

PENGATUR CATU DAYA TEGANGAN TINGGI PERANGKAT MAMMOGRAFI MX-13 BERBASIS *PULSE WIDTH MODULATION*

Wiranto Budi Santoso, Budi Santoso, Sukandar, I Putu Susila
Pusat Rekayasa Fasilitas Nuklir (PRFN) – BATAN
Email : wiranto@batan.go.id

ABSTRAK

PENGATUR CATU DAYA TEGANGAN TINGGI PERANGKAT MAMMOGRAFI MX-13 BERBASIS PULSE WIDTH MODULATION (PWM).. Perangkat mammography adalah perangkat pencitraan payudara menggunakan sinar-X dosis rendah untuk mendeteksi dini kanker pada tahap yang paling memungkinkan untuk dilakukan terapi sebelum pasien merasakan adanya gejala. Perangkat mammografi MX-13 buatan PRFN memanfaatkan teknik pulse width modulation (PWM) untuk mengatur catu daya tegangan tinggi ke tabung sinar-X. Pada perangkat mammografi konvensional, pengaturan catu daya tegangan tinggi dilakukan menggunakan autotransformer yang berdimensi besar dan berat. Dengan menggunakan teknik PWM, dimensi dan berat modul catu daya tegangan tinggi dapat dikurangi. Pulsa PWM dihasilkan oleh mikrokontroler. Pulsa PWM ini digunakan untuk mengatur tegangan pada bagian primer transformator tegangan tinggi. Hasil pengujian menunjukkan bahwa PWM dapat menghasilkan tegangan proporsional terhadap duty cycle yang diberikan dan dapat digunakan untuk mengatur catu daya tegangan tinggi perangkat mammografi MX-13.

Kata kunci: Sinar-X, mammografi, catu daya tegangan tinggi, pwm,

ABSTRACT

PULSE WIDTH MODULATION (PWM)-BASED HIGH VOLTAGE POWER SUPPLY CONTROLLER OF MX-13 MAMMOGRAPHY EQUIPMENT. Mammography is a specific type of breast imaging that uses low dose X-ray to detect cancer in early stage when it is most treatable stage before patients experience symptoms. The MX-13 mammography equipment is a mammography built by PRFN-BATAN which utilizes pulse width modulation (PWM) technique to control high voltage supply to X-ray tube. In conventional mammography, high voltage power supply is controlled by autotransformer which has big dimension and heavy. By using PWM technique, it can reduce weight and dimension of high voltage power supply module of mammography equipment. PWM pulses are produced by microcontroller. They are used to vary voltages which are fed to primary side of high voltage transformer. The test result shows that the PWM can produce the voltage proportional to its duty cycle and it can be used to control high voltage power supply in the MX-13 mammography equipment.

Keywords: X-ray, mammography, high voltage power supply, pulse width modulation,

1. PENDAHULUAN

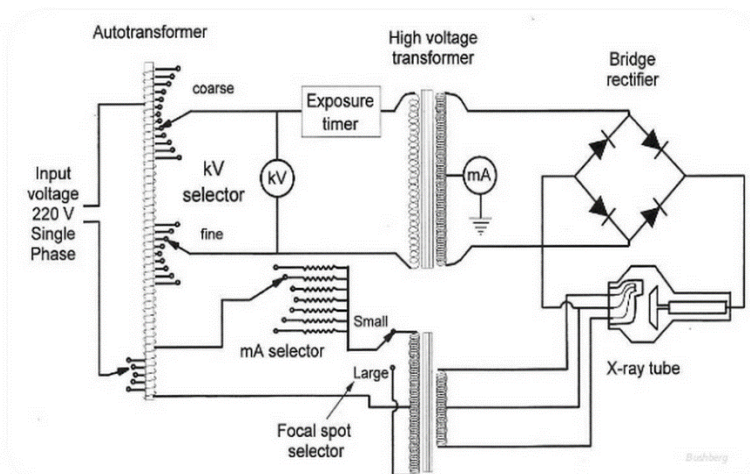
Penyakit kanker merupakan salah satu penyebab kematian utama di seluruh dunia. Pada tahun 2012, sekitar 8,2 juta kematian disebabkan oleh kanker. Kanker payudara termasuk penyebab terbesar kematian akibat kanker setiap tahunnya ^[1].

Menurut data dari Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, pada tahun 2012, kanker payudara merupakan penyakit kanker dengan persentase kasus baru tertinggi, yaitu sebesar 43,3%, dan persentase kematian akibat kanker payudara sebesar 12,9% ^[1].

Lebih dari 30% penyakit kanker dapat dicegah dengan cara mengubah faktor risiko perilaku dan pola makan penyebab penyakit kanker. Kanker yang diketahui sejak dini memiliki kemungkinan untuk mendapatkan penanganan lebih baik. Oleh karena itu, perlu dilakukan upaya pencegahan untuk meningkatkan kesadaran masyarakat dalam mengenali gejala dan risiko penyakit kanker sehingga dapat menentukan langkah-langkah pencegahan dan deteksi dini yang tepat.

