODOLOGI

### 2.1 Perencanaan Sistem

Untuk merealisasikan spirometer *non-invasive* sebagai alat yang dapat mendeteksi kesehatan paru-paru, maka dibutuhkan perencanaan sistem. Secara umum, perencanaan sistem terdiri dari bagian *input* yang merupakan bagian yang akan memberi *input* ke sistem, bagian proses yang merupakan bagian yang akan memproses sistem, dan bagian *output* yang akan menampilkan hasil dari sistem. Diagram blok dari perencanaan sistem ditunjukkan pada Gambar 1, dan dari gambar tersebut terlihat bahwa perancangan sistem terdiri dari perancangan *hardware* dan perancangan *software*.



Gambar 1. Diagram Blok Sistem

#### 2.1.1 Input

Pada bagian input sistem terdiri dari :

1. Sensor piezoelektrik yang dilekatkan pada *belt* dan diletakkan pada bagian kanan dada subyek difungsikan untuk mendeteksi perubahan tekanan di dada akibat adanya perubahan gerakan dada ketika bernafas.
2. Rangkaian *Amplifier* digunakan sebagai penguatan sinyal yang didapat dari sensor piezoelektrik.

3. Rangkaian *Filter* digunakan untuk peredaman sinyal-sinyal tertentu (*noise*) yang terkandung pada sinyal respirasi.
4. Rangkaian *Clamper* digunakan untuk membuat sinyal dalam domain positif sehingga dapat dibaca oleh mikrokontroler.
5. *Keypad matriks* digunakan sebagai tombol untuk memasukkan data pasien seperti nama, usia, tinggi badan dan jenis kelamin. Selain itu juga digunakan sebagai tombol pemilihan menu.

### 2.1.2 Proses

Bagian proses atau pengolahan sinyal respirasi adalah mikrokontroler AVR ATmega32 yang digunakan untuk melakukan:

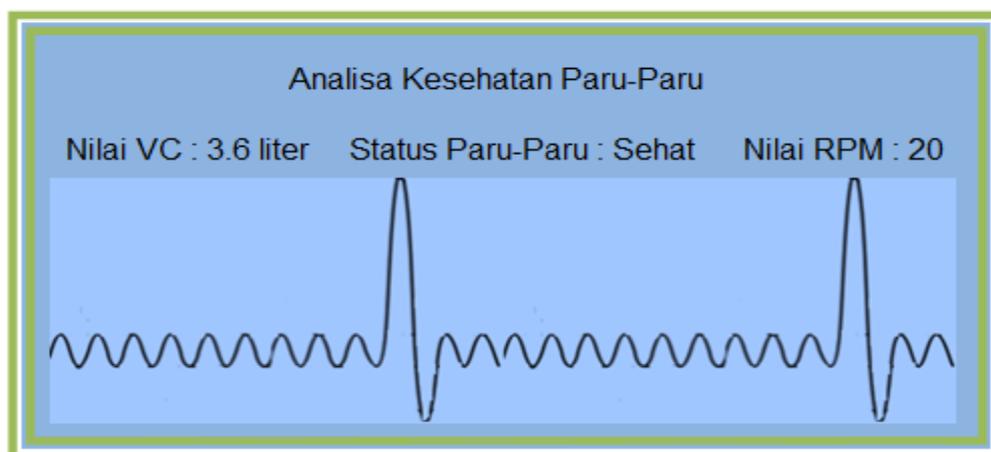
1. konversi data analog ke digital dengan memanfaatkan fasilitas ADC internal mikrokontroler ATmega32,
2. pengolahan sinyal respirasi untuk mendapatkan nilai kapasitas vital paru-paru dan nilai respirasi *rate* per menit (rpm),
3. pengiriman data ke LCD Grafik dan *SD card*.

### 2.1.3 Output

Bagian output dari sistem terdiri dari :

1. LCD (*Liquid Crystal Display*) Grafik yang digunakan sebagai tampilan hasil sinyal keluaran kapasitas vital paru-paru beserta analisa kesehatan paru-paru dan tampilan sinyal respirasi *rate* beserta nilai respirasi *rate* permenit dalam satuan bpm (*beat* per menit).
2. *SD Card* yang digunakan untuk menyimpan database pasien serta data hasil pengukuran.

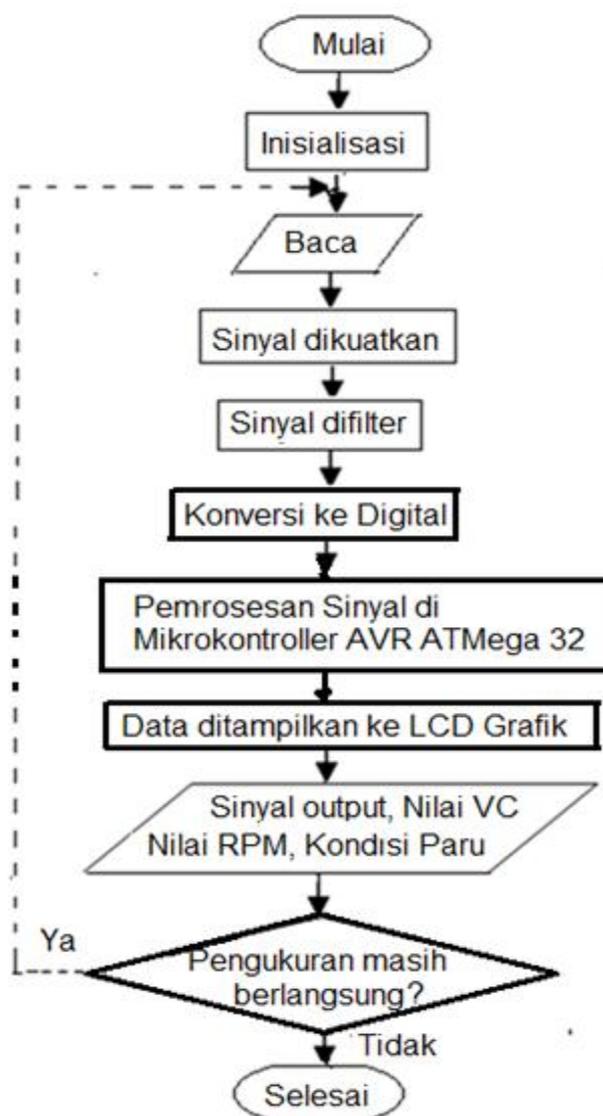
Perencanaan tampilan hasil pengukuran dan analisa paru-paru di LCD grafik diperlihatkan pada Gambar 2, dimana pada LCD grafik akan muncul sinyal output berupa sinyal kapasitas vital paru-paru. Dari sinyal tersebut akan diketahui nilai kapasitas vital paru-paru (VC) beserta status kesehatan paru-paru dan nilai respirasi *rate* per menit (RPM).



