

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Penelitian Terdahulu**

Berdasarkan hasil penelitian penulis saat dilaboratorium pada 21 desember 2016 bertempat di RS PKU Muhammadiyah bahwasannya, alat simulator pasien pada umumnya yang sudah standart nasional sudah sering dipakai dirumah sakit untuk mengecek alat *EKG*. Penulis membandingkan dengan alat simulator pada umumnya dengan alat pembangkit sinyal *EKG* yang sudah dibuat. Berdasarkan penelitian hasilnya tidak jauh beda yaitu sama-sama menampilkan gelombang sinyal PQRST, akan tetapi dalam hal pengoperasiannya agak sulit karena terlalu banyak tombol-tombol, menu, dan kabel elektroda yang harus dipahami pada saat pengecekan dan pengoperasian alat simulator pasien.

Dari hasil praktek di Rumah Sakit Islam (RSI) klaten pada 24 maret 2015 bahwasannya, alat simulator pasien menggunakan 12 led keluaran. Pada saat pengoperasiannya sangat rumit, sehingga harus teliti dalam menggunakan alat tersebut. Simulator pasien yang ada di Rumah Sakit Islam (RSI) klaten menggunakan alat yang sudah standart dan terkalibrasi sehingga laik pakai..

Pada alat pembangkit sinyal *EKG* perbandingannya adalah belum standart dan terkalibrasi, sehingga belum bisa dikatakan laik pakai. maka alat pembangkit sinyal *EKG* ini butuh dikembangkan lagi dan percobaan berkali-kali untuk bisa digunakan dirumah sakit pada umumnya.

## 2.2 Landasan Teori

### 2.2.1 EKG (Elektrokardiogram)

Elektrokardiogram (*EKG*) merupakan suatu sinyal yang terbentuk sebagai hasil dari aktivitas listrik jantung. *EKG* diambil dengan memasang elektroda pada titik tertentu tubuh pasien. Sinyal *EKG* mempunyai bentuk spesifik sehingga dapat dijadikan sebagai acuan untuk menentukan kondisi kesehatan jantung oleh ahli jantung. Sinyal *EKG* direkam menggunakan perangkat *elektrokardiograf*, (Abedin – Conner, Belajar *EKG* Tanpa Guru, 1991).

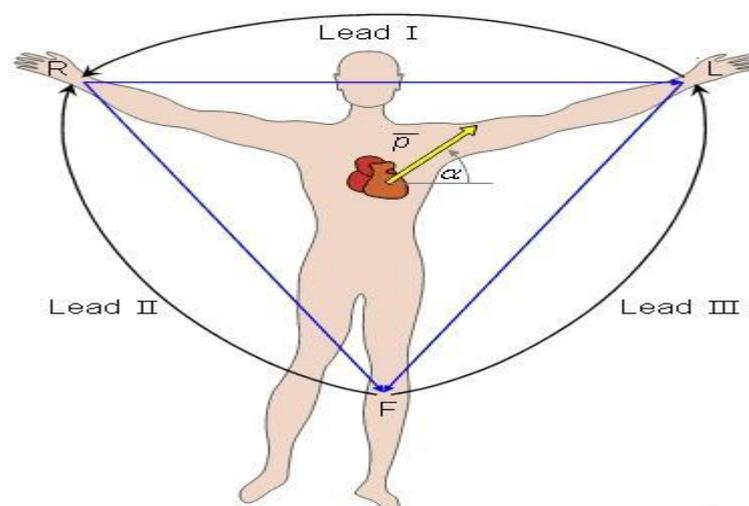
Dari hasil data *EKG* hanya bisa dilihat pada komputer yang terhubung dengan perangkat *EKG* tersebut, data sinyal *EKG* belum dapat diakses secara luas sehingga antara perangkat *EKG* dan perangkat monitoring harus berada dalam satu ruangan, (Dr. Sjukri Karim - Dr. Peter Kabo, *EKG dan Penanggulangan Beberapa Penyakit Jantung Untuk Dokter Umum*, 2001).

Setiap sadapan sinyal *EKG* merupakan hasil sadapan listrik dari 2 buah elektroda atau lebih yang dipasang pada permukaan tubuh. Setiap sinyal *EKG* memiliki orientasi vektor jantung yang berbeda-beda. (sugondo dkk, 2014). Dengan *EKG 12 lead* ini, seluruh kondisi kelistrikan pada otot jantung dapat terlihat, sehingga akan mempermudah dalam melakukan diagnosis kelainan jantung. Dalam ilmu sadapan *EKG* secara umum dibagi menjadi 3 kategori, diantaranya:

a. Sadapan Frontal

Pada sadapan frontal, digunakan metoda segitiga *Einthoven* yang menghasilkan 3 sinyal *EKG* yang kemudian disebut *Lead I*, *Lead II*, dan *Lead III*.