Salah satu cara untuk mendeteksi penyajiit kanker payudara adalah dengan menggunakan perangkat mammografi. Mammografi adalah proses pemeriksaan payudara manusia menggunakan sinar-X dosis rendah (sekitar 0,7 mSv). Mammografi digunakan untuk melihat beberapa tipe tumor dan kista, dan telah terbukti dapat mengurangi mortalitas akibat kanker payudara. Selain pemeriksaan payudara sendiri dan pemeriksaan oleh dokter secara teratur, mammografi, merupakan cara yang efektif untuk menjaga kesehatan payudara. Beberapa negara telah menyarankan mammografi rutin (1-5 tahun sekali) bagi perempuan yang telah melewati paruh baya sebagai metode *screening* untuk mendiagnosa kanker payudara sedini mungkin [2].

Perangkat mammografi secara garis besar terdiri dari unit penghasil sinar-X (tabung dan komponen elektronik/elektrik pengendali), unit mekanik dan unit penangkap citra [3]. Unit penghasil sinar-X pada perangkat mammografi konvensional dapat dilihat pada gambar 1.



Gambar 1. Unit penghasil sinar-X perangkat mammografi konvensional [3]

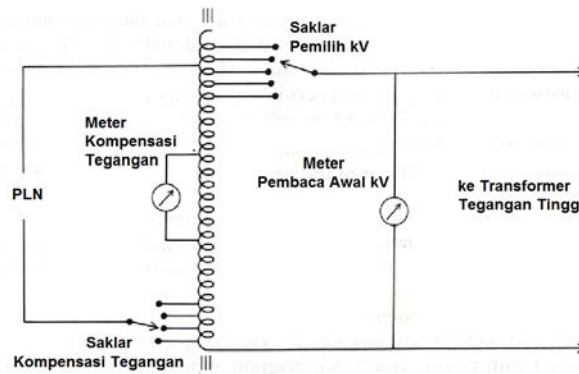
Energi sinar-X yang dihasilkan perangkat mammografi ditentukan oleh nilai tegangan tinggi pada tabung sinar-X. Seperti terlihat pada gambar 1 di atas, pada perangkat mammografi konvensional pengaturan tegangan tinggi pada tabung sinar-X dilakukan menggunakan *autotransformer*. *Autotransformer* mempunyai dimensi yang besar dan berat. Dengan menggunakan *autotransformer* pengaturan nilai tegangan tinggi tabung sinar-X tidak dapat dilakukan secara kontinyu. Perubahan tegangan hanya dapat dilakukan sesuai dengan tahap tegangan yang ditentukan.

Pada perangkat mammografi MX-13, pengaturan tegangan tinggi tabung sinar-X menggunakan teknik *Pulse Wave Modulation* (PWM) sebagai pengganti *autotransformer* [4]. Dengan demikian dimensi dan berat unit pengatur keluaran sinar-X perangkat mammografi MX-13 dapat dikurangi. Selain itu, dengan menggunakan teknik PWM ini, pengaturan perubahan tegangan tinggi dapat dilakukan secara kontinyu.

1.1. TEORI

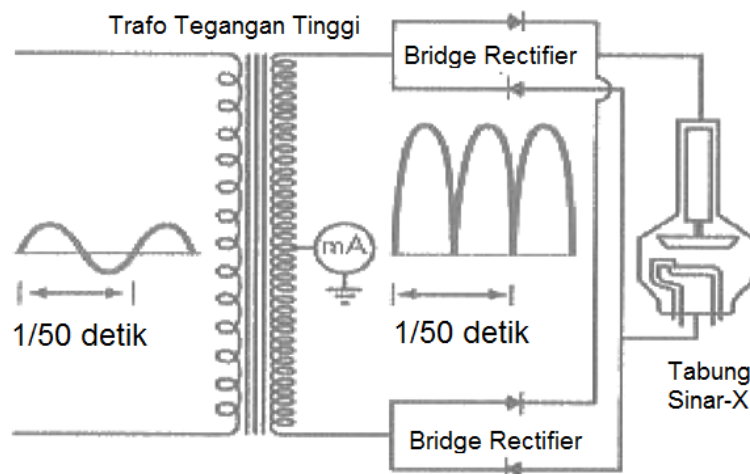
Rangkaian utama perangkat mammografi terdiri dari 3 bagian, yaitu: rangkaian catu daya untuk arus filamen tabung sinar-X, rangkaian catu daya tegangan tinggi antara anoda dan katoda tabung sinar-X untuk menggerakkan elektron, dan rangkaian pewaktu untuk mengatur waktu ekspos [5]. Rangkaian catu daya tegangan tinggi menghasilkan beda

potensial yang besar antara katoda dan anoda untuk mempercepat pergerakan elektron yang dihasilkan filamen dengan kecepatan tinggi. Pada perangkat mammografi konvensional tegangan PLN dihubungkan ke *autotransformer* untuk menentukan tegangan yang akan digandakan oleh trafo tegangan tinggi menjadi tegangan tinggi yang sesuai dengan tegangan yang dibutuhkan oleh tabung sinar-X. Blok diagram rangkaian pengatur catu daya tegangan tinggi perangkat mammografi konvensional dapat dilihat pada gambar 2.



