

PENENTUAN DAERAH AKTIF DETEKTOR SINAR-X BERBASIS FOTOTRANSISTOR

Ramacos Fardela¹, Kusminarto²

1. Prodi Teknik Komputer, STT Payakumbuh, Jl. Khatib Sulaiman Sawah Padang, Payakumbuh, 26227, Indonesia

2. Laboratorium Fisika Citra Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta, Indonesia

E-mail: ramacosfardela@ymail.com

Abstrak

Interaksi sinar-x dengan materi dapat menghasilkan gejala fluoresensi yang mengemisikan cahaya tampak. Fenomena ini dimanfaatkan untuk merancang detektor sinar-x berbasis fototransistor dengan menempelkan layar pemendar ZnS(Ag) di permukaan fototransistor yang disusun dalam rangkaian Darlington. Pengukuran daerah aktif detektor dilakukan dengan langkah mengkolimasi berkas sinar-x dari tabung pembangkit sinar-x Philips 2000 watt, 60 kV tipe PW 2215/20 NR 780026 dan mengukur tegangan keluaran detektor (V_{out}) setiap 1 mm perubahan posisi berkas secara horisontal maupun vertikal. Berdasarkan hasil eksperimen menunjukkan bahwa rangkaian Darlington dapat diterapkan untuk merancang detektor sinar-x berbasis fototransistor. Daerah aktif detektor yang disinari sinar-x diperoleh sebesar $(3,5 \pm 0,5)$ mm horisontal dan $(3,3 \pm 0,5)$ mm arah vertikal.

Kata kunci: Detektor, fototransistor, Sinar-X, Layar ZnS(Ag)

Abstract

[Title: Determination the Active Region of Phototransistor Based X-ray Detector] *X-ray interaction with matter can produce phenomenon of fluorescence that emits visible light. This phenomenon was exploited to design an x-ray detector based on phototransistor by attaching a screen ZnS(Ag) on the surface of the phototransistor which is arranged in a Darlington circuit. Detection of active region of detector was done by collimating of x-rays beam from the x-ray generator tube Philips 2000 watts, 60 kV type PW 2215/20 NR 780 026 and measure the detector output voltage (V_{out}) at one millimeter change in x-ray beam position horizontally and vertically. The experimental results showed that the Darlington circuit can be applied to design the detector of x-ray based on phototransistor. The active region of the detector was illuminated by x-rays obtained by $(3,5 \pm 0,5)$ mm horizontally and $(3,3 \pm 0,5)$ mm vertically.*

Keywords: Detector , Phototransistor , X-ray , Screen ZnS (Ag)

PENDAHULUAN

Panjang gelombang sinar-x yang jauh lebih pendek dari cahaya tampak yaitu berkisar antara 0,01 nm hingga 10 nm atau energi dari 100 eV hingga 100 keV diaplikasikan untuk diagnosa maupun terapi di bidang medis yang salah satunya pada pesawat sinar-x *Ct-scan (Xray Computed Tomography)*. Pada *CT scan* untuk citra yang dihasilkan merupakan distribusi koefisien serapan sinar-x. Besaran fisika yang diukur berupa intensitas foton yang diterima oleh detektor yang telah mengalami pelemahan intensitas sepanjang jalur transmisi. Jumlah detektor pada *CT scan* ditentukan oleh generasi nya. Istilah generasi *CT* mengacu pada pengaturan geometris dari kombinasi detektor, sumber radiasi dan metode yang dianut dalam memperoleh data untuk jumlah proyeksi yang diperlukan (*International Atomic Energy Agency, 2008*).

