

SISTEM KENDALI PESAWAT SINAR-X SECARA WIRELESS BERBASIS ARDUINO DENGAN PARAMETER kV

Budimansyah, Nur Hudha Wijaya, Djoko Sukwono

Prodi D3 Teknik Elektromedik Program Vokasi

Universitas Muhammadiyah Yogyakarta

Jln. Brawijaya, Kasihan, Geblagan, Taman Tirta, Kasihan Bantul-DIY, Indonesia 55183

Telp (0274) 387656 Fax (0274) 387646

E-mail : Budimansyah.2016@vokasi.umy.ac.id, Nurhudhawijaya@umy.ac.id

Abstract

High voltage (kV) on X-ray machine is the voltage produced by High Tension Transformator (HTT) which will give the potential difference to the X-ray tube. Regional general hospitals in Indonesia still uses X-ray aircraft using analog systems as kV selection. Radiographers will get the effects of radiation because they are exposed to continuous radiation when they run the machine, because they have to operate the machine directly. The many uses of cables in analog systems are also still less efficient. Therefore, wireless X-ray controller is designed to reduce radiation exposure to patients and radiographers and reduce the use of cables on X-ray machine. This research uses Personal Computer (PC) as a platform to set parameter values, namely kV. Serial communication uses Bluetooth HC-05, minimum system uses ATmega 328p IC and data processing on PC uses Delphi application. Measurements on the device use a multimeter to determine the input voltage for HTT. The measurement from parameter 60 kV, 65 kV, 70 kV, 75 kV, dan 80 kV, the smallest correction value is 0.15 kV on the 75 kV parameter, and the biggest correction value is 1.66 kV on the 65 kV parameter. The correction value is still within the tolerance value range of ± 1 kV. In the measurement of distance the farthest results obtained by 6 meters with a barrier wall thickness of 9.5 cm.

Keywords: X-ray, rontgen, radiation, bluetooth, arduino

Abstrak

Tegangan tinggi (kV) pada pesawat sinar-X adalah tegangan yang dihasilkan oleh *High Tension Transformator* (HTT) yang akan memberi beda potensial terhadap tabung sinar-X. Rumah sakit umum daerah di Indonesia masih banyak menggunakan pesawat sinar-X yang menggunakan sistem analog sebagai pemilihan kV. Hal ini akan mengakibatkan *radiographer* terpapar radiasi secara terus menerus ketika menjalankan alat karena harus mengoperasikan alat secara langsung. Banyaknya penggunaan kabel pada sistem analog juga masih kurang efisien, oleh karena itu dirancang alat pengendali pesawat sinar-X secara *wireless* yang dapat mengurangi paparan radiasi kepada pasien dan *radiographer* dan mengurangi penggunaan kabel pada pesawat sinar-X. Penelitian ini menggunakan *Personal Computer* (PC) sebagai tempat pengaturan nilai parameter yaitu kV. Komunikasi serial menggunakan *bluetooth* HC-05, minimum system menggunakan IC ATmega 328p dan pengolahan data pada PC menggunakan aplikasi delphi. Pengukuran pada alat menggunakan multimeter untuk mengetahui tegangan *input* untuk HTT. Hasil pengukuran dari parameter 60 kV, 65 kV, 70 kV, 75 kV, dan 80 kV didapatkan nilai koreksi terkecil adalah 0,15 kV pada parameter 75 kV dan terbesar adalah 1,66 kV pada parameter 65 kV. Nilai koreksi tersebut masih dalam batas nilai toleransi yaitu ± 1 kV. Pada pengukuran jarak didapatkan hasil terjauh sebesar 6 meter dengan ketebalan dinding penghalang sebesar 9,5 cm.

Kata Kunci: sinar-X, pesawat rontgen, radiasi, bluetooth, arduino.