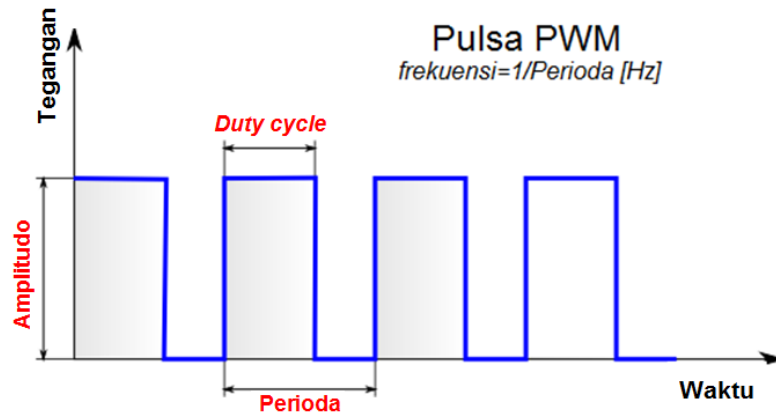
Gambar 2. Rangkaian pengatur tegangan tinggi perangkat mammografi konvensional

Tegangan keluaran dari *autotransformer* dihubungkan dengan trafo tegangan tinggi untuk digandakan. Rangkaian catu daya tegangan tinggi menghasilkan beda potensial yang besar antara katoda dan anoda untuk mempercepat pergerakan elektron yang dihasilkan filamen dengan kecepatan tinggi. Blok diagram rangkaian catu daya tegangan tinggi dapat dilihat pada gambar 3.



Gambar 3. Rangkaian tegangan tinggi perangkat mammografi

Pulse Width Modulation (PWM) adalah suatu teknik untuk mengendalikan rangkaian dan sistem analog dengan mengubah level dan frekuensi pulsa digital [6]. Bentuk pulsa PWM ditunjukkan pada gambar 4 di bawah ini.



Gambar 4 Pulsa *Pulse Width Modulation* (PWM).

Pulsa PWM terdiri dari dua kondisi, yaitu kondisi aktif (ON) dan non-aktif (OFF). Pada kondisi aktif, amplitudo pulsa bernilai maksimum. Sedangkan pada kondisi non-aktif, amplitudo pulsa bernilai nol (0). Amplitudo pulsa PWM menggambarkan nilai tegangan pada kondisi ON. Periode (T) pulsa PWM adalah waktu yang dibutuhkan untuk membentuk 1 pulsa. Sedangkan frekuensi pulsa ditentukan dengan persamaan (1) sebagai berikut:

$$f = \frac{1}{T} \dots\dots\dots(1)$$

dengan, f : frekuensi pulsa dalam Hertz
T: periode pulsa dalam detik

Duty cycle (D) adalah perbandingan antara waktu pulsa pada kondisi ON (Ton) dan ketika pada kondisi OFF (Toff) dalam satu periode (T) pulsa. Persamaan (2)

$$D = \left[\frac{T_{on}}{T_{on}+T_{off}} \right] \times 100 \% \dots\dots\dots(2)$$

dengan, D : *duty cycle* dalam %
Ton : waktu pulsa pada kondisi ON dalam detik
Toff : waktu pulsa pada kondisi OFF dalam detik

Sedangkan tegangan keluaran (Vout) yang dihasilkan merupakan prosentase *duty cycle* (D) dari tegangan masukan (Vin) yang diberikan, seperti dinyatakan pada persamaan (3) berikut ini.

$$V_{out} \text{ (volt)} = D \text{ (\%)} \times V_{in} \text{ (volt)} \dots\dots\dots(3)$$

dengan, Vout : tegangan keluaran dalam Volt
D : *duty cycle* dalam %
Vin : tegangan masukan dalam Volt

sehingga

$$V_{out} = \left[\frac{T_{on}}{T_{on}+T_{off}} \right] \times V_{in} \dots \dots \dots (4)$$