Generasi pertama adalah *scanning* yang paling sederhana yang merupakan berkas paralel di mana sumber memancarkan sinar radiasi tunggal, dan detektor yang digabungkan bersama sehingga detektor selalu menghadap sumber. Generasi kedua memiliki sebuah larik detektor menghadap satu sumber, jumlah rotasi dikurangi dengan penggunaan beberapa *pencil beams* dan menggunakan beberapa detektor. Generasi ketiga salah satu jenis scanner yang paling populer, memiliki sejumlah detektor yang terletak di busur konsentris ke sumbernya. Ukuran detektor cukup besar, gerak linier dihilangkan sehingga secara signifikan mengurangi waktu akuisisi data. Generasi keempat dimana sumber diatur tetap dan sejumlah besar detektor dipasang pada cincin sehingga detektor membentuk cincin tertutup dan tetap diam selama

scanning sinar radiasi menyapu objek. Salah satu keuntungan dari *scanner* generasi keempat adalah jarak antara sampel yang berdekatan dalam proyeksi ditentukan semata-mata oleh di mana tingkat pengukuran dilakukan (IAEA, 2008). Semakin tinggi generasinya, jumlah detektor yang digunakan semakin banyak sehingga membutuhkan detektor yang lebih sensitif terhadap radiasi sinar-x dan ukuran yang lebih kecil. Detektor sinar-x yang biasa digunakan saat ini adalah detektor isian gas, seperti Detektor Ionisasi dan Detektor Geiger Muller (Grupen, 2011). Detektor ini terdiri dari dua elektroda, elektroda positif dan elektroda negatif, serta berisi gas diantara kedua elektrodanya. Elektroda positif disebut sebagai anoda, yang dihubungkan ke kutub listrik positif, sedangkan elektroda negatif disebut sebagai katoda, yang dihubungkan ke kutub negatif. Detektor ini berbentuk silinder dengan sumbu yang berfungsi sebagai anoda dan dinding silindernya sebagai katoda. Detektor isian gas memiliki konstruksi yang cukup sederhana, namun memiliki dimensi yang cukup besar serta memiliki efisiensi yang rendah (Tsoulfanidis, 1995). Berikutnya adalah detektor semikonduktor yang memiliki keuntungan (1) respon yang bervariasi secara linear terhadap energi yang disimpan di detektor dan tidak tergantung pada jenis radiasi yang menyimpan energi, (2) penyerapan energi diabaikan pada muka detektor, (3) resolusi energi yang sangat baik, (4) pembentukan pulsa dengan waktu naik cepat, dan (5) ukuran detektor kecil (Hendee dan Ritenour, 2002).

L.A.P.Santos, dkk, 2006 melakukan penelitian tentang *Precise dose evaluation using a commercial phototransistor as a radiation detector* dengan tujuan untuk mengevaluasi dosis sinar X di kisaran diagnostik yang didasarkan pada sirkuit fototransistor NPN. Sirkuit pada penelitian ini dibangun supaya terjadi perubahan medan listrik dalam struktur internal fototransistor, dengan beberapa perangkat yang memiliki koneksi dasar. Dengan mengubah basis Bias transistor memungkinkan untuk mengubah titik operasi sehingga mendapatkan keuntungan tanggapan dari berbagai energi foton yang ditentukan. Dengan cara ini telah membuat diskritisasi energi domain elektronik dan menyelidiki model untuk menghitung kontribusi dosis dari masing-masing energi. Metode ini telah diuji menggunakan sinar radiasi yang dihasilkan dari unit X - ray HF - 160 Pantak dan dibandingkan dengan metode dosimetri biasa. Hasil penelitian ini memungkinkan untuk membuat suatu dekonvolusi dosis (40-140) energi keV dengan

mengendalikan basis Bias phototransistor adalah tepat.