1. Pendahuluan

Pesawat sinar-X atau pesawat Rontgen adalah pesawat medik yang bekerjanya menggunakan radiasi sinar-X baik untuk keperluan fluoroskopi dan radiografi. Sinar ini terpancar dari tabung diarahkan pada bagian tubuh dan akan ditangkap oleh film, sehingga akan terbentuk gambar dari bagian tubuh yang disinari. Sinar-X dihasilkan di dalam suatu tabung gelas hampa udara dan secara umum terdiri dari sumber untuk memproduksi elektron, sumber energi untuk mempercepat elektron, lintas elektron bebas, pemfokus berkas elektron, dan bahan untuk menghentikan electron [1].

Pembangkit sinar-X berupa tabung hampa udara berisi filamen sebagai katoda dan anoda. Apabila terjadi pemanasan filamen akan mengakibatkan elektron keluar dan jika katoda dan anoda diberi beda potensial tinggi, elektron akan bergerak cepat menuju ke anoda. Dengan pergerakan cepat elektron tersebut, maka akan terjadi tumbukan antara elektron dengan anoda, sehingga mengakibatkan pancaran radiasi sinar-X [2].

Pemanfaatan sinar-X di bidang kedokteran nuklir adalah salah satu cara untuk meningkatkan kesehatan masyarakat. Aplikasi ini telah cukup beragam mulai dari radiasi untuk diagnostik, pemeriksaan sinar-X gigi dan penggunaan radiasi sinar-X untuk terapi. Alat diagnosis yang umum digunakan di rumah sakit umum daerah (RSUD) adalah pesawat sinar-X (*photo rontgen*) untuk *photo thorax*, tulang tangan, kaki dan organ tubuh yang lainnya [2].

Pesawat sinar-X memiliki beberapa bagian yaitu *control system*, *high voltage* dan *X-ray tube*. Ketika pesawat sinar-X hendak dijalankan, perlu mengatur beberapa parameter yaitu tegangan tinggi (kV), arus (mA) dan waktu *expose*. Tiga parameter ini harus mempunyai keakuratan tinggi, supaya sinar-X yang diperoleh dapat memenuhi standar kedokteran. Sistem pengendali pesawat sinar-X konvensional banyak menerapkan sistem *analog*, pengoperasian dilakukan secara manual sehingga dapat mengakibatkan kecepatan nilai data yang diperoleh kurang akurat yang akan mempengaruhi sinar-X yang dihasilkan [1]. Hal yang paling membahayakan bagi *radiographer* dan pasien adalah radiasi yang berlebihan. Radiasi yang mengenai tubuh manusia dapat menimbulkan kerugian bagi pekerja dari paling ringan hingga fatal. Derajat efek ini tergantung pada beberapa faktor yaitu jenis radiasi, lama penyinaran, jarak sumber dengan tubuh dan ada tidaknya penghalang (*shielding*) antara sumber radiasi dengan pekerja [3]. Dosis radiasi sinar-X yang berlebihan dapat menyebabkan proses ionisasi pada jaringan lunak, organ dan cairan dalam tubuh manusia yang mengakibatkan kerusakan sel yang dapat memicu sel kanker[4].

Pada penelitian yang dilakukan oleh Ferry Suyatno pada tahun 2010 yang bertujuan untuk merencanakan *digital system* dan *microcontroller* untuk menyempurnakan pemilihan parameter pada pesawat sinar-X untuk mendapatkan hasil yang akurat. Pemilihan tegangan menggunakan motor *stepper* yang dikontrol oleh *microcontroller*, sehingga pemilihan dapat dilakukan secara otomatis dan tegangan akurat nilainya. Begitupun untuk parameter arus dan *timer expose* dikontrol oleh *microcontroller*, sehingga nilai besarnya akurat [1]. Penelitian menggunakan komponen yang mudah ditemukan, sehingga apabila terjadi kerusakan dan harus mengganti komponen dapat mudah diatasi. Kelebihan alat ini adalah data yang diperoleh lebih akurat dari sistem pesawat sinar-X konvensional sebelumnya. Namun terdapat kekurangan pada penelitian ini yaitu pengendalian alat tersebut hanya bisa digunakan secara langsung dan belum menggunakan teknologi *wireless* yang akan berdampak langsung dalam bahaya dosis radiasi berlebih diterima oleh *radiographer*.