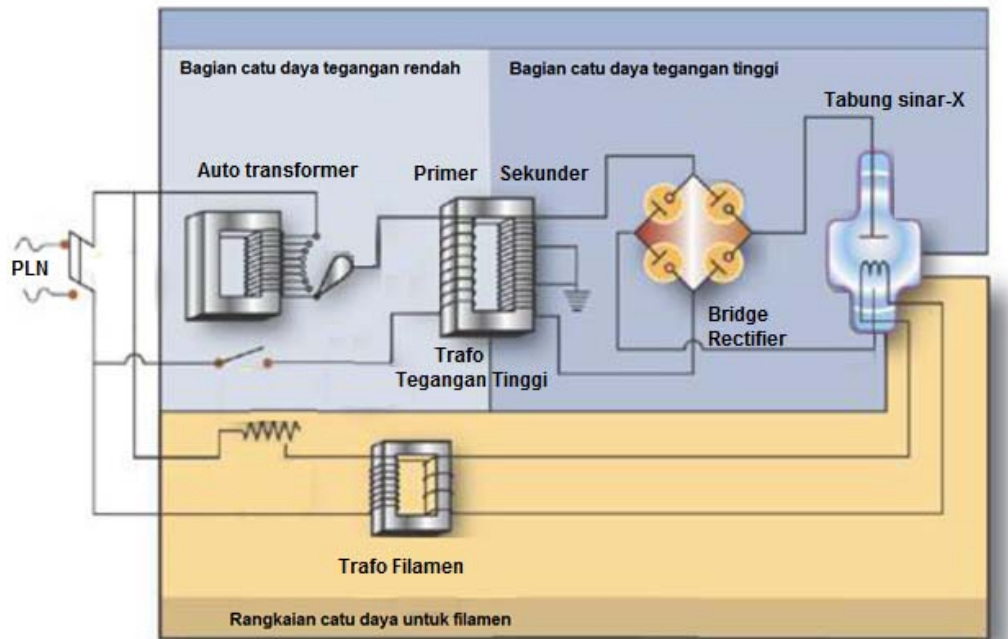
- dengan, V_{out} : tegangan keluaran dalam Volt
- V_{in} : tegangan masukan dalam Volt
- T_{on} : waktu pulsa pada kondisi ON dalam detik
- T_{off} : waktu pulsa pada kondisi OFF dalam detik

Jika tegangan masukan (V_{in}) yang melalui rangkaian sebesar 10 volt dan *duty cycle* (D) PWM sebesar 10 %, maka tegangan keluaran (V_{out}) adalah 1 volt. Dengan V_{in} yang sama dan D PWM sebesar 50 %, maka tegangan keluaran (V_{out}) adalah 5 volt ,

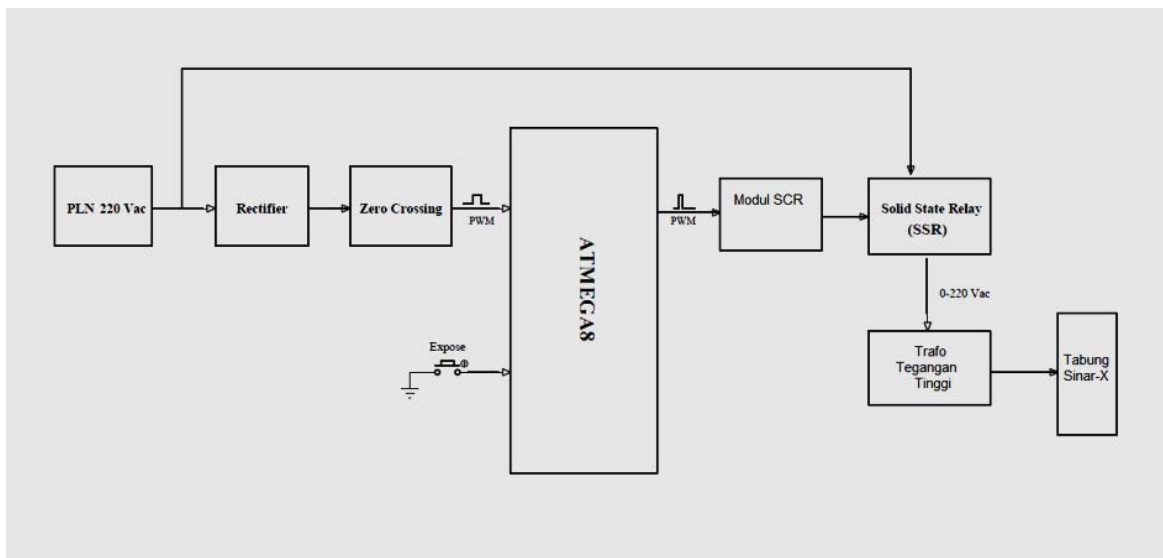
2. METODOLOGI

Rangkaian pengatur tegangan tinggi berfungsi mengatur tegangan kerja tabung sinar-X sesuai dengan kebutuhan. Pada perangkat mammografi tegangan tinggi mempunyai pengaruh pada energi sinar-X yang dihasilkan. Semakin besar tegangan antara anoda dan katoda tabung sinar-X maka energi sinar-X yang dihasilkan sehingga makin besar pula daya tembus/penetrasi sinar-X terhadap obyek payudara. Pada dasarnya pengaturan tegangan tinggi pada perangkat mammografi terdiri dari 2 bagian, yaitu bagian catu daya tegangan rendah dan bagian catu daya tegangan tinggi. Bagian catu daya tegangan rendah pada perangkat mammografi konvensional terdiri dari *autotransformer* dan gulungan primer dari trafo tegangan tinggi. Sedangkan bagian catu daya tegangan tinggi terdiri dari gulungan sekunder dari trafo tegangan tinggi dan penyearah (*bridge rectifier*). Tegangan keluaran dari bagian catu daya tegangan rendah akan diubah menjadi tegangan tinggi oleh bagian catu daya tegangan tinggi. Blok diagram rangkaian pengatur tegangan tinggi dapat dilihat pada gambar 5.