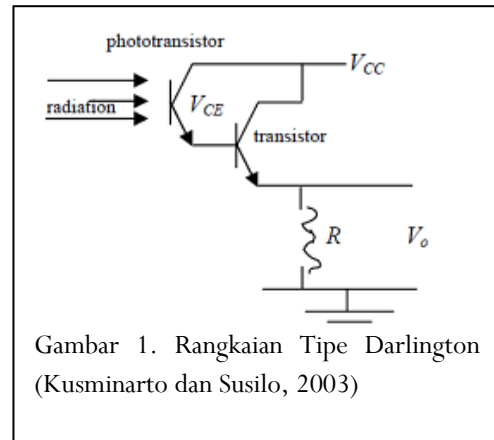
Selanjutnya C.M.M. Paschoal, D. do N.Souza and L.A.P Santos, 2011, melakukan penelitian tentang *Characterization of Three Photodetector Types for Computed Tomography Dosimetry*. Dalam penelitian ini tiga perangkat semikonduktor komersial yang ditandai di laboratorium untuk dimanfaatkan pada *computed tomography dosimetry*: satu fotodioda dan dua fototransistor. Pengujian yang dilakukan pada fotodioda dan fototransistor terhadap tanggapan iradiasi meliputi : linearitas dosis, ketergantungan energi, ketergantungan sudut dan hilangnya sensitivitas setelah paparan sinar X. Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa ketiga perangkat memiliki respon proporsional; ketergantungan energi yang ditampilkan untuk setiap perangkat menunjukkan beberapa faktor kalibrasi perlu diterapkan untuk masing-masing; ketergantungan sudut menunjukkan pola yang sama antara tiga komponen elektronik.

Sifat sinar-x yang mampu mengionkan atom suatu bahan yang dikenainya yang kemudian mengemisikan foton, atau dapat menimbulkan gejala fluoresensi pada suatu bahan tertentu. Dengan memanfaatkan gejala fluoresensi yang umumnya menghasilkan cahaya tampak, maka tentunya kita dapat menggunakan detektor cahaya sebagai basis untuk mendeteksi sinar-x (Rahman, 2012). Gejala fluoresensi pada sinar-x akan sangat optimal jika bahan yang digunakan sebagai pemendar adalah bahan yang sangat sensitif terhadap sinar-x. Salah satu jenis dari fotodetektor adalah fototransistor yang terbuat dari bahan semikonduktor p-n yang juga dapat menghasilkan arus listrik atau tegangan listrik dan sekaligus dapat menguatkan arus listrik tersebut. Arus yang dibangkitkan fototransistor jauh lebih besar daripada arus yang dibangkitkan fotodioda. Dengan kata lain, fototransistor lebih sensitif daripada fotodioda (Fraden, 2004). Pada dasarnya fototransistor peka terhadap perubahan cahaya, sedangkan sinar-x itu sendiri bukan merupakan cahaya tampak. Oleh karena itu diperlukan layar pemendar yang apabila berinteraksi dengan sinar-x akan menghasilkan gejala fluoresensi yang mengemisikan cahaya tampak. Salah satu bahan yang sangat peka dan mampu memendarkan gelombang elektromagnetik yang berfrekuensi tinggi terutama sinar-x adalah *Silver-Activated Zinc Sulfide*, atau ZnS(Ag). Cahaya tampak inilah yang akan dideteksi oleh fototransistor dan keluaran detektor dapat diukur baik berupa arus (i) maupun tegangan (V_{out}). Untuk memberikan

informasi yang lebih berarti perlu dilakukan digitasi hasil keluaran detektor menggunakan konverter yang biasa disebut dengan istilah ADC (*Analog to Digital Converter*). Perubahan sinyal analog yang dihasilkan detektor fototransistor menjadi nilai digital. Dengan perubahan besaran analog menjadi digital diharapkan dapat memberikan manfaat yang lebih terutama dapat diproses oleh komputer (PC). Fototransistor banyak ditemukan dipasaran baik yang berukuran 5 mm bahkan 3 mm dengan harga yang relatif murah. Pada penelitian ini digunakan fototransistor yang berukuran 3 mm yang relatif lebih kecil. Pada *CT Scan* terdapat larik detektor dalam jumlah banyak untuk menangkap radiasi sinar-x. Karena menggunakan larik detektor, maka diperlukan detektor yang berukuran kecil agar tiap larik dapat memuat banyak detektor. Dengan dimensi fototransistor yang relatif lebih kecil yaitu 3 mm untuk 1 sel dan sensitifitas yang lebih tinggi dibandingkan dengan fotodiode diharapkan dapat digunakan sebagai detektor sinar-x pada CT-Scan. Untuk itu dilakukan penelitian penentuan daerah aktif detektor sinar-x berbasis fototransistor yang didekati oleh layar pemendar ZnS(Ag). Penelitian ini guna menentukan daerah aktif fototransistor yang didekatkan layar pemendar ZnS (Ag), dengan diperolehnya informasi ini diharapkan kedepannya fototransistor dapat diaplikasikan untuk detektor *X-ray* pada *Computed Tomography (CT scan)*.