Pada penelitian Sujatno pada tahun 2013 yang bertujuan untuk membuat sistem pengendali pada pesawat sinar-X berbasis mikrokontroler dengan antarmuka *personal computer* dengan menggunakan *software BASCOM 8051* dan program dengan *software Visual Basic 6.0* untuk pengaturan nilai tegangan, arus dan waktu untuk mendapatkan kecepatan nilai data lebih akurat dibanding pesawat sinar-X terdahulu [5]. Perencanaan sistem pengendali dengan menggunakan mikrokontroler AT89S51 dan pengaturan nilai parameter melalui personal computer. Kelebihan alat ini adalah menggunakan pemilihan kV, mA, dan waktu menggunakan PC yang diolah mikrokontroler sehingga data yang diperoleh lebih akurat. Kekurangan alat ini yaitu masih menggunakan kabel pada tombol *expose*.

Mengacu pada latar belakang dan referensi penelitian di atas, maka dibuat alat "Sistem Kendali Pesawat Sinar-X Secara *Wireless* Berbasis Arduino" dengan membuat sistem digital berbasis arduino untuk mendapatkan nilai *output* dengan akurasi yang tinggi dan menambahkan teknologi *wireless* untuk menghemat penggunaan kabel.

1.1 Teori Dasar

1.1.1. Pesawat Sinar-X

Sinar X atau sinar Rontgen merupakan gelombang elektromagnetik dengan panjang gelombang sangat pendek ($1 \text{ \AA} = 10^{-8} \text{ cm}$), sehingga mempunyai daya tembus yang tinggi. Ada 2 tipe kejadian dalam proses menghasilkan sinar-X, yaitu sinar-X *Bremstrahlung* dan sinar-X Karakteristik. Sinar-X yang diproduksi dengan jalan menembaki target logam dengan elektron cepat dalam satu tabung vakum sinar katoda. Ketika elektron menabrak target logam, maka sinar-X akan terpancar dari permukaan logam tersebut yang dikenal dengan sinar-X *Bremstrahlung*. Sinar-X dapat juga terjadi melalui proses perpindahan elektron atom dari tingkat lebih tinggi menuju ke tingkat energi lebih rendah. Karena setiap jenis atom memiliki tingkat energi elektron yang berbeda-beda, maka sinar-X yang terbentuk disebut sinar-X karakteristik dengan spektrum energi diskrit [6]. Kecerahan gambar x-ray yang dihasilkan diperkirakan dari ukuran sumber sinar x-ray [7]. Pesawat sinar-x merupakan salah satu perangkat pencitraan yang digunakan sebagai alat diagnose [8]. Pada dasarnya pesawat sinar-X terdiri dari bagian utama, yaitu tabung sinar-X, sumber tegangan tinggi (HV), dan unit pengatur [9].