**Gambar 2. Perencanaan Tampilan Hasil Pengukuran di LCD Grafik**

Nilai respirasi *rate* per menit dan kapasitas vital paru-paru dapat diketahui melalui hasil sinyal yang muncul pada LCD grafik, dimana sinyal terbentuk dari data hasil bacaan sensor tekanan piezoelektrik yang diukur dengan menempelkan sensor pada dada bagian kanan yang merupakan titik yang mengalami perubahan paling besar pada saat bernapas/respirasi. (Fachrial, 2012)

Data sinyal respirasi yang diterima oleh sensor piezoelektrik akan dikuatkan oleh rangkaian *amplifier*, kemudian sinyal difilter untuk menyaring noise dan mendapatkan sinyal yang diinginkan. Setelah itu sinyal dikirim ke mikrokontroler untuk diubah datanya dari analog ke digital melalui ADC internal mikrokontroler ATmega32 dan kemudian data sinyal diproses di mikrokontroler dan hasilnya akan ditampilkan di LCD Grafik serta disimpan dengan menggunakan memori eksternal pada mikrokontroler yaitu *SD Card*. Sedangkan untuk pemilihan tombol menu dan memasukkan data pasien seperti nama, usia, tinggi badan, dan jenis kelamin digunakan *keypad matriks*. Seluruh proses dalam system ini berbasis mikrokontroler dan memperoleh catu daya dari baterai *rechargeable*. Diagram alir dari perencanaan sistem ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3. Diagram Alir Perencanaan Sistem

Pengukuran respirasi *rate* dilakukan dengan cara bernapas normal dan relaks selama satu menit dalam keadaan duduk, sedangkan pengukuran kapasitas vital paru-paru dilakukan dengan cara mengambil napas dalam-dalam dan menghembuskan napas sekuatnya juga dalam keadaan duduk. Untuk mengetahui kondisi kesehatan paru-paru, dilakukan perbandingan antara nilai hasil pengukuran kapasitas vital paru-paru dengan nilai prediksi kapasitas vital paru-paru dimana paru-paru terindikasi tidak sehat jika nilai kapasitas vital paru-paru hasil pengukuran kurang dari 80% dari nilai prediksi kapasitas vital paru-paru serta nilai respirasi *rate* kurang dari nilai respirasi *rate* normal. (Planzer, 2000)

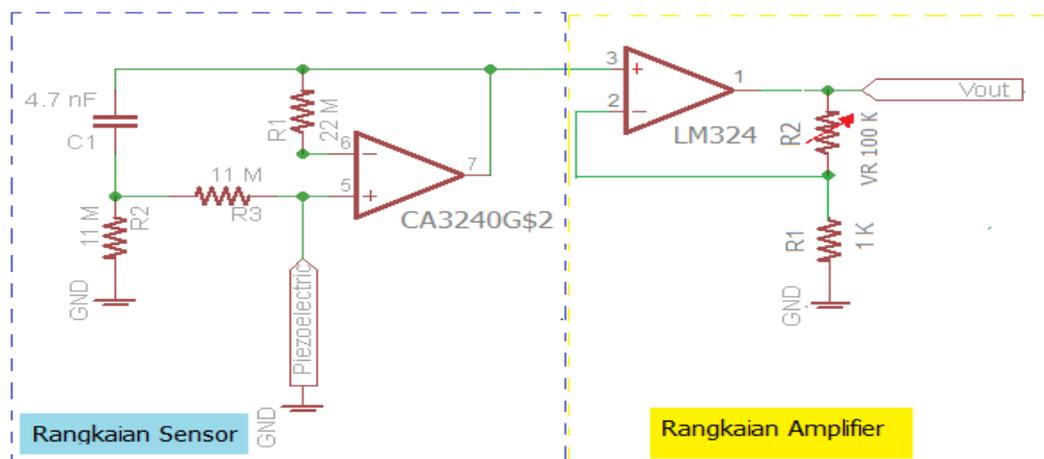
## 2.2 Perancangan dan Realisasi Hardware

Untuk merealisasikan spirometer *non-invasive* sebagai alat yang dapat mendeteksi kesehatan paru-paru, maka diagram blok sistem dari perancangan *hardware* mengacu pada Gambar 1.

### 2.2.1 Perancangan Rangkaian Sensor dan Amplifier.

Rangkaian sensor yang merupakan input bagi rangkaian *amplifier* memiliki impedansi input yang tinggi, sehingga rangkaian ini aman digunakan karena dapat mencegah arus balik yang ditimbulkan oleh rangkaian elektronika dan objek yang diukur tidak terpengaruh secara langsung oleh aliran arus balik tersebut. Tegangan output yang dihasilkan oleh sensor piezoelektrik sangatlah kecil yaitu antara 10 – 80 mV, sehingga perlu dilakukan penguatan agar hasil sinyal yang keluar dapat terlihat semakin jelas terutama pada fase inspirasi dan ekspirasi.

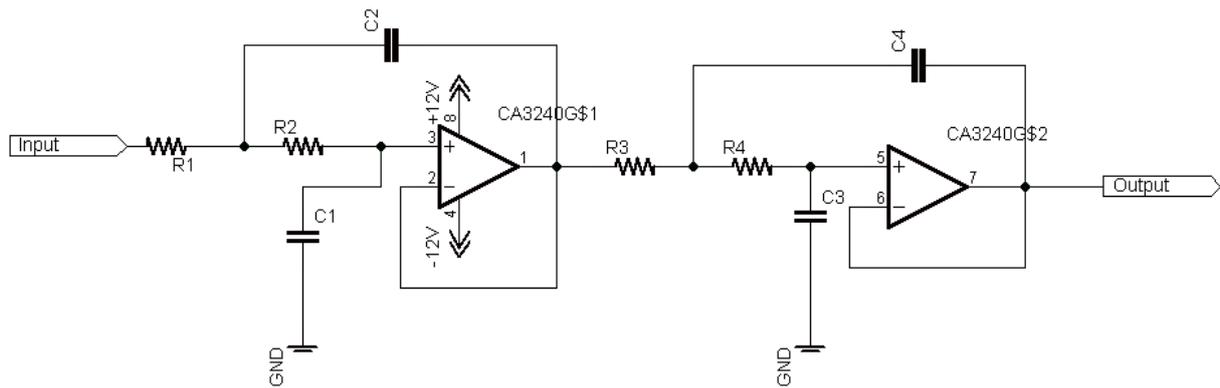
Op-amp yang digunakan untuk rangkaian *amplifier non-inverting* adalah IC LM 324, dimana R1 yang digunakan bernilai 1 kΩ dan R2 berupa variabel resistor 100 kΩ yang dimaksudkan supaya penguatannya dapat diatur sesuai kebutuhan keluaran sinyal. Dengan tegangan input antara 10 mV sampai 80 mV dan penguatan maksimal 101 kali, maka didapat tegangan output sesuai kebutuhan untuk bisa dibaca mikrokontroler. Gambar rangkaian sensor piezoelektrik dan rangkaian *amplifier* ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Rangkaian Sensor Piezoelektrik dan Amplifier