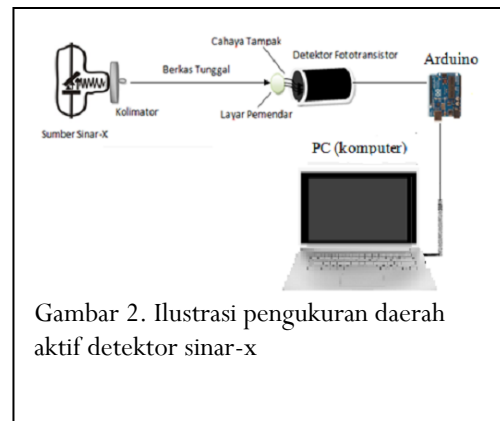
METODE PENELITIAN

Penelitian dilakukan di Laboratorium Fisika Citra Jurusan Fisika FMIPA UGM Yogyakarta. Bahan yang dibutuhkan adalah ZnS (Ag) sebagai layar pemendar, transistor 2N2369, fototransistor 3 mm. Peralatan yang digunakan meliputi Generator sinar-x dari alat *XRD Shimadzu XD-300* lengkap dengan Trafo pembangkit dan sistem pendinginnya *Shimadzu CWK-3500*. Tabung pembangkit sinar-x *Philips 2000 watt, 60 kV* dengan tipe *PW 2215/20 NR.780026*. Surveimeter, *Analog to Digital Converter* 10 bit yang terdapat pada Arduino UNO R3, dan Komputer (PC) berfungsi untuk menulis program serta menampilkan hasil data analog yang dirubah dalam bentuk digital menggunakan ADC. Rangkaian yang digunakan dalam penelitian seperti ditunjukkan pada Gambar 1.



Gambar 1. Rangkaian Tipe Darlington (Kusminarto dan Susilo, 2003)

Rangkaian ini digunakan untuk merancang detektor fototransistor yang didekatkan layar pemendar ZnS (Ag) untuk mendeteksi sinar-x dengan keluaran berupa tegangan (V_{out}) yang selanjutnya dihubungkan pada ADC untuk mengkonversi nilai analog menjadi nilai digital. Detektor yang dirancang terdiri dari layar pemendar ZnS (Ag) yang didekatkan tepat pada muka fototransistor. Detektor ini kemudian diukur daerah aktifnya arah horizontal dan vertikal dengan melakukan pemindaian menggunakan berkas sinar-x tunggal (*pencil beam*). Tegangan dan arus *filament* pada pembangkit sinar-x dibuat tetap dan posisi detektor berubah 1 mm untuk setiap pemindaian berlangsung. Keluaran detektor berupa tegangan (V_{out}) diukur dan ditampilkan pada layar komputer (PC), seperti ilustrasi Gambar 2.



Gambar 2. Ilustrasi pengukuran daerah aktif detektor sinar-x

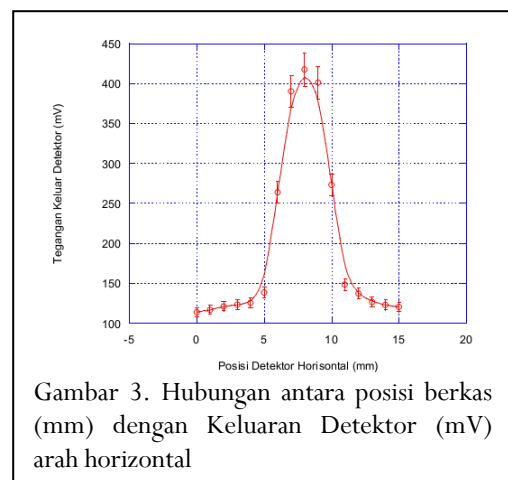
HASIL DAN PEMBAHASAN

Data hasil eksperimen daerah aktif detektor secara horisontal ditunjukkan pada Tabel 1 dan secara vertikal ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 1. Hasil pengukuran daerah aktif detektor secara horisontal