Pada bagian catu daya tegangan rendah pengatur tegangan tinggi perangkat mammografi MX-13, menggunakan teknik PWM sebagai tegangan masukan untuk bagian catu daya tegangan tinggi. Pulsa PWM digunakan untuk mengubah tegangan dari PLN sesuai dengan tegangan yang diinginkan. Perubahan nilai tegangan ini juga melibatkan modul SCR dan modul *zero-crossing*. Blok diagram bagian catu daya tegangan rendah dengan menggunakan teknik PWM dapat dilihat pada gambar 6.



Gambar 5. Blok diagram pengatur keluaran sinar-X

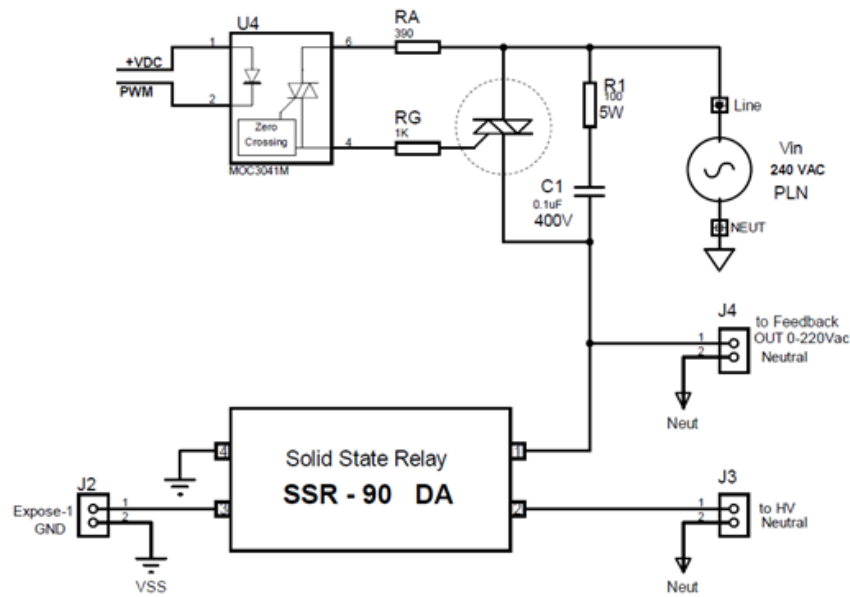


Gambar 6. Blok diagram bagian catu daya tegangan rendah dengan teknik PWM pada perangkat mammografi MX-13

Tegangan 220 Vac dari PLN dilewatkan ke penyearah (*rectifier*) sehingga membentuk gelombang penuh. Keluaran dari penyearah dihubungkan ke modul *zero-crossing* untuk mengetahui saat sinyal PLN bernilai 0 (nol). Hal ini diperlukan untuk mensinkronkan pulsa PWM dengan keluaran dari modul SSR. Pada saat sinyal PLN bernilai 0, modul *zero-crossing* akan mengeluarkan pulsa sebagai tanda agar mikrokontroler Atmega8 mulai mengeluarkan pulsa PWM.

Pulsa PWM dari mikrokontroler Atmega8 dihubungkan dengan modul SCR dan disinkronkan dengan keluaran *zero-crossing* sehingga menghasilkan porsi tegangan yang diinginkan sebagai tegangan masukan bagi bagian catu daya tegangan tinggi. Modul *Solid*

State Relay (SSR) dibutuhkan sebelum menghubungkan keluaran modul SCR dengan bagian catu daya tegangan tinggi seperti terlihat pada gambar 7.



Gambar 7. Blok diagram modul SCR dan SSR.