### 2.2.2 Perancangan Rangkaian Low Pass Filter.

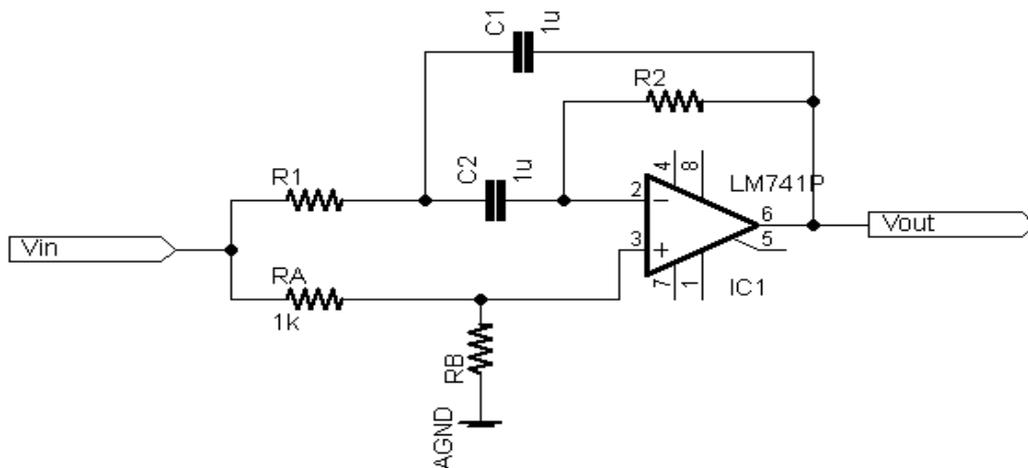
*Low pass filter* (LPF) merupakan *filter* yang melewatkan sinyal dengan frekuensi yang lebih rendah dari frekuensi *cut off*. Pada rangkaian LPF ini digunakan frekuensi *cut off* sebesar 15 Hz karena besarnya sinyal respirasi adalah disekitar 0 – 10 Hz. Rangkaian LPF yang dirancang menggunakan orde 4, yang dibentuk dari 2 buah rangkaian LPF orde 2 *Sallen-Key Topology* dengan koefisien *butterworth* orde 4. Gambar dari rangkaian LPF ditunjukkan pada Gambar 5.



**Gambar 5. Rangkaian *Low Pass Filter***

### 2.2.3 Perancangan Rangkaian *Notch Filter*.

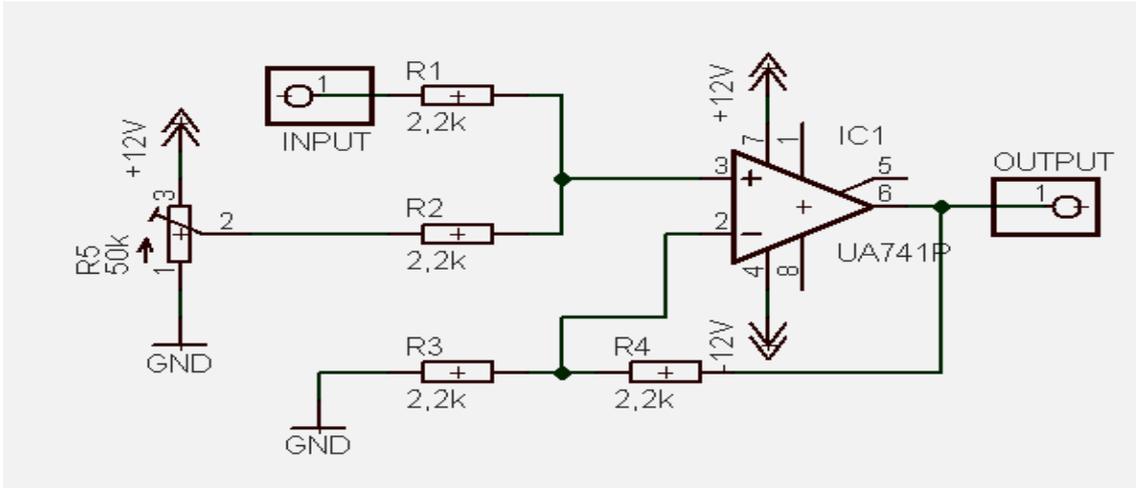
Rangkaian *notch filter* digunakan untuk menghilangkan noise jala-jala frekuensi 50 Hz pada *supply* tegangan. Pada rangkaian ini ditentukan frekuensi resonansi sebesar 314 Hz dengan *bandwidth* sebesar 50 Hz dan faktorkualitas sebesar 6,28. Gambar dari rangkaian *notch filter* ditunjukkan pada Gambar 6.



**Gambar 6. Rangkaian *Notch Filter***

### 2.2.4 Perancangan Rangkaian *Clamper*.

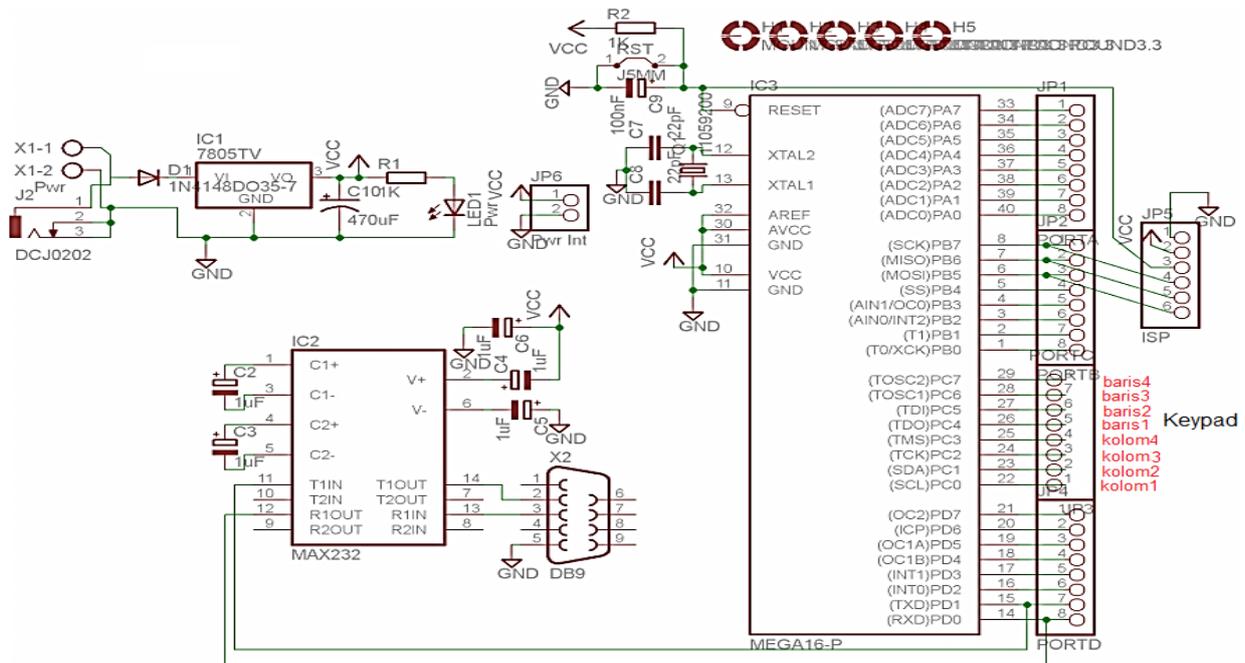
Rangkaian clamper digunakan untuk menggeser (*clamping*) tegangan agar dapat diterima oleh ADC internal mikrokontroler ATmega32 dengan baik. Karena sinyal respirasi yang dihasilkan oleh rangkaian sensor, amplifier, LPF dan notch filter berada dalam range positif dan negatif, sedangkan ADC hanya dapat menerima input pada batas 0 – 5 volt, oleh karena itu diperlukan rangkaian *clamper* untuk menaikkan level sinyal respirasi ke range positif. Pada rangkaian *clamper* ini, variable resistor sebesar 50 k $\Omega$  digunakan untuk mengatur naik turunnya sinyal respirasi hingga sesuai seperti yang diinginkan. Gambar dari rangkaian *clamper* diperlihatkan pada Gambar 7.