1.1.2. Efek Radiasi Terhadap Manusia

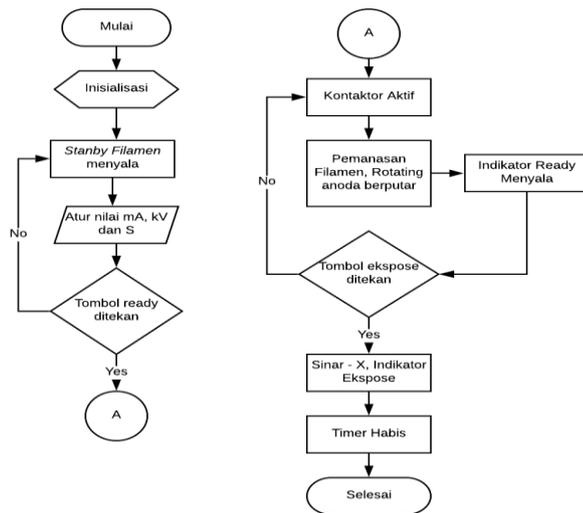
Radiasi ada di udara yang kita hirup, makanan yang kita makan, bangunan tempat kita hidup, dan Bumi tempat kita hidup. Ketika masyarakat terus berevolusi, radiasi buatan manusia menambah tingkat radiasi dan potensi paparan pada manusia [10]. Keselamatan kerja radiasi adalah upaya yang dilakukan untuk menciptakan kondisi agar dosis radiasi pengion yang mengenai manusia dan lingkungan hidup tidak melampaui nilai batas yang ditentukan [11]. Salah satu sumber radiasi pengion adalah sinar-X yang banyak digunakan keperluan medis [12]. Hal yang paling berpengaruh dalam jumlah paparan radiasi pada pesawat sinar-X adalah waktu dalam *miliampereseconds* (mAs), berat badan pasien, dan tegangan puncak dalam tabung (kVp) [13]. Optimasi dosis sangat penting untuk kualitas dan kuantitas dari tes kualitas kontrol pada peralatan X-ray. Meluasnya penggunaan X-ray dalam diagnosis dan manajemen pasien telah menyebabkan peningkatan paparan radiasi [14]. Paparan tingkat radiasi medis yang kecil sekalipun merupakan ancaman kesehatan masyarakat yang potensial dan dapat dihindari [15]. Khususnya organ anak-anak dan bayi yang jauh lebih kecil daripada organ orang dewasa, oleh karena itu sejumlah energi yang diberikan akan menghasilkan dosis negatif yang jauh lebih tinggi [16]. Ada dua jenis radiasi yaitu radiasi pengion dan radiasi non pengion. Paparan radiasi pengion sering menyebabkan penurunan sistem kekebalan tubuh, khususnya dengan dosis yang lebih rendah [17]. Oleh karena itu, sangat penting bahwa metode pemeriksaan menggunakan pesawat rontgen memastikan bahwa semua informasi yang diperoleh sepenuhnya dapat dimanfaatkan dan diartikan dengan efisiensi maksimum [18]. Efek radiasi dapat terjadi karena paparan akut yaitu paparan yang terjadi karena dosis paparan berlebih tunggal yang besar dan paparan kronis yaitu paparan yang dapat terjadi karena dosis kecil yang terus menerus dikenakan secara bertahun-tahun [19]. Efek dari dosis radiasi yang rendah yaitu paparan radiasi yang dapat menyebar dari waktu ke waktu yang berakibat dalam jangka panjang [20].

2. Metode Penelitian

Metode yang dilakukan dalam penelitian ini terdiri dari beberapa tahap, yaitu: perancangan *software*, perancangan *hardware*, pengambilan data.

2.1. Perancangan Software

Berdasarkan perancangan alat yang telah dilakukan, didapatkan diagram alir pada Gambar 1 untuk proses penelitian yang digunakan dalam pengerjaan alat tugas akhir :



Gambar 1 Diagram alir

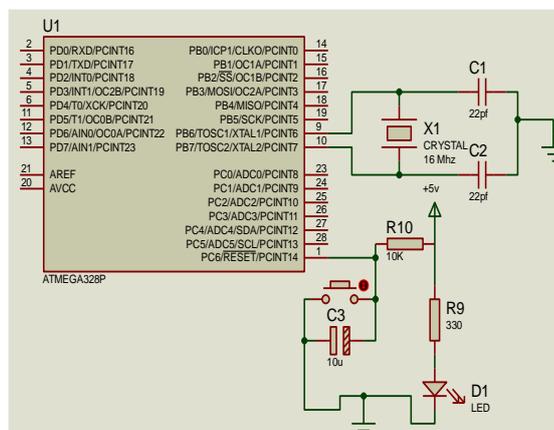
Pada saat alat dinyalakan, mikrokontroler akan melakukan inisialisasi program dan posisi filamen dalam keadaan *standby*. Ketika akan menggunakan alat untuk foto rontgen yang pertama dilakukan adalah mengatur kV, mA dan S. Setelah diatur, maka dilanjutkan dengan menekan tombol *ready*. Ketika *ready* tercapai maka lampu indikator hijau akan menyala, setelah indikator *ready* menyala bisa dilanjutkan dengan menekan tombol *expose*, apabila indikator *ready* belum menyala maka proses *expose* tidak akan bisa berjalan. Ketika proses *expose* maka alat akan menghasilkan sinar-x, indikator warna merah akan menyala. Setelah timer habis maka proses akan berakhir dan akan kembali pada proses awal.