No.	Posis Berkas Sinar-X (mm)	Tegangan Keluaran Detektor (mV)
1.	0	114,3 ± 0,2
2.	1	117,2 ± 0,2
3.	2	121,6 ± 0,2
4.	3	123,7 ± 0,5
5.	4	125,8 ± 0,2
6.	5	138,7 ± 0,2
7.	6	264,3 ± 0,2
8.	7	390,3 ± 1
9.	8	417,8 ± 3
10.	9	401,5 ± 5
11.	10	273,4 ± 4
12.	11	148,8 ± 1
13.	12	137,4 ± 1
14.	13	127,1 ± 0,3
15.	14	123,2 ± 0,3
16.	15	120,8 ± 2

Tabel 1 menjelaskan bahwa nilai terendah sebesar (114,3 ± 0,2) mV pada posisi 0 mm, sedangkan nilai tertinggi sebesar (417,8 ± 3) mV pada posisi 8 mm yaitu pada rentang nilai tengah. Hasil ini kemudian diplot dalam bentuk grafik hubungan antara jarak antar titik muka detektor secara horisontal dengan nilai tegangan keluaran pada detektor yang ditampilkan pada Gambar 3.



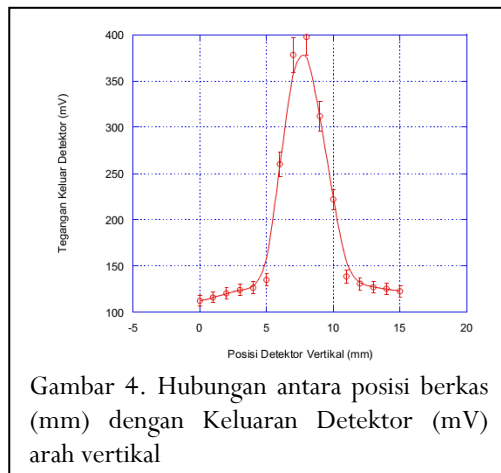
Gambar 3. Hubungan antara posisi berkas (mm) dengan Keluaran Detektor (mV) arah horisontal

Gambar 3. Merupakan hubungan antara posisi detektor (mm) dengan tegangan keluaran detektor (mV) secara horisontal, menjelaskan bahwa hasil percobaan terdistribusi normal. Nilai FWHM (*Full Width at Half Maximum*) sebesar 3,5 mm, nilai ini menggambarkan daerah aktif detektor fototransistor setelah didekatkan layar pemendar ZnS (Ag) arah horisontal yaitu (3,5 ± 0,5) mm. Layar pemendar ZnS(Ag) sangat berperan pada detektor yaitu ketika detektor yang telah dipasang layar pemendar berinteraksi dengan sinar-x maka akan menghasilkan gejala fluoresensi yang menghasilkan cahaya tampak rentang cahaya violet.

Tabel 2. Hasil pengukuran daerah aktif detektor secara Vertikal

No.	Posis Berkas Sinar-X (mm)	Tegangan Keluaran Detektor (mV)
1.	0	112,7 ± 0,3
2.	1	116,1 ± 0,2
3.	2	120,5 ± 0,6
4.	3	124,1 ± 0,1
5.	4	126,5 ± 1,4
6.	5	134,9 ± 0,3
7.	6	260,1 ± 0,6
8.	7	378,1 ± 0,4
9.	8	397,6 ± 12,7
10.	9	312,0 ± 0,4
11.	10	222,1 ± 0,5
12.	11	138,7 ± 0,2
13.	12	131,1 ± 0,2
14.	13	127,2 ± 2
15.	14	125,4 ± 0,3
16.	15	122,8 ± 0,5