Gambar 7. Rangkaian *Clamper*

### 2.2.5 Perancangan Rangkaian Minimum Sistem.

Untuk merealisasikan spirometer *non-invasive* maka diperlukan rangkaian minimum system yang digunakan sebagai pusat untuk mengolah dan mengontrol keluaran data sinyal piezoelektrik yang akan ditampilkan melalui LCD Grafik (port A) serta mengolah data masukan dari *keypad matriks* (port B). Rangkaian minimum system tersusun dari mikrokontroler AVR Atmega32 yang dilengkapi dengan fasilitas *port USART programmable* untuk komunikasi serial, kapasitas penyimpanan *memori programmable Flash* sebesar 32 KiloByte, internal SRAM sebesar 2 KiloByte, 1024 Bytes EEPROM, 32 *port input/output*, serial port, internal ADC 10 bit sebanyak 8 channel dan 3 buah timer/counter (2 buah 8 bit dan 1 buah 16 bit). Skematik dari rangkaian minimum sistem ditunjukkan pada Gambar 8.



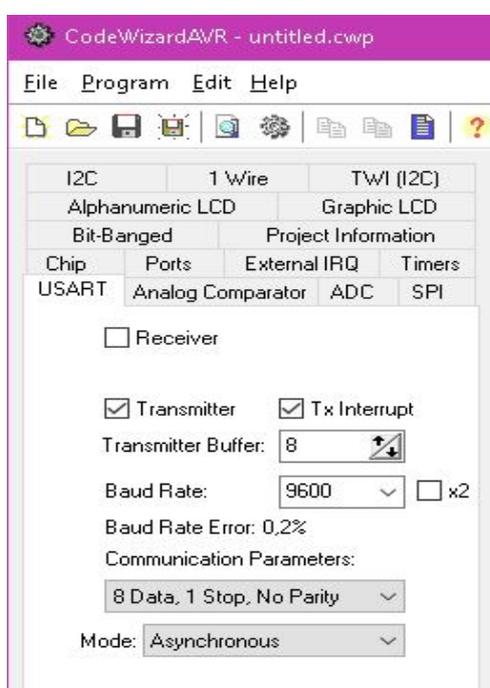
Gambar 8. Rangkaian Minimum Sistem

## 2.3 Perancangan dan Realisasi *Software*.

Perangkat *software* diperlukan untuk memproses sinyal respirasi yang akan ditampilkan ke LCD Grafik. Perangkat *software* yang di inputkan ke mikrokontroler AT-Mega32 menggunakan *Code Vision AVR* Atmega 32 berbasis bahasa C. Data analog dari sensor piezoelektrik akan menjadi masukan untuk diproses menjadi sinyal digital yang akan ditampilkan ke LCD grafik.

### 2.3.1 Program *Code Vision AVR Atmega 32*

*Code Vision AVR* Atmega 32 merupakan *software C-cross compiler*, dimana program ditulis menggunakan bahasa C untuk mempersingkat waktu perancangan (*developing time*). Kompilasi dilakukan setelah program dalam bahasa C ditulis, dan jika tidak ada kesalahan (*error*) baru dilakukan proses *download* secara ISP. Gambar 9 merupakan tampilan *Code Vision AVR* dalam melakukan *setting* ADC dengan menggunakan 8 bit data, dimana *Transfer* data dilakukan dengan pembacaan ADC pada port A(1) dengan koefisien *delay* 22,2 ms.



Gambar 9. Tampilan Pemilihan Aplikasi AVR

### 2.3.2 Perancangan Algoritma Deteksi Kondisi Kesehatan Paru-Paru

Untuk deteksi kondisi kesehatan paru-paru, diperlukan data masukan dari orang yang akan diukur. *Keypad* matrik digunakan sebagai tombol untuk memasukkan data dari orang yang akan diukur yaitu data berupa nama, umur, tinggi badan serta jenis kelamin, dan juga sebagai tombol untuk pemilihan menu. Teknik untuk membaca data dari *keypad* menggunakan teknik *scanning*, dimana untuk akses *keypad*, terlebih dahulu ditentukan kolom sebagai output dari mikrokontroler dan baris sebagai *input* ke mikrokontroler.

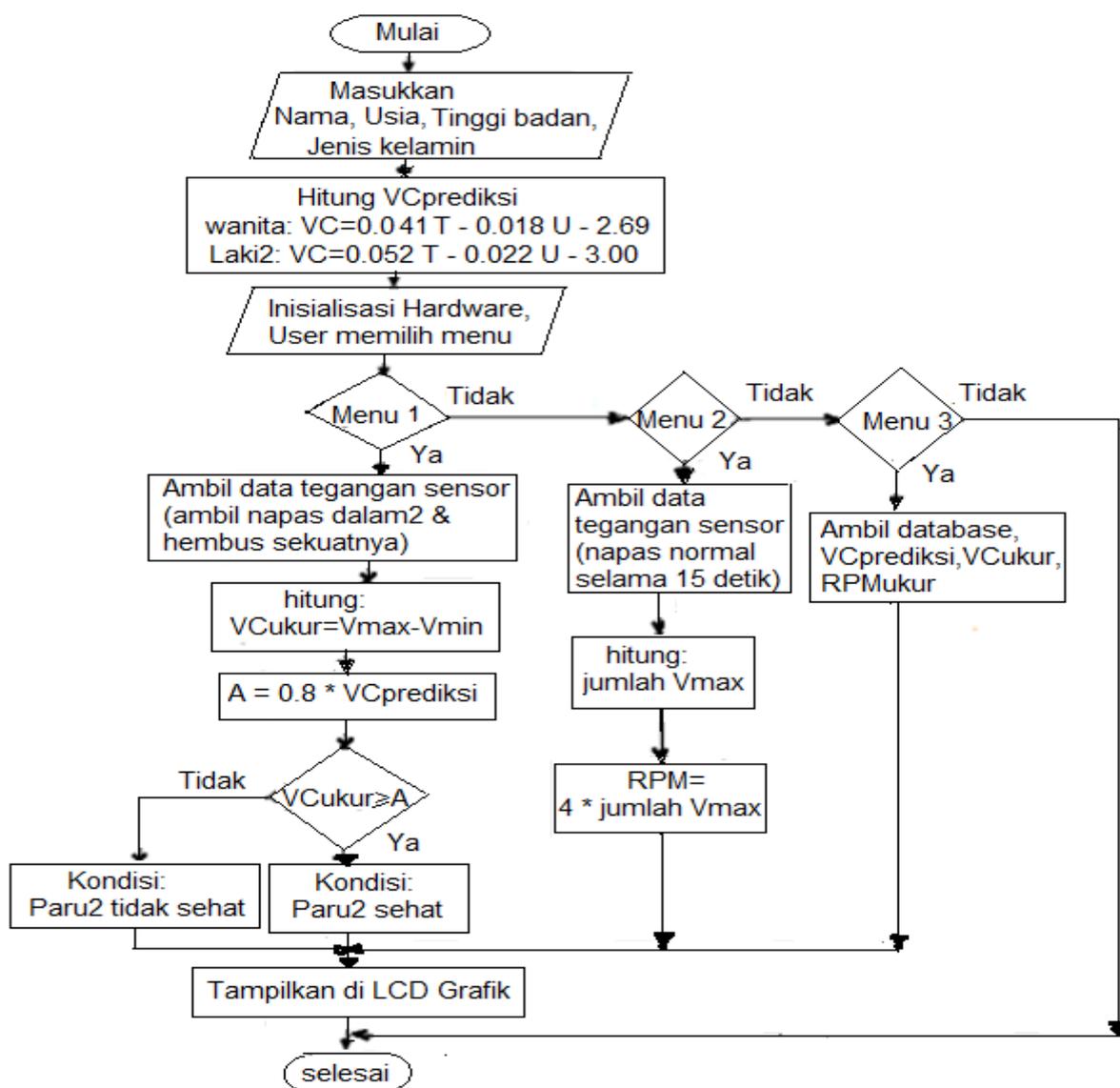
Pilihan menu pada sistem ada 3 yaitu:

1. Pengukuran VC,
2. Pengukuran RPM, dan
3. Data VC dan RPM.

Menu 1 digunakan untuk pengukuran VC (Kapasitas Vital Paru-paru) dengan cara menarik napas dalam-dalam dan menghembus napas sekuatnya dalam keadaan duduk. Setelah pengukuran VC selesai, maka nilai hasil pengukuran kapasitas vital paru-paru dan kondisi kesehatan paru-paru dapat langsung diketahui.