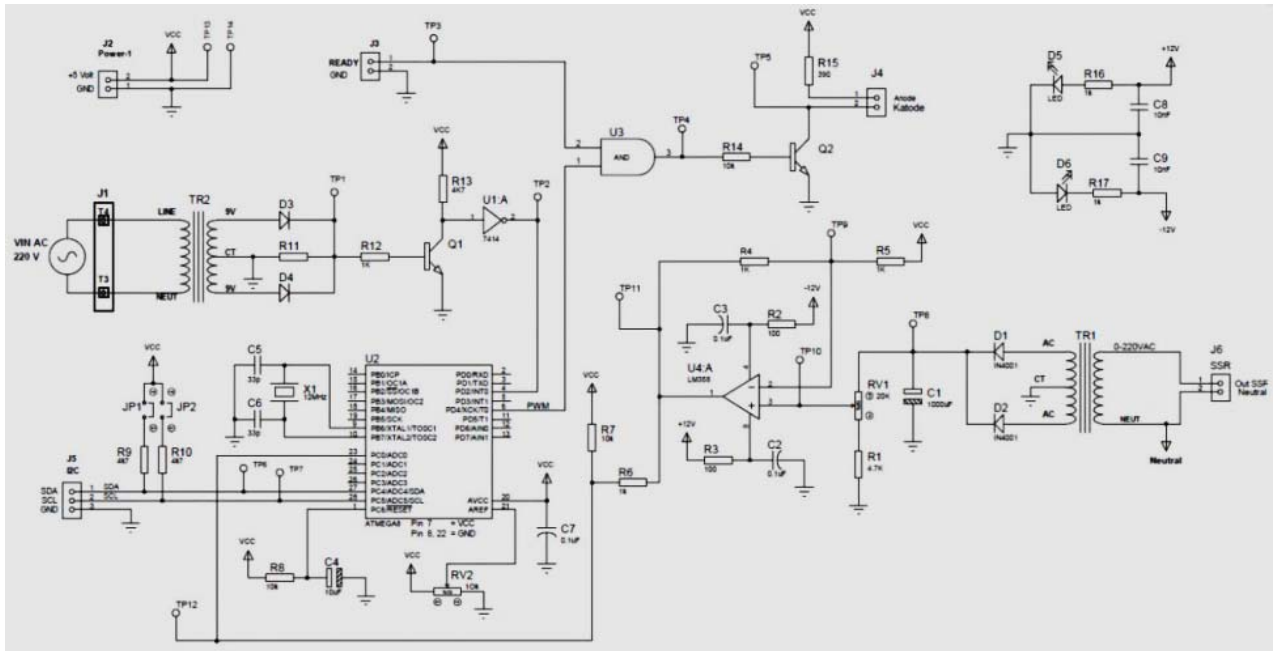
Pulsa PWM dihasilkan dengan memprogram mikrokontroler Atmega8 sesuai dengan prosentase *duty cycle* yang diterima mikrokontroler dari komputer. Nilai tegangan yang akan dihasilkan sesuai dengan persamaan (3) di atas.

Pengujian ketepatan pengaturan tegangan tinggi dengan teknik PWM dilakukan dengan memberikan nilai *duty cycle* melalui komputer. Tegangan keluaran bagian catu daya tegangan diukur menggunakan digital multimeter. Selain itu keluaran bagian ini juga dihubungkan dengan dengan lampu sebagai indikator visual. Pengujian juga dilakukan terhadap lebar pulsa PWM minimal untuk mengaktifkan modul SCR.

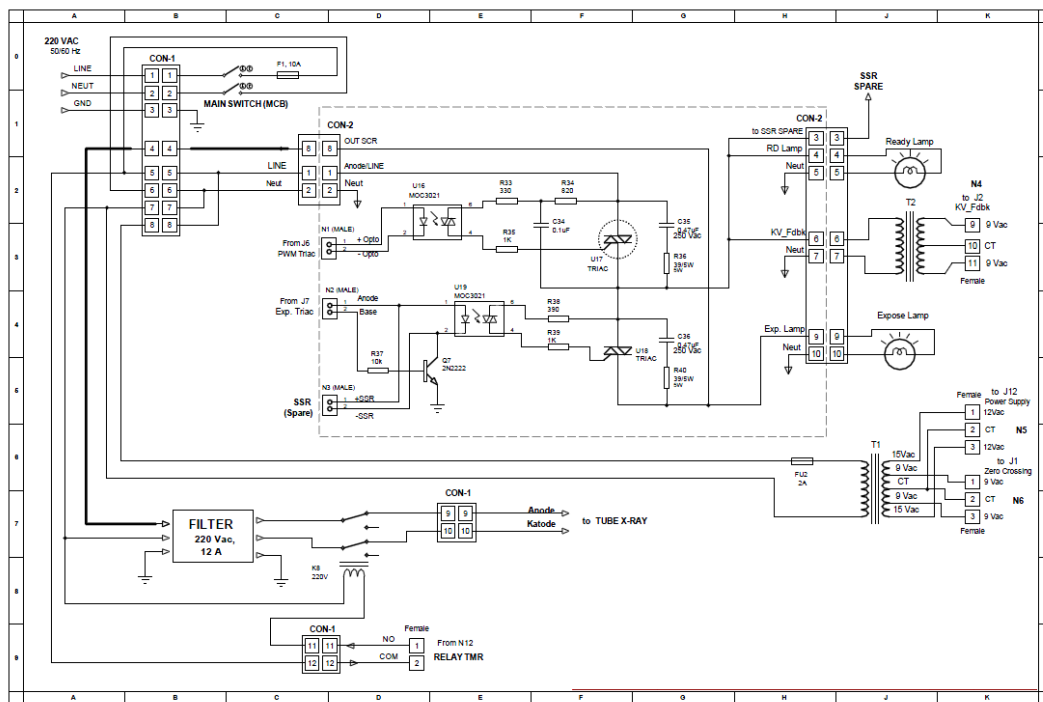
3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengatur catu daya tegangan tinggi pada perangkat mammografi MX-13 berbasis PWM yang dibuat terdiri dari modul mikrokontroler, modul keluaran *zero-crossing*, modul SCR dan SSR. Diagram skematik modul pengatur catu daya tegangan tinggi pada perangkat mammografi MX-13 berbasis PWM dapat dilihat pada gambar 8 dan 9.