Tabel 2 merupakan hasil pengukuran daerah aktif detektor fototransistor secara vertikal, pengukuran dilakukan secara berulang untuk mendapatkan hasil pengukuran yang lebih baik. Berkas sinar-x yang mengenai daerah detektor dikolimasi sehingga sinar-x yang dihasilkan berupa berkas tunggal (pencil beam), hal ini dilakukan agar tegangan keluaran detektor yang terukur benar berasal dari daerah (titik) yang diuji sebesar 1 mm. Nilai terendah (112,7 ± 0,3) mV pada posisi 0 mm dan nilai tertinggi berada pada posisi 8 mm yaitu (397,6 ± 12,7) mV. Hasil ini kemudian diplot dalam bentuk hubungan antara posisi detektor dengan tegangan keluaran detektor fototransistor , ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Hubungan antara posisi berkas (mm) dengan Keluaran Detektor (mV) arah vertikal

Gambar 4 merupakan hubungan antara posisi detektor (mm) dengan tegangan keluaran detektor fototransistor (mV) arah vertikal yang telah dikembangkan. Data hasil eksperimen tersebar secara normal dengan nilai tertinggi ($397,6 \pm 12,7$) mV. Dari gambar 5.4 didapatkan variansi 1,42 sehingga nilai FWHM yang didapatkan sebesar ($3,3 \pm 0,5$) mm merupakan daerah aktif detektor fototransistor arah vertical. Diameter fototransistor ($3 \pm 0,25$) mm yang didekatkan layar pemendar ZnS (Ag) dengan ketebalan 1 mm mampu menghasilkan tegangan keluaran yang cukup besar dari mV sampai V. Daerah aktif di sepanjang diameter detektor dan respon detektor yang linear jika disinari sinar-x menjadi harapan keberhasilan jika detektor ini diterapkan untuk mendeteksi sinar-x terutama di bidang *ct-scan* yang membutuhkan banyak larik detektor. Namun pengujian tanggapan detektor terhadap sinar-x masih perlu dilakukan dengan membuat larik detektor yang terdiri dari beberapa fototransistor. Untuk menerapkan detektor fototransistor menjadi larik detektor perlu dilakukan pengujian tanggapan detektor terhadap sinar-x yang telah melewati bahan dengan homogenitas berbeda sehingga pada akhirnya diharapkan fototransistor dapat diaplikasikan pada bidang *ct-scan*.

KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, maka dapat diambil kesimpulan bahwa detektor

fototransistor yang didekati layar pemendar ZnS(Ag) memiliki daerah aktif ($3,5 \pm 0,5$) mm arah horisontal dan ($3,3 \pm 0,5$) mm arah vertikal dan mampu menghasilkan tegangan keluaran yang cukup besar dari mV sampai V. Detektor yang dirancang mampu mendeteksi sinar-x dengan kemampuan yang baik.

DAFTAR PUSTAKA

- C.M.M. Paschoal, D. do N.Souza and L.A.P Santos, 2011, Characterization of Three Photodetector Types for Computed Tomography Dosimetry, International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering, Vol. 5, No : 8, pp. 297-300.
- Fraden, J., 2004, Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications, Springer-Verlag New York, Inc., New York.
- Grupe, Claus and Burat, Irene, 2011, Handbook of Particle Detection and Imaging, Springer, New York, USA.
- Hendee dan Ritenour, 2002, Medical Imaging Physics, Fourth Edition, Wiley-Liss, Inc, New York, USA.
- International Atomic Energy Agency, 2008, Industrial Process Gamma Tomography Final report of a coordinated research project, VIENNA.
- Kusminarto dan Susilo, 2003, Phototransistor Based Position Sensitive Detector for Signal Detection in Photothermal Spectroscopy, Jurnal Matematika dan Sains Vol. 9 No. 2, Juni 2004, hal 229-232.
- L.A.P.Santos, F.R. Barros, J.A. Filho, and E.F.da Silva Jr, 2006, Radiations Protection Dosimetry, Oxford Journals, pp.60-63, Vol. 120, ISSUE 1-4.
- Podgorsak, 2005, Radiation Oncology Physics, IAEA, Vienna.
- Rahman, 2012, Pengembangan Detektor Sinar-X Berbasis Fotodetektor, Skripsi S1, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.