



Terbit *Online* pada laman web : <http://jif.fmipa.unand.ac.id/>

Jurnal Ilmu Fisika

| ISSN (Print) 1979-4657 | ISSN (Online) 2614-7386 |



ANALISIS PENGARUH *MACROBENDING* PADA SENSOR *ALBUMIN* URIN DENGAN METODE *EVANESCENT* MENGUNAKAN SERAT OPTIK FD 620-10

Haryanto Saputra*, Harmadi Harmadi, Afdhal Muttaqin

Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas, Padang
Kampus Unand Limau Manis, Pauh Padang 25163

*Korespondensi ke: hary.putra.aje@gmail.com

(Diterima: 21 Januari 2019; Direvisi: 9 Februari 2019; Diterbitkan: 01 Maret 2019)

ABSTRAK

Telah dilakukan analisis pengaruh *macrobending* pada sensor *albumin* urin dengan metode *evanescent* menggunakan serat optik FD 620-10. Sumber cahaya dari laser dioda dengan panjang gelombang 650 nm ditransmisikan pada serat optik *multimode*. Pengupasan *cladding* serat optik sepanjang 3 cm mengakibatkan pelemahan intensitas terukur pada detektor akibat interaksi gelombang *evanescent* dengan molekul *albumin* dalam *urine*. Sensor *albumin* urin dikarakterisasi berdasarkan tegangan keluaran fotodiode. Hasil karakterisasi sensor menunjukkan serat optik pada jari-jari *bending* 2,5 cm adalah yang optimal untuk pengukuran kadar *albumin* urin dengan sensitivitas sensor sebesar 0.001 (mg/dL)/V. Tegangan keluaran fotodiode semakin mengecil seiring meningkatnya kadar *albumin* urin.

Kata kunci : *macrobending*, serat optik, *albumin* urin.

ABSTRACT

An analysis of macrobending influences on urinary albumin sensors using the evanescent method using FD 620-10 optical fiber has been analyzed. The light source of a diode laser with a wavelength of 650 nm is transmitted on multimode optical fibers. Stripping the 3 cm optical fiber cladding resulted in the attenuation of the measured intensity at the detector due to the interaction of evanescent waves with albumin molecules in the urine. Urine albumin sensor is characterized based on the photodiode output voltage. The results of sensor characterization show that optical fibers in bending radius of 2.5 cm are optimal for measuring urine albumin levels with sensor sensitivity of 0.001 (mg/dL)/V. The photodiode output voltage decreases with increasing urine albumin levels..

Keywords: macrobending, optical fiber, urine albumin.

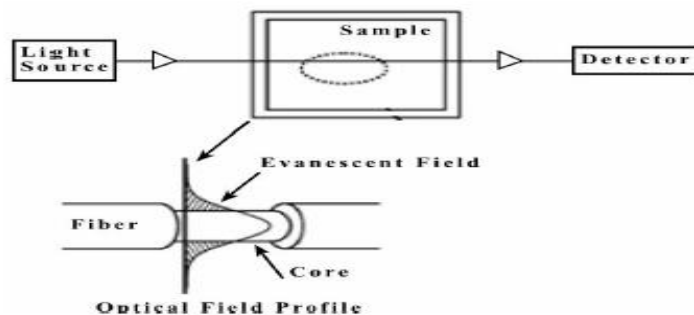
1. PENDAHULUAN

Indonesia merupakan negara dengan tingkat penderita gagal ginjal yang cukup tinggi. Menurut hasil survei yang dilakukan oleh Perhimpunan Nefrologi Indonesia (Pernefri) diperkirakan ada sekitar 12,5 % dari populasi atau sebesar 25 juta penduduk Indonesia mengalami gagal ginjal (Putri dkk., 2016). Gagal ginjal adalah suatu penyakit dimana fungsi organ ginjal mengalami penurunan sehingga urin ditandai dengan adanya *albumin* (Rahayu, 2013). *Albumin* adalah protein plasma darah utama dan biasanya disaring kembali oleh ginjal di *filtrasi glomerulus*. Probabilitas tinggi kerusakan kapasitas *filtrasi glomerulus* ginjal adalah ketika kadar *albumin* terukur sekitar 30-300 mg/hari (Sack dkk., 2002). Pemeriksaan khusus guna mencegah dampak terburuk yang ditimbulkan oleh *albumin* yang lolos ke urin perlu dilakukan. Pemeriksaan ini dapat direalisasikan dengan melakukan pengembangan sistem pengukuran kadar *albumin* urin dalam penelitian.