Menu 2 digunakan untuk mengukur respirasi *rate* per menit (RPM), dengan cara bernafasan normal selama 15 detik. Setelah pengukuran RPM selesai, maka sinyal pengukuran dan nilai hasil pengukuran respirasi *rate* per menit dapat langsung diketahui.

Menu 3 digunakan untuk menampilkan biodata orang yang diukur dan data hasil pengukuran kapasitas vital paru-paru serta respirasi *rate* per menit yang sudah dilakukan. Diagram alir untuk deteksi kondisi kesehatan paru-paru yang ditampilkan di LCD grafik ditunjukkan pada Gambar 10.



Gambar 10. Diagram Alir Deteksi Kondisi Kesehatan Paru-Paru

Deteksi kesehatan paru-paru ditentukan berdasarkan perbandingan antara hasil pengukuran kapasitas paru-paru alat dengan nilai prediksi kapasitas vital paru-paru. Jenis kelamin, usia,

dan tinggi badan akan mempengaruhi nilai prediksi kapasitas vital paru-paru. Untuk menentukan nilai prediksi kapasitas vital paru-paru ( $VC_{prediksi}$ ) digunakan Persamaan (1) untuk laki-laki dan Persamaan (2) untuk perempuan. **(Planzer, 2000), (Faridah, 2011)**

$$\text{Untuk Laki-Laki: } VC_{prediksi} = (0.052 \times T) - (0.022 \times U) - 3.00 \quad (1)$$

$$\text{Untuk Perempuan: } VC_{prediksi} = (0.041 \times T) - (0.018 \times U) - 2.69 \quad (2)$$

dimana :

T = tinggi badan (cm)

U = usia (tahun)

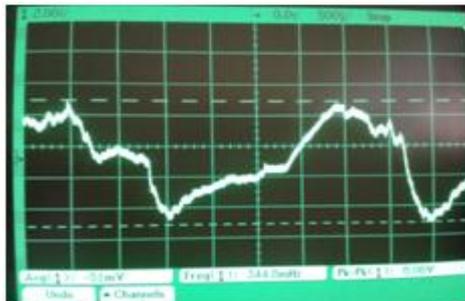
Kategori kesehatan paru-paru seseorang ditetapkan berdasarkan perbandingan antara nilai prediksi kapasitas vital paru-paru ( $VC_{prediksi}$ ) pada Persamaan (1) dan (2) dengan nilai kapasitas vital paru-paru hasil pengukuran. Jika nilai kapasitas paru-paru hasil pengukuran sama atau lebih dari 80% dari nilai prediksi kapasitas vital paru-paru ( $VC_{prediksi}$ ), maka dideteksi kondisi paru-paru sehat (normal). **(Planzer, 2000)**

### 3. PENGUJIAN SISTEM

Pengujian sistem secara keseluruhan dilakukan dengan cara mengintegrasikan seluruh subsistem *hardware* dan *software*. Tujuan dari pengujian sistem adalah untuk mengetahui apakah sistem yang dirancang sudah dapat bekerja atau belum. Pengujian dilakukan pada rangkaian sensor dan amplifier, rangkaian *low pass filter*, rangkaian *notch filter* dan rangkaian *clamper*.

#### 3.1 Pengujian Rangkaian Sensor Piezoelektrik dan Amplifier

*Input* dari rangkaian adalah data dari sensor piezoelektrik yang direkatkan pada *belt* dan diletakkan di dada subyek, sedangkan *output* dari rangkaian dilihat pada *oscilloscope*. Hasil pengujian dari rangkaian sensor dan amplifier yang ditampilkan pada *oscilloscope* saat subyek duduk tenang sambil menarik nafas dalam-dalam dan menghembus sekuatnya ditunjukkan pada Gambar 11.



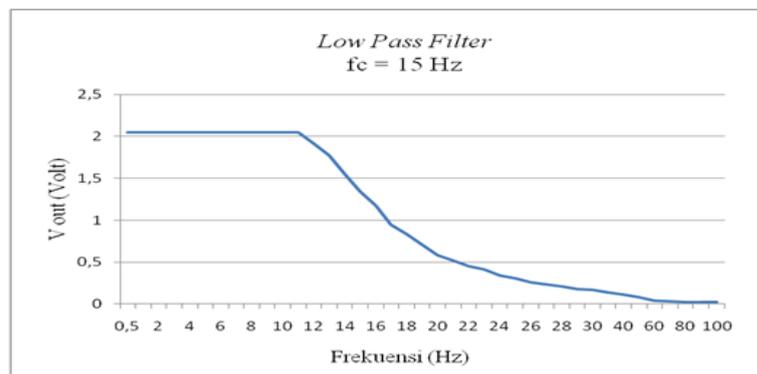
**Gambar 11. Pengujian Rangkaian Sensor dan Amplifier**

Hasil pengujian memperlihatkan bahwa rangkaian sensor piezoelektrik dan *amplifier* telah bekerja dengan baik. Sensor piezoelektrik sensitif terhadap adanya perubahan tekanan pada dada saat proses pernafasan. Besarnya tegangan *output* yang dihasilkan bergantung pada besarnya tekanan pada saat bernafas. Semakin besar tarikan dan hembusan nafas pada saat subyek bernafas maka semakin besar pula tegangan *output* yang dihasilkan. Tegangan *output* yang dihasilkan oleh sensor sebesar 10 - 80 mv, sehingga perlu adanya penguatan

sebesar 100 kali agar *ouput* yang dihasilkan memiliki tegangan yang lebih besar dan dapat diolah dan diproses lebih lanjut di ADC internal mikrokontroler.

### 3.2 Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter*

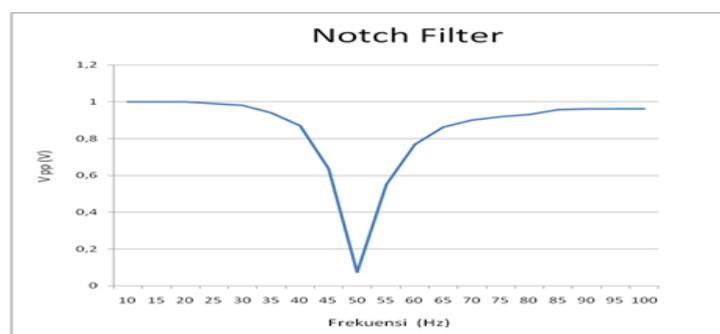
Tujuan pengujian rangkaian *low pass filter* adalah untuk mengetahui frekuensi *cut-off* dan respon frekuensinya. Pengujian dilakukan dengan memberi tegangan *input* sebesar 1 Volt melalui *function generator* dan memberikan kenaikan frekuensi dari 0,5 Hz sampai 100 Hz. Karakteristik dari rangkaian *low pass filter* orde 4 dengan frekuensi *cut-off* sebesar 15 Hz dapat dilihat pada Gambar 12. Berdasarkan response pada Gambar 12, rangkaian dapat meloloskan sinyal di bawah frekuensi 15 Hz sehingga rangkaian *low pass filter* sudah dapat berjalan sesuai dengan perencanaan.