2.2. Perancangan *Hardware*

Pada tahap perancangan *hardware*, dilakukan dengan pembuatan blok rangkaian, yang terdiri rangkaian *system minimum microcontroller* ATmega328P, rangkaian *driver* kV, rangkaian lampu indikator.

2.2.1 Rangkaian *Minimum System*

Spesifikasi komponen yang digunakan pada rangkaian *minimum system* ATmega 328p adalah Menggunakan ATmega 328p, Menggunakan *Crystal*, Membutuhkan tegangan kerja sebesar +5V, dan GND, Menggunakan push button, resistor 10k, 330, LED, dan kapasitor 10uf, 22 pf.

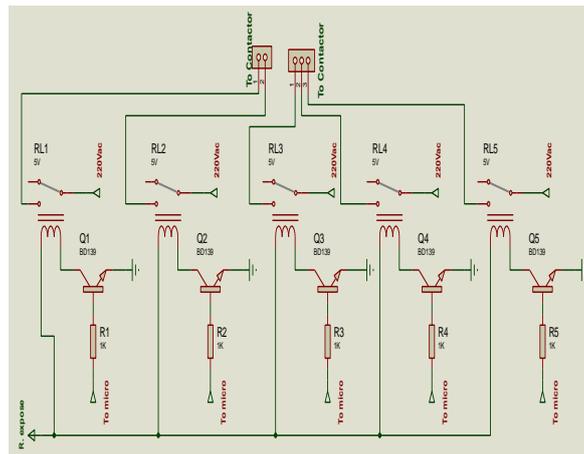


Gambar 2 Rangkaian *minimum system*

Rangkaian *minimum system* mikrokontroler ATmega 328p ini memiliki pendukung *input/output* yang *programmable* dan RAM yang *On-Chip*. Rangkaian ini dapat dibuat sangat fleksibel tergantung aplikasi yang akan dibuat. Pada umumnya, suatu mikrokontroler membutuhkan dua elemen (selain *power supply*) untuk berfungsi: Kristal *Oscillator* (XTAL), dan Rangkaian *RESET*

2.2.2 Rangkaian Driver kV

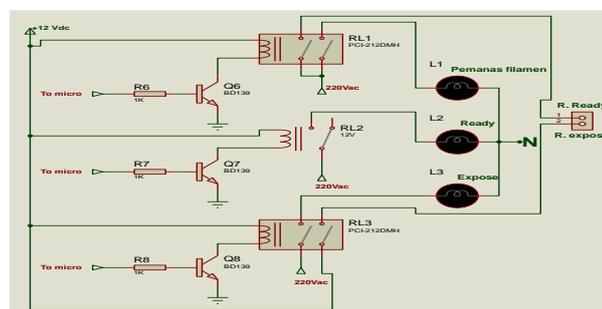
Rangkaian *driver Kv* berfungsi untuk mengontrol kontaktor untuk pemilihan nilai Kv dari *autotrafo* yang memberi *input* ke HTT. Rangkaian ini akan dikendalikan oleh Arduino dengan memberikan *input* pada kaki basis transistor bd139 yang berfungsi sebagai penghubung antara coil relay dengan *ground*. Jika Arduino berlogika HIGH, maka transistor akan aktif dan coil relay dengan *ground* akan terhubung dan relay aktif dan begitupun sebaliknya. Kaki NO (*normally open*) dari kelima relay tersebut masing-masing akan masuk ke salah satu coil kelima kontaktor.