Beberapa penelitian telah dilakukan untuk mengembangkan sistem pengukuran kadar *albumin*. Park dkk. (2008) menggunakan sensor *Biofield Effect Transistor (BioFET)*. Hasil pengukuran menunjukkan sinyal tegangan keluaran cukup *linier* dengan sampel yang mengandung konsentrasi *albumin* antara 30 mg/L sampai 100 mg/L. Karakterisasi sensor *BioFET* yang bergantung dengan menggunakan SEM membuat perancangan alat tidak *ekonomis*. Cmiel dkk. (2016) melakukan pengukuran *albumin* berbasis optik yang menggunakan ponsel *iPhone* dan miniatur adaptor optik sebagai sistem alat. Pengukuran tersebut memanfaatkan kamera untuk mengukur tingkat cahaya yang dipancarkan. Sistem pengukuran ini menunjukkan kurva dengan tingkat *linieritas* yang cukup tinggi yaitu $R^2 = 0,998$. Kelemahan yang ditemukan yaitu batas deteksi tidak begitu tepat karena tidak ada penghubung tertentu antara sumber cahaya dengan kamera *iPhone* sehingga pancaran cahaya tidak maksimal ditangkap oleh kamera *iPhone*.

Serat optik sekarang ini banyak digunakan sebagai sensor. Serat optik memiliki kelebihan diantaranya respon pengukuran yang sangat cepat, presisi dan akurasi yang tinggi, serta adanya penghubung antara sumber cahaya dengan fotodetektor (Zulaichah, 2004; Fidanboylu dan Efendioglu, 2009).

Serat optik adalah media transmisi gelombang cahaya yang terbuat dari silika atau plastik berbentuk silinder (Crisp dan Elliott, 2008). Sensor serat optik *evanescent* dapat dilihat seperti Gambar 1.



Gambar 1. Sensor serat optik *evanescent*
(Sumber: Fidanboylu dan Efendioglu, 2009)

Proses penjalaran cahaya didasarkan pada perubahan spektra *absorpsi* gelombang *evanescent* pada batas antara inti dan *cladding* serat optik. Sensor *evanescent* bekerja

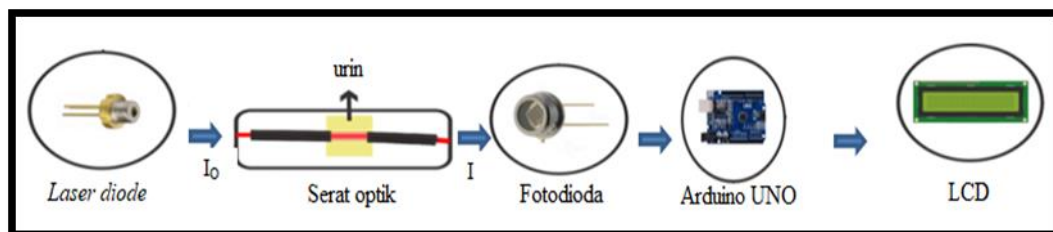
didasarkan pada prinsip efek gelombang *evanescent*. Nilai yang berpengaruh dalam gelombang *evanescent* adalah perubahan nilai indeks bias *cladding*. Perubahan nilai indeks bias *cladding* akan menentukan kedalaman penetrasi (d_p) gelombang *evanescent*. Gelombang cahaya yang memasuki *cladding* sepanjang d_p akan berkurang secara eksponensial. Semakin dalam penetrasi gelombang *evanescent*, semakin kecil intensitas cahaya yang terpandu melalui serat optik.

Pada penelitian ini telah dikembangkan dan dianalisis sensor *albumin* urin dengan memanfaatkan pelemahan cahaya akibat interaksi gelombang *evanescent* dengan molekul *albumin* di dalam urin. Tegangan keluaran fotodiode berkurang seiring meningkatnya kadar albumin urin. Sampel yang digunakan adalah urin penderita gagal ginjal yang dilarutkan dengan asam asetat 6%.