Gambar 12. Respon Frekuensi *Low Pass Filter*

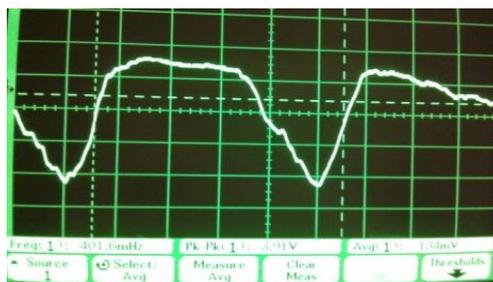
### 3.3 Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

Tujuan rangkaian *notch filter* adalah untuk menghilangkan frekuensi jala-jala PLN sebesar 50 Hz. Pengujian dilakukan dengan memberi tegangan *input* sebesar 500 mV melalui function generator dan memberikan kenaikan frekuensi dari 0,5 sampai 100 Hz. Karakteristik dari rangkaian *notch filter* dapat dilihat pada Gambar 13. Dari respon dapat dilihat bahwa setelah frekuensi 20 Hz tegangan *output* mengalami penurunan sampai pada frekuensi 50 Hz yaitu sebesar 0,075 Volt, kemudian setelah frekuensi 50 Hz terlewati maka seiring dengan kenaikan frekuensi, tegangan *output* yang dihasilkan mengalami kenaikan sampai akhirnya mengalami saturasi sehingga rangkaian *Notch Filter* dapat berfungsi dengan bagus.



Gambar 13. Respon Frekuensi *Notch Filter*

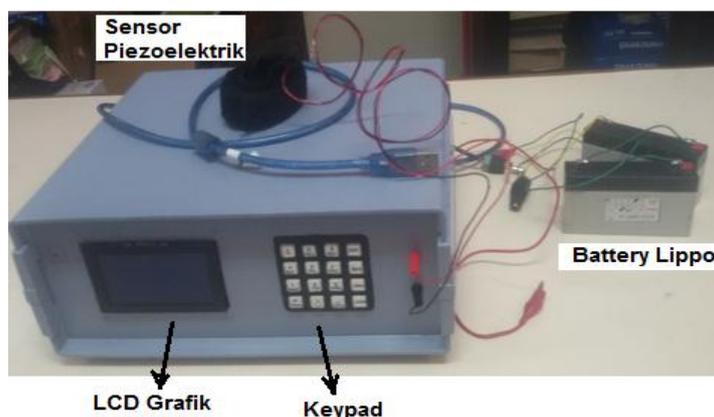
Pengujian keseluruhan sistem (*hardware*), integrasi pada rangkaian mendapat *supply* tegangan dari *power supply* sebesar 9 volt. Hasil sinyal dari integrasi rangkaian keseluruhan sistem yang ditampilkan pada *oscilloscope* saat subyek bernapas dalam-dalam ditunjukkan pada Gambar 14.



**Gambar 14. Hasil Pengujian saat Bernafas Dalam-dalam**

### 3.4 Realisasi Spirometer Non-invasive

Berdasarkan hasil rancangan diatas, maka direalisasikan spirometer non-invasive dengan menggunakan sensor piezoelektrik untuk mendeteksi kesehatan paru-paru. Spirometer ini berukuran kecil (panjang:18,5 cm, lebar:15 cm dan tinggi: 8 cm), mendapat catu daya dari baterai rechargerable dan portable. Tampilan rangka spirometer ditunjukkan pada Gambar 15, sedangkan tampilan hasil pengukuran kapasitas vital paru-paru pada LCD grafik ditunjukkan pada Gambar 16.



**Gambar 15. Spirometer Non-invasive (realisasi)**



**Gambar 16. Tampilan Pengukuran Kapasitas Vital Paru-Paru (VC) pada LCD Grafik**

#### 3.4.1 Pengujian Catu Daya

Catu daya yang digunakan pada spirometer non-invasive adalah 1 buah baterai Lipo (Lithium-Polimer) yang mempunyai kapasitas dan tegangan baterai 1000 mAh, 12 V dengan *discharge* rate sebesar 20-30 C. *Discharge* rate berguna untuk mengetahui seberapa besar baterai tersebut dapat menahan beban maksimum. Karena baterai memiliki rating *discharge* maksimum sebesar 30 C maka berarti baterai dapat menahan beban maksimum

hingga 500 mA yang artinya energy baterai sebesar 1000 mAh akan terkuras habis dalam waktu 2 menit. Jika baterai hanya mensuplai arus sistem sebesar 400mAh maka baterai dapat bertahan selama 2 jam 30 menit.

### 3.4.2 Pengujian SD Card

SD card berfungsi untuk menyimpan data semua informasi yang telah didapatkan dari sensor yang terhubung pada alat pembuatan data logger. Data yang diambil dari semua sistem akan disimpan dalam format xls. Format xls ini dapat dibuka melalui Microsoft Excel. Pemilihan format xls adalah untuk mempermudah pengolahan data. Gambar 17 menunjukkan tampilan data yang disimpan dalam SD card. Gambar ini membuktikan bahwa modul SD card dapat mendeteksi dan menyimpan nilai ADC dari sensor piezoelektrik.

	A	B	C	D	E
6081	11	23/06/2014	13:29:05	0	
6082	12	23/06/2014	13:29:07	0	
6083	13	23/06/2014	13:29:09	0	
6084	14	23/06/2014	13:29:11	0	
6085	15	23/06/2014	13:29:13	0	
6086	16	23/06/2014	13:29:15	6	
6087	17	23/06/2014	13:29:17	67	
6088	18	23/06/2014	13:29:19	170	
6089	19	23/06/2014	13:29:21	271	
6090	20	23/06/2014	13:29:23	356	
6091	21	23/06/2014	13:29:25	441	
6092	22	23/06/2014	13:29:27	504	
6093	23	23/06/2014	13:29:30	651	
6094	24	23/06/2014	13:29:32	829	
6095	25	23/06/2014	13:29:34	973	
6096	26	23/06/2014	13:29:36	1023	
6097	27	23/06/2014	13:29:38	1023	
6098	28	23/06/2014	13:29:40	1023	
6099	29	23/06/2014	13:29:42	1023	
6100	30	23/06/2014	13:29:44	1023	
6101	31	23/06/2014	13:29:46	1023	
6102	32	23/06/2014	13:29:48	1023	