1. Sadapan *Lead I*, elektroda positif dihubungkan dengan tangan kiri dan elektroda negatif dihubungkan dengan tangan kanan.
  2. Sadapan *Lead II*, elektroda positif dihubungkan dengan kaki kiri dan elektroda negatif dihubungkan dengan tangan kanan.
  3. Sadapan *Lead III*, elektroda positif dihubungkan dengan kaki kiri dan elektroda negatif dihubungkan dengan tangan kiri. Sebagai *grounding* ditambahkan satu buah elektroda yang dipasang pada kaki kanan.
- Lebih jelas mengenai sadapan frontal ini dapat dilihat pada Gambar berikut ini.



**Gambar 2. 1** Metode Segitiga *Einthoven* (Aston, 1991)

Persamaan matematis untuk sadapan frontal adalah sebagai berikut.

$$\text{Lead I} = \text{LA} - \text{RA} \quad (1)$$

$$\text{Lead II} = \text{LL} - \text{RA} \quad (2)$$

$$\text{Lead III} = \text{LL} - \text{LA} \quad (3)$$

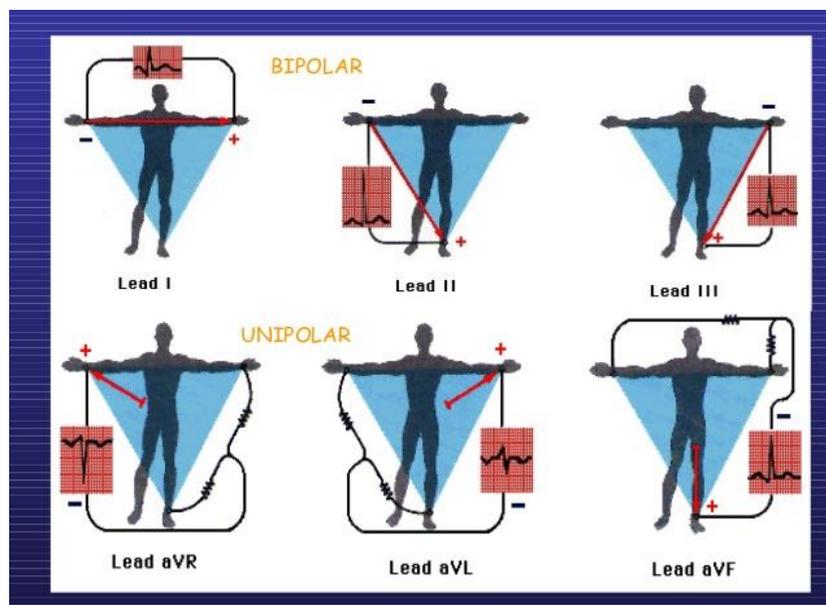
Keterangan : LA = *Left Arm*

RA = *Right Arm*

LL = *Left Leg*

b. Sadapan Ekstrimitas Unipolar (*Augmented Limb Lead*)

Sadapan ini membandingkan tegangan pada satu titik tubuh terhadap tegangan rata-rata 2 (dua) titik tubuh lainnya. Kemudian kita sebut sadapan aVR, aVL dan aVF. Masing-masing sadapan tersebut dapat dilihat pada berikut ini.



**Gambar 2. 2** *Augmented Limb Lead (Penney, 2003)*

Resistor yang dipasang memiliki nilai yang sama, sehingga diperoleh tegangan rata-rata dari dua titik tubuh. Persamaan matematis untuk sadapan *Augmented Limb Lead* adalah sebagai berikut.

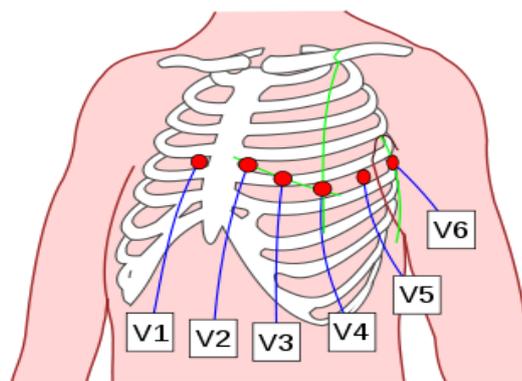
$$\text{Lead aVR} = \text{RA} - \frac{1}{2} (\text{LA} + \text{LL}) \quad (4)$$

$$\text{Lead aVL} = \text{LA} - \frac{1}{2} (\text{RA} + \text{LL}) \quad (5)$$

$$\text{Lead aVF} = \text{LL} - \frac{1}{2} (\text{RA} + \text{LA}) \quad (6)$$

c. Sadapan Prekordial (*Precordial Lead*)

Untuk mendapatkan 6 sadapan tambahan diperoleh dengan menempelkan elektroda pada bagian dada tertentu yang dibandingkan dengan tegangan referensi Wilson Central Terminal (*WCT*). Sadapan prekordial menghasilkan *Lead V1, V2, V3, V4, V5* dan *V6*. Gambar 3 memperlihatkan peletakan elektroda untuk sadapan prekordial dan Gambar 4 merupakan rancangan dari *WCT*.