Gambar 3 Rangkaian *driver kV*

2.2.3 Rangkaian Lampu Indikator

Saat tombol ready ditekan, maka relay R1 aktif, lampu pemanas filamen menyala. Pada proses pemanas filamen, dibutuhkan delay selama 3 detik. Ketika delay telah tercapai, maka relay R2 aktif, lampu Ready menyala, menandai proses Expose dapat dilakukan. Kemudian tombol Expose ditekan, maka relay R3 aktif, lampu Expose menyala, saat waktu telah tercapai maka semua lampu akan mati semua.



Gambar 4 Rangkaian lampu indikator

2.3. Teknik Pengambilan Data

Pengujian alat menggunakan alat ukur multimeter digital untuk melakukan pengukuran tegangan (V) *output* yang berada pada kontaktor terhubung pada rangkaian *driver kV* saat melakukan proses *expose*. Pengukuran jarak menggunakan alat ukur meteran yang dilakukan dengan dua kondisi yaitu tanpa penghalang dan ada penghalang. Kemudian penulis juga

melakukan pengujian pada sistem kerja alat dengan melihat 3 lampu indikator yang berbeda yaitu hijau, kuning, dan merah pada saat proses *stand by*, *ready*, dan *expose*.

2.4. Desain Alat

Pada Gambar 5 dibawah ini merupakan bentuk fisik pada alat :



Gambar 5 Bentuk fisik alat

Pada alat tugas akhir terdapat tombol push button sebagai pengatur *ON/OFF* untuk alat. Terdapat tiga buah lampu indikator pada bagian atas alat dengan warna yang berbeda yaitu hijau untuk keadaan *stand by*, kuning untuk proses *ready*, dan merah untuk proses *expose*. Berikut adalah gambar ketika alat dijalankan :



Gambar 6 Keadaan *stand by*



Gambar 7 Keadaan *ready*



Gambar 8 Keadaan *expose*

3. Hasil dan Pembahasan

Kegiatan pengujian dan pengukuran alat meliputi beberapa pengujian, yaitu :

3.1. Pengukuran Tegangan *Output* Pada Alat

Pengambilan data pada alat dilakukan dengan melakukan pengukuran tegangan *output* pada alat parameter kV pada saat proses *expose* dilakukan sebanyak 20 kali menggunakan multimeter.berikut adalah hasil pengukuran pada setiap parameter :

Tabel 1 Pengukuran tegangan *output*

Tegangan(V)	Rata-rata(V)	Koreksi
140(60 kV)	140,25	+0,25
150(65 kV)	151,15	+1,15
160(70 kV)	160,95	+0,95
170(75kV)	170	0
180(80kV)	179,05	-0,95

Pada tabel 1, pengukuran dilakukan pada tegangan 140,150,160,170, dan 180 V. Dari tabel diatas didapatkan hasil nilai koreksi terbesar pada parameter 160 V dan 180 V dengan koreksi sebesar 0,95. Nilai koreksi terkecil terdapat pada parameter 170 V dengan nilai koreksi sebesar 0 V.

Tabel 2 Konversi tegangan V ke kV

Tegangan(kV)	Rata-rata(kV)	Koreksi
60 kV	60,13	+0,13
65 kV	65,58	+0,58
70 kV	70,48	+0,48
75kV	75,03	+0.03
80kV	79,53	-0,47

Pada tabel 2, konversi tegangan dilakukan dengan menggunakan persamaan $y=mx+c$ dan didapatkan nilai koreksi terbesar pada parameter 65 kV dengan nilai koreksi yaitu 0,58 kV dan nilai koreksi terkecil terdapat pada parameter 75 kV dengan nilai koreksi sebesar 0,03 kV.