Gambar 17. Data dari SD Card

### 3.4.3 Pengujian Sistem Pengukuran Kapasitas Vital Paru-paru

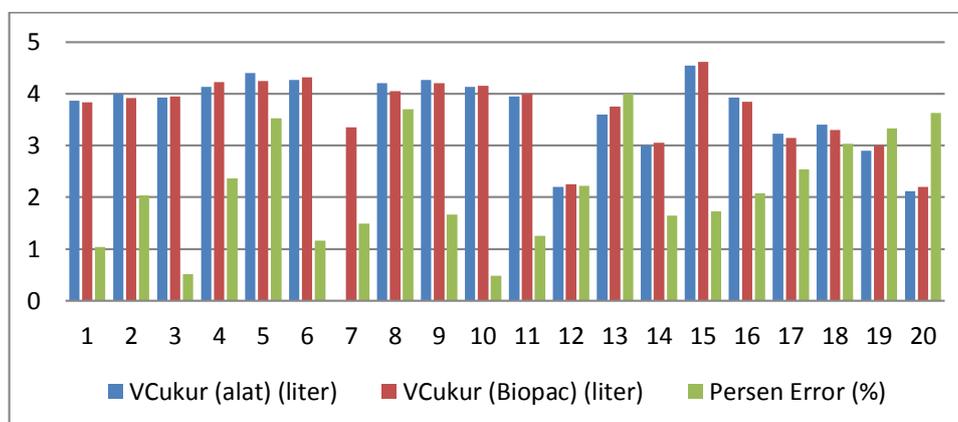
Pengukuran kapasitas vital paru-paru dilakukan pada 20 subyek yang terdiri dari 4 anak dengan usia 8 – 11 tahun, 11 remaja dengan usia 17 – 22 tahun, dan 5 orang dewasa dengan usia 39 – 52 tahun. Pengujian sistem pengukuran dilakukan dengan cara membandingkan pengukuran kapasitas vital paru-paru menggunakan spirometer non-invasive hasil rancangan terhadap pengukuran kapasitas vital paru-paru dengan menggunakan alat spirometer Biopac system. Hasil pengukuran ditunjukkan pada Tabel 1.

$$Error(\%) = \left| \frac{VCukur\ Biopac - VCukur\ Alat}{VCukur\ Biopac} \right| \times 100\% \quad (3)$$

**Tabel 1. Hasil Pengujian Kapasitas Vital Paru-Paru**

Subyek	Jenis Kelamin (L/P)	Umur (tahun)	Tinggi badan (cm)	VCukur (alat) (liter)	VCukur (Biopac) (liter)	Persen Error (%)	Persen berhasil (%)
1	P	8	124	3.87	3.83	1.04	98.96
2	P	11	155	4	3.92	2.04	97.96
3	L	11	150	3.93	3.95	0.51	99.49
4	P	11	145	4.13	4.23	2.36	97.64
5	P	17	168	4.4	4.25	3.53	96.47
6	L	20	168	4.27	4.32	1.16	98.84
7	L	20	170	3,3	3.35	1.49	98.51
8	L	21	168	4.2	4.05	3.7	96.3
9	L	21	173	4.27	4.2	1.67	98.33
10	P	22	160	4.13	4.15	0.48	99.52
11	L	22	165	3.95	4	1.25	98.75
12	L	23	172	2.2	2.25	2.22	97.78
13	P	22	154	3.6	3.75	4	96
14	P	22	158	3	3.15	4.76	95.24
15	L	25	170	4.54	4.62	1.73	98.27
16	P	40	155	3.93	3.85	2.08	97.92
17	P	48	148	3.23	3.15	2.54	97.46
18	P	39	175	3.4	3.3	3.03	96.97
19	P	40	158	2.9	3	3.33	96.67
20	L	52	172	2.12	2.2	3.63	96.37
Selisih rata-rata persentase error dan berhasil						2.33	97.67

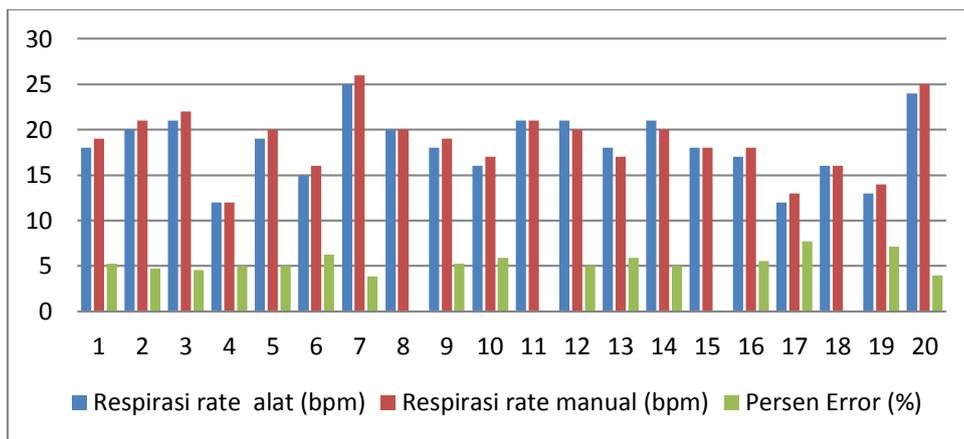
Besarnya persentase error pada Tabel 1 dihitung berdasarkan Persamaan (3). Besarnya persentase kesalahan disebabkan karena kondisi subyek pada saat pengukuran kurang tenang dan sensor piezoelektrik sangat sensitif terhadap adanya perubahan tekanan. Oleh karena itu pada saat subyek melakukan pengukuran diharapkan dalam kondisi yang tenang dan diam. Sedangkan grafik dari hasil pengukuran pada Tabel 1 ditunjukkan pada Gambar 18.

**Gambar 18. Grafik Data Pengukuran Kapasitas Vital Paru-Paru**

### 3.4.4 Pengujian Sistem Pengukuran Respirasi Rate Per Menit

Pengujian sistem pengukuran respirasi *rate* per menit dilakukan dengan cara membandingkan pengukuran respirasi *rate* menggunakan spirometer *non-invasive* hasil rancangan terhadap pengukuran respirasi *rate* secara manual yaitu menghitung banyaknya subyek menghirup napas selama 1 menit dengan menggunakan *stopwatch*. Hasil pengukuran respirasi *rate* per menit ditunjukkan pada Tabel 2. Besar persentase *error* pada Tabel 2 dihitung berdasarkan Persamaan (4). Sedangkan grafik dari hasil pengukuran pada Tabel 2 ditunjukkan pada Gambar 19.

$$Error(\%) = \left| \frac{RPM\ Manual - RPM\ Pengukuran}{RPM\ Manual} \right| \times 100\% \tag{4}$$



Gambar 19. Grafik Data Pengukuran Respirasi Rate per menit

Tabel 2. Hasil Pengujian Respirasi Rate per menit

Subyek	Jenis Kelamin (L/P)	Umur (tahun)	Tinggi badan (cm)	Respirasi rate alat (bpm)	Respirasi rate manual (bpm)	Persen Error (%)	Persent berhasil (%)
1	P	8	124	18	19	5.26	94.74
2	P	11	155	20	21	4.76	95.24
3	L	11	150	21	22	4.54	95.46
4	P	11	145	12	12	5	95.00
5	P	17	168	19	20	5	95.00
6	L	20	168	15	16	6.25	93.75
7	L	20	170	25	26	3.84	96.16
8	L	21	168	20	20	0	100.00
9	L	21	173	18	19	5.26	94.74
10	P	22	160	16	17	5.88	94.12
11	L	22	165	21	21	0	100.00
12	L	23	172	21	20	5	95.00
13	P	22	154	18	17	5.9	94.10
14	P	22	158	21	20	5	95.00
15	L	25	170	18	18	0	100.00
16	P	40	155	17	18	5.56	94.44
17	P	48	148	12	13	7.69	92.31
18	P	39	175	16	16	0	100.00
19	P	40	158	13	14	7.14	92.86
20	L	52	172	24	25	4	96.00
Selisih rata-rata persentase error dan berhasil						4.30	95.70

### 3.4.5 Pengujian Keseluruhan Sistem

Tujuan pengujian secara keseluruhan system adalah untuk melihat hasil dari masing-masing subsistem setelah diintegrasikan dan melihat hasil keluaran secara keseluruhan dari system yang telah dirancang dan direalisasikan. Pengujian keseluruhan system ini berupa pengujian terhadap *software* dan konektivitas antara *software* dan *hardware*. Hasil pengujian keseluruhan system ditunjukkan pada Tabel 3.