2. METODE PENELITIAN

2.1 Perancangan Sistem Diagram Blok

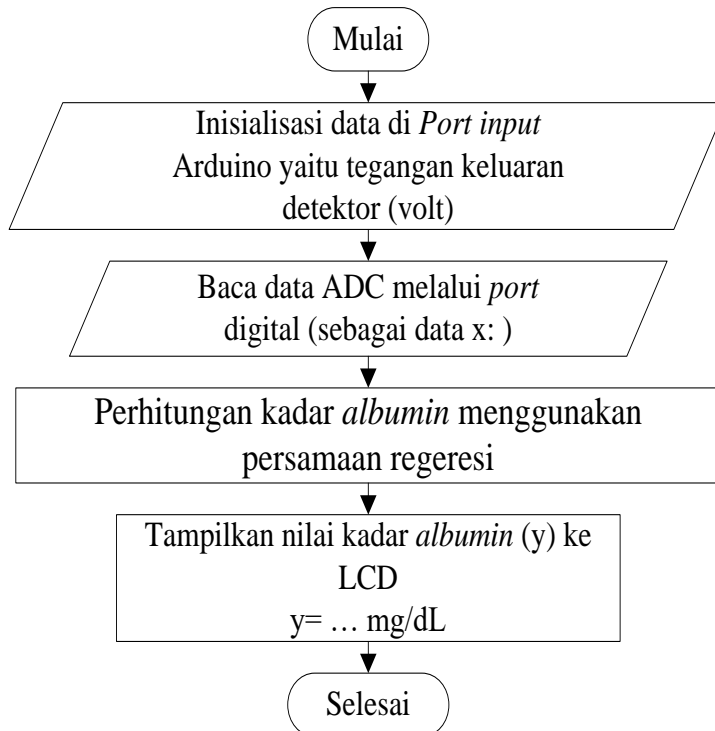
Sistem pengukuran kadar albumin ini menggunakan sistem sensor serat optik dengan metode *evanescent*. Serat optik melakukan penginderaan dengan cara memodifikasi *cladding* serat optik FD 620-10 *multimode*. Modifikasi dilakukan dengan cara mengupas *coating* serat optik dengan *cutter* sepanjang 3 cm. *Cladding* asli yang berupa selaput, dikupas dengan cara mengikis permukaan serat optik atau melepaskannya secara perlahan sehingga nantinya sampel urin menjadi *cladding*-nya. Selanjutnya, sensor serat optik dikarakterisasi dengan variasi jari-jari *bending* 2,5 cm, 3,5 cm, dan 4,5 cm untuk melihat pengaruh *bending* pada sensor *albumin* urin. Hasil proses mikrokontroler ditampilkan pada layar LCD. Secara umum diagram blok sistem secara keseluruhan dapat diperhatikan pada Gambar 2.



Gambar 2. Diagram blok sistem pengukuran kadar *albumin* urin

2.2 Diagram Alir Perangkat Lunak Sistem

Sistem instrumentasi yang berbasis mikrokontroler memerlukan urutan instruksi yang disebut program. Program sistem alat ukur kadar *albumin* ini ditulis dalam bahasa pemrograman IDE arduino. Perancangan perangkat lunak dari alat ukur kadar *albumin* ini dimulai dari perancangan diagram alir. Perancangan perangkat lunak sesuai dengan prinsip kerja dari sistem yang dibangun. Persamaan regresi yang dimasukkan ke dalam program diperoleh dari grafik hasil karakterisasi alat ukur yaitu hasil kadar albumin laboratorium (mg/dL) terhadap hasil pembacaan ADC mikrokontroler. Berdasarkan prinsip kerja sistem yang direncanakan maka diagram alir program dapat ditampilkan seperti Pada Gambar 3.



Gambar 3. Diagram alir program

2.3 Perancangan Sistem Pengukuran Kadar Albumin Urin

Perancangan sistem sensor serat optik memerlukan serat optik sepanjang 21 cm. Sistem terdiri dari PC, alat ukur kadar albumin urin, fotodetektor, laser diode, serat optik dan tempat sampel. Spesimen uji dari perancangan alat ukur albumin ini dibuat dengan mereaksikan 3 sampel urin penderita gagal ginjal yang memiliki tingkat albumin pereduksi berbeda-beda dengan larutan asam asetat 6 %. Tingkat kadar albumin urin pada penelitian ini adalah 15 mg/dL, 30 mg/dL dan 100 mg/dL. Gambaran sistem pengukuran kadar albumin urin dapat dilihat pada Gambar 4.