**Gambar 2. 3** Peletakan Elektroda Sadapan Prekordial

Electrode penempatan dan nama elektroda 12 *lead* pada sadapan *EKG* 12-*lead* ada beberapa bagian, diantaranya:

1. RA di lengan kanan, Menghindari otot tebal.
2. LA di lokasi yang sama di mana RA ditempatkan, tapi di lengan kiri RL di kaki kanan, otot betis lateral.
3. LL di lokasi yang sama dimana RL ditempatkan, tapi di kaki kiri
4. V1 di ruang *intercostal* IV (antara tulang rusuk 4 dan 5) hanya di sebelah kanan sternum (tulang dada)
5. V2 di ruang *intercostal* IV (antara tulang rusuk 4 dan 5) hanya disebelah kiri sternum.
6. V3 antara mengarah V2 dan V4.
7. V4 di ruang *intercostal* V (antara tulang rusuk 5 dan 6) pada pertengahan *klavikularis*.
8. V5 horisontal bahkan dengan V4, digaris *anterior aksila* kiri.
9. V6 horisontal bahkan dengan V4 dan V5 di *linea midaxillaris*.

### 2.2.2 Alat Pembangkit Sinyal *EKG*

Pada materi kali ini, penulis membuat alat pembangkit sinyal *EKG*, fungsinya tetap sama dengan simulator *EKG* pada umumnya, namun alat yang akan dibahas lebih disederhanakan lagi. Alat pembangkit sinyal *EKG* disini mempunyai beberapa fungsi komponen yang saling terkoneksi.

Alat pembangkit sinyal *EKG* merupakan alat tiruan yang bisa mengeluarkan sinyal listrik jantung manusia. Alat ini juga bisa disebut sebagai

simulator pasien *EKG*. Alat pembangkit sinyal *EKG* tersebut juga dapat berguna sebagai alat pembantu dalam pengecekan *EKG*, memastikan apakah alat *EKG* *error* atau tidak.

Proses kerja alat pembangkit sinyal *EKG* lebih didominasi oleh kedua IC, yang pertama IC tipe BEF 14521BP, yang kedua IC tipe HCF 4017 B. Ketika alat pembangkit sinyal *EKG* tersebut dalam keadaan *ON*, maka otomatis akan dimulai dari IC1 tipe HEF 14521 berfungsi sebagai osilator atau pembangkit sinyal, guna mentrigger IC2. IC yang kedua ini berfungsi sebagai register geser (memindah dari pin 1 ke pin yang lain). Lalu pada *output* dari HEF 14521 (pin10) dengan sinyal 16 Hz memicu IC2 HCF 4017 B. IC2 adalah *counter* dengan 10 *output*. Ketika *output* 0 dari IC2 maka aktif (pin3) R-C kombinasi R8, C5 menciptakan gelombang-P dan Q. Kemudian Ketika *counter* melompat ke *output* 3 (pin7) gelombang-R diciptakan oleh R4, C4. lalu bagian negatif berkurang oleh dua dioda dan mensimulasikan gelombang-S. Maka terjadilah gelombang S. Ketika *output* 5 aktif (pin1) maka gelombang-T mengikuti. Terjadinya gelombang T disini diciptakan oleh R7 dan C5.

Kemudian *output* yang tidak terhubung dengan sinyal maka diperlukan menciptakan jeda. Semua sinyal diletakkan bersama-sama melalui R3 dan R6 dengan tingkat amplitudo (jarak-naiknya suatu getaran/osilasi) masing-masing.

Ketika salah satu urutan selesai, maka register geser berhenti. Lalu *output* 9 (pin11) terhubung dengan EN-masukan (pin13) hanya ketika ulang pulsa mencapai *counter* (pin15), maka *counter* dimulai lagi. Perulangan tersebut dibuat oleh IC1. Selain memicu sinyal 16 Hz, IC juga menyediakan sinyal 1 Hz dan 0,5

Hz pada pin14 dan pin13 yang berkorelasi pada tingkat detak jantung 60 dan 120 (saklar 2).

Berdasarkan hasil penelitian pada waktu dilapangan bahwasannya sudah ada alat *simulator pasien EKG* yang menggunakan sistem *output* memakai 12 *lead*, kali ini penulis mencoba untuk memakai *output 3 lead*, namun hasil pengukurannya dapat menghasilkan sinyal listrik jantung antara nilai 60 dan 120 *BPM*.