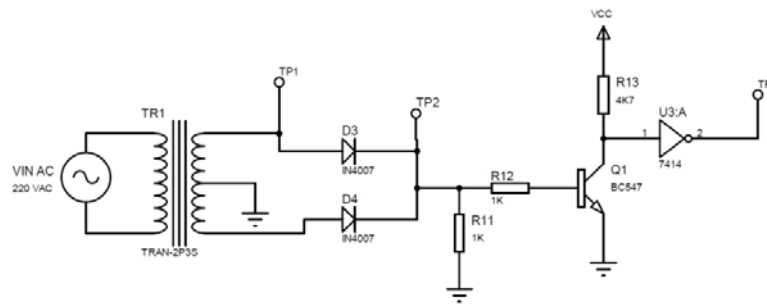
Pengujian modul *zero-crossing* dilakukan dengan mengukur tegangan pada titik pengukuran (*Test Point*) TP1, TP2, dan TP3. Rangkaian skematik dan lokasi titik pengukuran pada modul *zero-crossing* dapat dilihat pada gambar 10. Diagram waktu hasil pengukuran pada titik pengukuran TP1, TP2, dan TP3 modul *zero-crossing* dapat dilihat pada gambar 11.



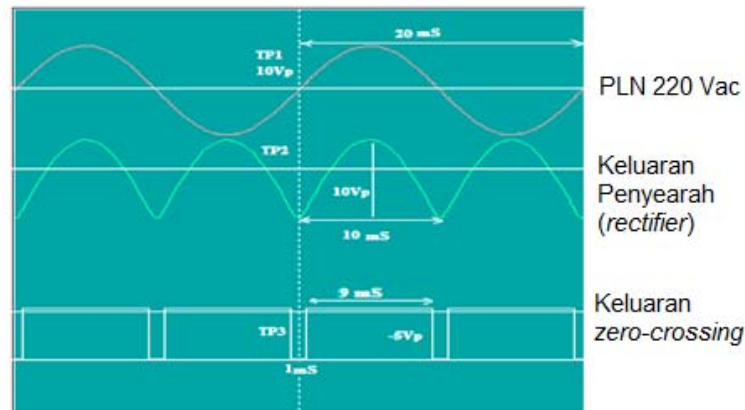
Gambar 8. Diagram skematik modul pengatur catu daya tegangan tinggi.



Gambar 9. Diagram skematik modul pengatur catu daya tegangan tinggi (lanjutan).



Gambar 10. Rangkaian skematik modul zero-crossing



Gambar 11. Diagram waktu sinyal keluaran modul zero-crossing

Pengujian modul catu daya tegangan tinggi perangkat mammografi MX-13 dilakukan dengan menentukan lebar pulsa PWM minimum yang dapat menghasilkan tegangan keluaran. Tegangan beban atau tegangan keluaran bagian catu daya tegangan rendah dari modul catu daya tegangan tinggi perangkat mammografi MX-13 diukur menggunakan digital multimeter dan dipasang lampu pijar. Hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 1 dan grafik hubungan antara *duty cycle* pulsa PWM dan tegangan pada beban dapat dilihat pada gambar 12.

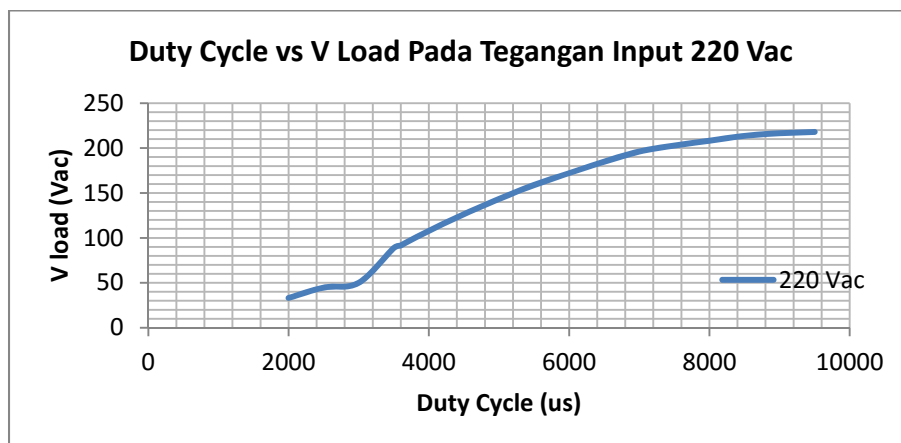
Dari tabel 1, dengan lebar pulsa PWM sebesar 1 us sudah dapat yang didapat menghasilkan tegangan keluaran. Kestabilan tegangan keluaran berada pada *duty cycle* 20% hingga 95%. Hal ini ditunjukkan oleh nyala lampu yang stabil dan pengukuran digital multimeter.