Tabel 3 Pengukuran jarak (Tanpa penghalang)

No	Jarak(m)	Koneksi(Ya/Tidak)
1	2	Ya
2	4	Ya
3	6	Ya
4	8	Ya
5	10	Ya

Tabel 4 Pengukuran jarak (dengan penghalang dinding ketebalan 9,5 cm)

No	Jarak(m)	Koneksi (Ya/Tidak)
1	2	Ya
2	3	Ya
3	4	Ya
4	5	Ya
5	6	Ya
6	7	Tidak

Pada tabel 3 dilakukan pengukuran jarak tanpa adanya penghalang dengan jarak maksimal 10 m dengan hasil komunikasi serial terkoneksi dengan baik. Pada tabel 4 dilakukan pengukuran jarak dengan dinding penghalang dengan ketebalan 9,5 cm dengan hasil komunikasi serial *error*/tidak terkoneksi pada jarak 7 meter.

Tabel 5 Pengujian sistem kerja alat

Proses	Lampu hijau	Lampu kuning	Lampu merah
<i>Stand by</i>	Hidup	Mati	Mati
<i>Ready</i>	Mati	Hidup	Mati
<i>Expose</i>	Mati	Mati	Mati

Pada tabel pengujian didapatkan hasil yaitu lampu hijau menyala pada keadaan *stand by*, lampu kuning pada saat proses *ready*, dan lampu merah pada saat proses *expose*. Sistem bekerja sesuai dengan sistem sebenarnya.

4. Kesimpulan

Dari hasil data pengukuran pada alat “Sistem Kendali Pesawat X-Ray Secara *Wireless* Berbasis Arduino” dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. Nilai rata-rata pada nilai tegangan output paling rendah pada parameter 60 kV adalah 140,25 V dan untuk nilai tegangan output paling tinggi pada parameter 80 kV adalah 179,05 V.
2. Nilai rata-rata pada nilai konversi pada parameter paling rendah yaitu 60 kV adalah 60,13 kV dan nilai konversi pada parameter paling tinggi yaitu 80 kV adalah 79,53 kV.
3. Koreksi paling besar adalah +1,15 V pada tegangan 150 V, dan koreksi paling kecil adalah 0 pada tegangan 170 V.
4. Koreksi paling besar pada nilai konversi tegangan *output* adalah +0,48 pada parameter 65 kV dan +0,03 pada parameter 70 kV merupakan nilai koreksi terkecil pada nilai konversi tegangan *output*.
5. Jarak maksimal yang ditempuh dengan penghalang dinding 9,5cm adalah 6 meter.
6. Sistem kerja alat bekerja sesuai sistem yang dikehendaki dengan lampu sebagai indikator.

Berdasarkan pernyataan diatas, nilai koreksi yang dihasilkan pada alat masih dalam batas toleransi yaitu ± 1 V, dan alat bekerja dengan baik sesuai sistem yang dikehendaki.