Pada Tabel 3, nilai prediksi kapasitas vital paru-paru disingkat menjadi  $VC_{prediksi}$  yang dihitung dengan menggunakan Persamaan (1) dan (2), sedangkan kondisi paru-paru dideteksi tidak sehat jika nilai hasil ukur kapasitas vital paru-paru kurang dari 80% dari nilai prediksi kapasitas vital paru-paru. (Planzer, 2000)

**Tabel 3. Hasil Pengujian Keseluruhan Sistem**

Subyek	Jenis Kelamin (L/P)	Umur (tahun)	Tinggi badan (cm)	Respirasi rate alat (rpm)	VCukur (alat) (liter)	VCprediksi (liter)	Kondisi Paru
1	P	8	124	18	3.87	2.25	sehat
2	P	11	155	20	4	3.47	sehat
3	L	11	150	21	3.93	4.56	sehat
4	P	11	145	12	4.13	4.3	sehat
5	P	17	168	19	4.4	3.89	sehat
6	L	20	168	15	4.27	5.3	sehat
7	L	20	170	25	3,3	5.4	tidak sehat
8	L	21	168	20	4.2	5.27	sehat
9	L	21	173	18	4.27	5.53	sehat
10	P	22	160	16	4.13	3.47	sehat
11	L	22	165	21	3.95	5.09	tidak sehat
12	L	23	172	21	2.2	5.44	tidak sehat
13	P	22	154	18	3.6	3.23	sehat
14	P	22	158	21	3	3.39	sehat
15	L	25	170	18	4.54	5.29	sehat
16	P	40	155	17	3.93	3.95	sehat
17	P	48	148	12	3.23	2.51	sehat
18	P	39	175	16	3.4	3.78	sehat
19	P	40	158	13	2.9	3.07	sehat
20	L	52	172	24	2.12	4.8	tidak sehat

Pengujian keseluruhan system dilakukan pada 20 orang yang berbeda dimana untuk setiap orang dilakukan satu kali pengukuran. Dengan menganalisis hasil pengujian yang disajikan pada Tabel 3, maka diperoleh kinerja sistem sebagai berikut: Hasil pengukuran respirasi *rate* per menit pada 20 orang adalah 12 – 24 bpm untuk anak-anak usia 8 – 11 tahun, 15 - 25 bpm Untuk remaja usia 17 – 22 tahun, dan 12 – 24 bpm untuk orang dewasa usia 39 – 52 tahun, dengan tingkat keberhasilan rata-rata pada pengukuran respirasi adalah 95.70 %. Sedangkan hasil pengukuran kapasitas vital paru-paru adalah 3.87 – 4.13 liter untuk anak-anak (8 – 11 tahun), 2.2 – 4.54 liter untuk remaja (17 – 22 tahun) dan 2.12 – 3.93 liter untuk orang dewasa (39 – 52 tahun) dengan tingkat keberhasilan rata-rata pada pengukuran kapasitas vital paru-paru adalah 97.67 %. Alat spirometer *non-invasive* ini dapat juga mendeteksi ada 4 orang yang terindikasi memiliki paru-paru tidak sehat. Dari pengujian keseluruhan sistem ini maka dapat dinyatakan bahwa alat spirometer *non-invasive* yang dirancang dan direalisasikan ini telah bekerja dengan sangat baik.

#### 4. KESIMPULAN

Berdasarkan perancangan, realisasi dan hasil pengujian sistem yang telah dilakukan, maka penelitian ini dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Alat spirometer *non-invasive* dengan menggunakan sensor piezoelektrik telah berhasil dirancang dan direalisasikan untuk mendeteksi kesehatan paru-paru seseorang berdasarkan pengukuran nilai kapasitas vital paru-paru dan respirasi *rate* permenit, dengan tingkat persentase keberhasilan rata-rata pengukuran respirasi *rate* adalah sebesar 95.70 % dan tingkat persentase keberhasilan rata-rata pengukuran kapasitas vital paru-paru adalah 97.67 %.
2. Pengguna alat spirometer *non-invasive* dapat memperoleh hasil pengukuran respirasi *rate* per menit dan kapasitas vital paru-paru sekaligus dapat juga informasi tentang hasil deteksi kondisi kesehatan paru-paru.
3. Dengan ditampilkannya hasil pengukuran sinyal respirasi dan hasil deteksi kondisi paru-paru di LCD grafik serta data hasil pengukuran bisa disimpan di *SD Card* dan alatnya portabel, maka alat ini sangat mudah digunakan oleh siapapun dan dimanapun dengan nyaman.

#### UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada instansi Kementerian Riset, Teknologi dan Pendidikan Tinggi Republik Indonesia yang telah mendanai penelitian ini melalui pemberian hibah penelitian produk terapan (Penelitian Hibah Bersaing).

#### DAFTAR RUJUKAN

- Sini, J., Vikneswarim, A., Divya, J. (2015). *Lung Volume Measurements: A Review Article*. Asian journal of research in Biological and Pharmaceutical sciences 3(1): 47-51.
- Fat'ak, M. (2010). *Pengolahan Sinyal Respirasi dengan FIR Untuk Analisa Volume dan Kapasitas Pulmonary*. Tugas Akhir. Surabaya. Politeknik Elektronika Negeri Surabaya.
- Setiyo, A. (2010). *Realisasi Sensor Piezoelektrik Untuk Pengukuran Respirasi Rate Berbasis PC*. Tugas Akhir. Bandung. Institut Teknologi Telkom Bandung.
- Aulia, R., Kemalasarini, & Ali, H. (2013). *Analisa Kesehatan Paru-Paru Berdasarkan Pengukuran Volume dan Kapasitas Paru-Paru*. Seminar Nasional SNPTE 2013. Prosiding (pp. 88–91).
- Kemalasarini, Ali, H. (2014). *Analyze of Lung Condition Base on the Measurement of Respiration Rate and Vital Capacity of Lung Using Piezoelectric Sensor*. International Conference on Biomedical Engineering Technology and Application. Proceeding ICBETA 2014 (pp. 138-142).
- Kemalasarini, Ratna, A., & Paulus, W. (2016). *Perencanaan dan Realisasi Alat Deteksi Infeksi Saluran Pernapasan Berdasarkan Pengukuran Kapasitas dan Volume Paru-Paru secara Non-Invasive Pasca Musibah*. Seminar Nasional Teknologi Terapan (SNTT) 2016. Prosiding (pp. 96-100).

Fachrial, H., Endah, A. (2012). *Uji Fungsi Paru*. Journal CDK-192. 39(4): 305-307.

Planzer, R., Uyehara, J., McMullen, W. *Pulmonary Function I & II Lessons for use with the Biopac Student Lab*, 42 Aero Camino, Santa Barbara-USA, Lesson 12 & 13, 2000.

Faridah, M., Rizwan, A., & Aniq, M. (2011). *Predicted and Recorded Vital Capacity in Students of Shalamar Medical and Dental College – Lahore*. Pakistan Journal of Physiology. 7(2): 50-52.