Tabel 1. Penentuan lebar pulsa PWM minimum

Lebar Pulsa PWM = 1 us

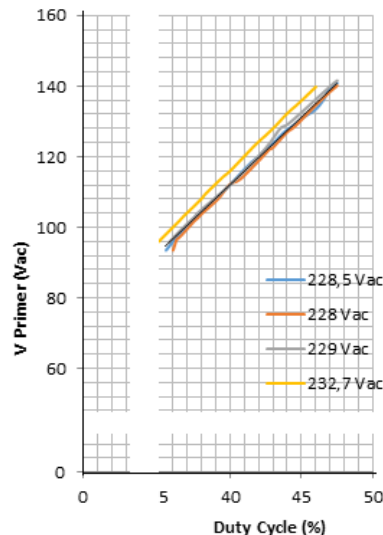
No	Duty Cycle		V load (Vac)	Keterangan
	us	%		
1	500	5	Fluktuatif	kedip lambat
2	1000	10	Fluktuatif	kedip lebih lambat
3	1500	15	Fluktuatif	kedip sangat lambat
4	2000	20	33.2	stabil
5	2500	25	44.7	stabil
6	3000	30	50	stabil
7	3500	35	88.8	stabil
8	3600	36	91.6	stabil

9	3750	38	98.1	stabil
10	4000	40	107.9	stabil
11	4250	43	117.1	stabil
12	4500	45	126.6	stabil
13	4750	48	135	stabil
14	5000	50	143.3	stabil
15	5500	55	159	stabil
16	6000	60	172	stabil
17	6500	65	184.9	stabil
18	7000	70	196.2	stabil
19	7500	75	202.8	stabil
20	8000	80	208.2	stabil
21	8500	85	213.6	stabil
22	9000	90	216.5	stabil
23	9500	95	218	stabil
24	10000	100	Fluktuatif	kedip cepat



Gambar 12. Hubungan antara *dutycycle* dan tegangan beban

Modul catu daya tegangan tinggi perangkat mammografi MX-13 juga diuji untuk mengetahui linearitas tegangan keluaran terhadap perubahan prosentase *duty cycle* pada tegangan masukan tertentu. Hasil pengujian dapat dilihat pada gambar 13.



Gambar 13. Hubungan tegangan keluaran terhadap perubahan prosentase *duty cycle*

Dari hasil pengujian terlihat bahwa perubahan prosentase *duty cycle* berbanding lurus secara linier dengan nilai tegangan keluaran. Hal ini sesuai dengan persamaan (3) di atas bahwa tegangan keluaran merupakan prosentase *duty cycle* dari tegangan masukan. Dengan demikian modul pengatur catu daya tegangan tinggi berbasis PWM pada perangkat mamografi MX-13 dapat berfungsi sesuai dengan yang diharapkan

4. KESIMPULAN

Dari hasil pengujian dapat disimpulkan bahwa modul pengatur catu daya tegangan tinggi berbasis PWM pada perangkat mamografi MX-13 dapat berfungsi dengan baik. Lebar pulsa minimum agar dapat menghasilkan tegangan keluaran adalah 1 us. Tegangan keluaran dari bagian catu daya tegangan rendah dari modul catu daya tegangan tinggi dapat diatur dengan mengubah *duty cycle* pulsa PWM. Untuk tegangan kerja tabung sinar-X, *duty cycle* pulsa PWM proporsional dengan tegangan keluaran.

5. DAFTAR PUSTAKA

- [1]. PUSAT DATA DAN INFORMASI, STOP KANKER 4 Februari – Hari Kanker Sedunia, InfoDATIN Kementerian Kesehatan RI, 2015.
- [2]. ANONIM, *Mammografi*, <https://id.wikipedia.org/wiki/Mammografi>, diakses 28 September 2014
- [3]. ANONIM, *X-ray Imaging Technique* <http://www.biomedicz.com/x-ray-imaging-technique>, diakses 18 Oktober 2014
- [4]. Budi Santoso, Perancangan Pesawat Sinar-X Mammography, Laporan Teknis BATAN-RPN-L-2013-08-028, PRPN, 2013
- [5]. ANONIM, *Radiography: X-ray Machine Circuits*, <http://www.vetstream.com/lapis/Content/>, diakses 11 Juni 2015
- [6]. ANONIM, *PWM Modulation*, http://pcbheaven.com/wikipages/PWM_Modulation/, diakses 16 Juli 2015
- [7]. ANONIM, *Mammography Equipment*, <https://www.santarosa.edu/~xho/Mammo/Unit%203%20-%20Mammography%20Equipment.pdf>, diakses 18 Oktober 2014
- [8]. EB Podgorsak, Radiation Oncology Physics- A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Wina, 2005