Menurut hasil penelitian di lapangan pada (12 februari 2015) bahwasannya, *simulator* pasien fungsinya sama dengan alat pembangkit sinyal *EKG*, yaitu alat yang dapat mengecek pasien moitor *EKG* sebelum digunakan, sehingga jika ada kerusakan ataupun terjadi *error* maka dengan mudah terdeteksi dengan menggunakan alat pembangkit sinyal *EKG*.

Hasil teori dari ,”Frank Weithöner” mengatakan bahwa, Salah satu alat uji yang paling penting dalam lokakarya biomedis adalah *ECG Tester* atau Simulator Pasien. Simulator Pasien terhubung ke monitor *EKG* dan memberikan sinyal *EKG* yang khas. Hanya dengan *tester* seperti monitor *EKG* dapat diperbaiki, fungsi dan pengaturan alarm diperiksa dan koneksi longgar kabel pasien berada, serta menemukan cara yang sederhana yaitu menggunakan kabel elektroda 3 *LED*. Sehingga rangkaian tersebut dapat menghasilkan kristal kuarsa sinyal *EKG* stabil untuk 60 dan 120 *BPM*.

Alat pembangkit sinyal dapat bekerja dengan maksimal dengan hasil tampilan gelombang PQRST yaitu menggunakan dua buah IC, yang diantaranya adalah sebagai berikut:

a. IC HEF14521BP

IC HEF 14521 BP merupakan sebuah peputaran dari 24 peralihan filp-flop yang mendominasi masuknya (MR) / pin 2, yang dapat memungkinkan tiga mode dari pengoperasian. IC tersebut merupakan pembalik tunggal (I2/O2) yang akan berfungsi sebagai kristal osilator atau sebagai kombinasi dengan sebuah RCosilator, atau sebagai masukan penyangga untuk sebuah osilator. Perjalanan dari titik rendah menuju ke titik tinggi sebuah kristal osilator akan diaktifkan oleh koneksi luar dengan bantuan resistor terhubung ke pin 3 (Vss') dan 5 (VDD').

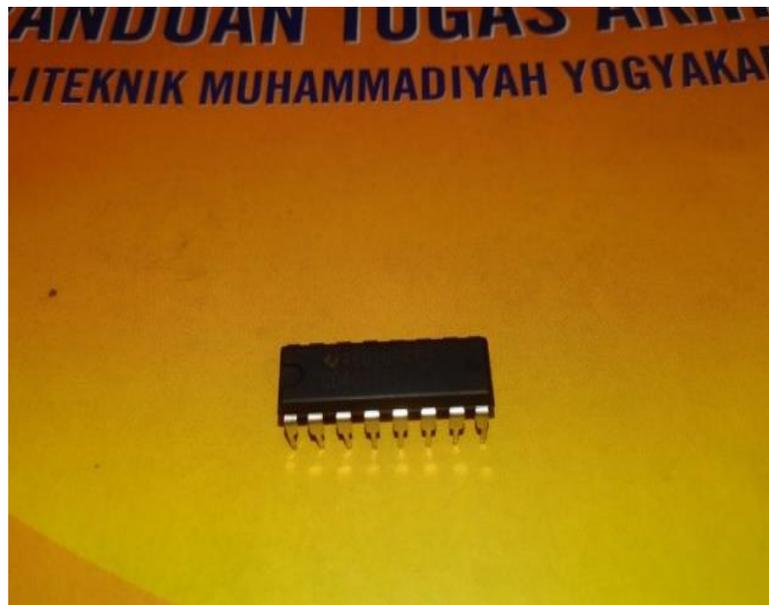
Setiap flip-flop berfungsi sebagai pembagi frekuensi dari sebelumnya yaitu 2 flip-flop. Oleh karena itu IC HEF 14521 BP akan menghitung naik ke angka  $2^{24} = 16777216$ . perhitungan menuju dari tinggi ke rendah sesuai jeda waktu. Keluaran atau *output* yang terakhir tersedia 7 tahapan untuk tambahan kesesuaian.



**Gambar 2. 4** IC HEF 14521BP

b. IC HCF 4017 B

IC 4017 merupakan IC pembagi atau pencacah dengan 1 jalan keluar terbaca sandinya (*Decoced*). Prinsip kerja dari IC 4017 adalah pencacah dimulakan dengan transisi rendah ke tinggi pada jalan masuk lonceng (CK) sementara jalan masuk CKE sedang rendah, ataupun dimulai dengan transisitinggi ke rendah pada jalan masuk CKE sementara jalan masuk lonceng CK adalah tinggi.



**Gambar 2. 5** IC HCF 14017 B