Daftar Pustaka

- [1] F. Suyatno, L. Yuniarsari, S. Syawaludin, and K. Puspipetek, “Perekayasa Prototip Pesawat Sinar-X Berbasis Mikrokontroler,” in *Prosiding Pertemuan Ilmiah Rekayasa Perangkat Nuklir*, 2010, pp. 124–130.
- [2] F. Suyatno, “Aplikasi Radiasi Sinar-X di Bidang Kedokteran untuk Menunjang Kesehatan Masyarakat,” in *SEMINAR NASIONAL IV SDM TEKNOLOGI NUKLIR*, 2013, vol. 1, pp. 25–26.
- [3] T. O. T. O. T. Rikasjono, E. L. S. Upriyatni, and H. E. B. Udiyono, “RADIASI DI KAWASAN BATAN YOGYAKARTA,” *Semin. Nas. IV SDM Teknol. Nukl.*, pp. 25–26, 2008.
- [4] H. R. Fajrin, Z. Rahmat, and D. Sukwono, “Kilovolt peak meter design as a calibrator of X-ray machine,” *Int. J. Electr. Comput. Eng.*, vol. 9, no. 4, pp. 2328–2335, 2019.
- [5] P. Dan and P. Perangkat, “Pembuatan sistem pengendali parameter tegangan, arus dan pewartu pada pesawat sinar-x,” in *PRO SIDING SEMINAR PENELITIAN DAN PENGELOLAAN PERANGKAT NUKLIR*, 2013, pp. 367–376.
- [6] H. Sabaruddin, A. Wulandari, ERN, Sulistryati, “Uji Kolimator Pesawat Sinar-X Merk/Type Mednif/Sf-100By Di Laboratorium Fisika Medik Menggunakan Unit Rmi,” *Mipa*, vol. 35, no. 0215, pp. 157–164, 2012.
- [7] A. Rousse *et al.*, “Production of a keV X-ray beam from synchrotron radiation in relativistic laser-plasma interaction,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 93, no. 13, 2004.
- [8] P. Yasaan, U. Mengurangi, and P. W. At, “Prolink PIC 1002 IP.,” in *Prosiding Pertemuan Ilmiah Nasional Rekayasa Perangkat Nuklir*, 2007, pp. 220–226.
- [9] Z. Abidin *et al.*, “Refurbishing pesawat sinar-x diagnostik eks. litbang batan,” in *SEMINAR*

- NASIONAL VIII, 2012, pp. 144–148.
- [10] W. F. Morgan, "Non-targeted and Delayed Effects of Exposure to Ionizing Radiation: I. Radiation-Induced Genomic Instability and Bystander Effects In Vitro," *Radiat. Res.*, vol. 178, no. 2, pp. AV223-AV236, 2012.
- [11] M. Djoko, Solichin, and Z. Abidin, "Analisis Keselamatan Kerja Radiasi Pesawat Sinar-X di Unit Radiologi RSUD Kota Yogyakarta," *Semin. Nas. IV*, pp. 679–689, 2008.
- [12] H. D. Yunitasari, E. Setiawati, and C. Anam, "Evaluasi Metode Penentuan Half Value Layer (Hvl) Menggunakan Multi Purpose Detector (Mpd) Barracuda Pada Pesawat Sinar-X Mobile," *Youngster Phys. J.*, vol. 3, no. 2, pp. 113–118, 2014.
- [13] L. T. Tanoue, "Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure," *Yearb. Pulm. Dis.*, vol. 2009, pp. 154–155, 2012.
- [14] M. Gholami, F. Nemati, and V. Karami, "The Evaluation of Conventional X-ray Exposure Parameters Including Tube Voltage and Exposure Time in Private and Governmental Hospitals of Lorestan Province, Iran," *Iran. J. Med. Phys. Iran J Med Phys. Iran J Med Phys*, vol. 12, no. 2, pp. 85–92, 2015.
- [15] M. E. Porter, "Elements of Danger — The Case of Medical Imaging," *N. Engl. J. Med.*, vol. 363, no. 1, pp. 1–3, 2010.
- [16] A. Hoffmann and J. Bremerich, "The danger of radiation exposure in the young," *Heart*, vol. 96, no. 4, pp. 251–252, 2010.
- [17] Y.-P. Liao *et al.*, "Ionizing Radiation Affects Human MART-1 Melanoma Antigen Processing and Presentation by Dendritic Cells," *J. Immunol.*, vol. 173, no. 4, pp. 2462–2469, 2004.
- [18] H. G.N, "Computerized transverse axial scanning(tomography):Part I description of system," *Br. J. Radiol.*, vol. 46, no. 552, pp. 1016–1022, 1973.
- [19] H. S. Dewi Widyaningsih, "PEKERJA RADIASI DI RUANG PENYINARAN UNIT," *Berk. Fis.*, vol. 16, no. 2, pp. 57–62, 2013.
- [20] R. Elaine., "Ionizing radiation and cancer risk: evidence from epidemiology.," *Pediatr. Radiol.*, vol. 32, no. 4, pp. 232-7; discussion 242–4, 2002.