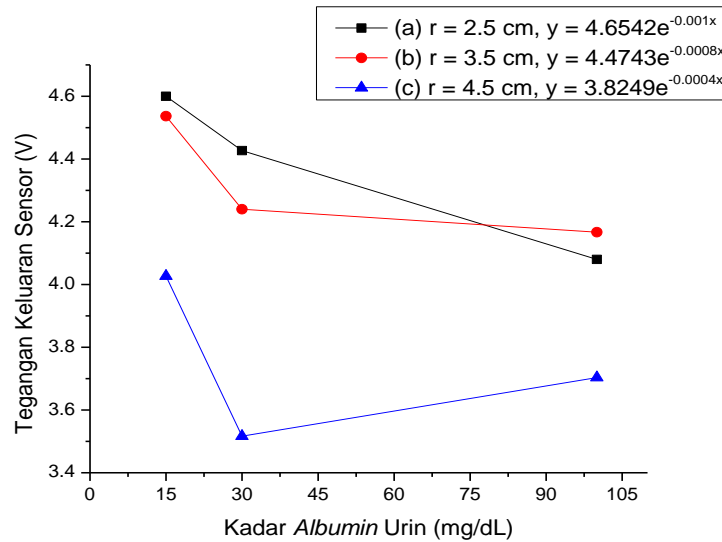


Gambar 4. Gambaran sistem pengukuran kadar albumin urin

3. HASIL DAN DISKUSI

3.1 Karakterisasi Sensor Serat Optik

Karakterisasi sensor serat optik dilakukan dengan melihat hubungan antara tegangan keluaran sensor dengan kadar *albumin* dalam sampel urin. Plot data hasil karakterisasi dengan variasi jari-jari *bending* ditampilkan pada Gambar 5.



Gambar 5. Grafik hubungan tegangan keluaran sensor terhadap kadar *albumin* urin dengan variasi jari-jari *bending* (a) 2,5 cm, (b) 3,5 cm, dan (c) 4,5 cm

Semakin kecil jari-jari *bending* maka tegangan keluaran akan semakin tinggi akibat pelemahan gelombang *evanescent* karena cahaya yang diterima fotodetektor semakin kecil. Kecenderungan (*trend*) tegangan keluaran sensor dan kadar *albumin* urin menunjukkan sensitivitas dan persamaan *curva fitting*.

3.2 Data Hasil Karakterisasi Sensor

Data hasil analisis dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Data hasil analisis karakterisasi sensor

No.	Jari-jari <i>Bending</i> (cm)	Sensitivitas Sensor ((mg/dL)/V)
1	2.5	0.001
2	3.5	0.0008
3	4.5	0.0004

Hasil karakterisasi sensor serat optik menunjukkan bahwa pengukuran kadar *albumin* urin yang optimal yaitu pada jari-jari *bending* 2.5 cm dengan nilai sensitivitas sensor tertinggi yang diperoleh berdasarkan hasil analisis pada Tabel 1 sebesar 0.001. Hal ini terjadi karena semakin tinggi kadar *albumin* urin, semakin rendah tegangan keluaran akibat atenuasi cahaya yang berinteraksi dengan molekul *albumin* urin. Penyerapan dan hamburan gelombang *evanescent* yang terjadi berbanding lurus dengan kadar *albumin* urin dan berbanding terbalik secara eksponensial dengan tegangan keluaran sensor yang didapatkan.

4. KESIMPULAN

Pengaruh *macro bending* pada sensor *albumin* urin dengan metode *evanescent* memperlihatkan perubahan tegangan keluaran dan nilai sensitivitas sensor. Nilai sensitivitas sensor tertinggi pada jari-jari *bending* 2,5 cm. Semakin kecil jari-jari *bending* maka intensitas cahaya semakin berkurang diterima oleh detektor, sehingga tegangan keluaran sensor juga semakin menurun seiring meningkatnya kadar *albumin* urin.

UCAPAN TERIMAKASIH

Penulis mengucapkan terima kasih banyak kepada bapak Dr. Harmadi dan bapak Afdhal Muttaqin, M.Si selaku pembimbing dalam penelitian ini dan seluruh pihak yang telah turut membantu dalam penyelesaian penelitian ini, serta pihak rumah sakit Dr. Reksodiwiryo yang telah mengizinkan penulis memperoleh sampel urin untuk penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

1. Cmiel V., Svobodaa O., Koscovaa P., Provaznik I., 2016, *Smart-phone based point-of-care Detector of Urine Albumin*, Vol. 9715 971508-1, SPIE, hal. 1-9.
2. Crisp, John dan Elliott, Barry. 2008. *Serat Optik*. Edisi ke-3. Erlangga. Jakarta.
3. Fidanboylu, K. dan Efendioglu, H.S., 2009, *Fiber Optic Sensors and Their Applications*, *5th International Advanced Technologies Symposium*, 13-15 Mei 2009.
4. Frederick, A., 1990, *Fiber Optics Hand Book for Engineers and Scientist*, Mc Graw-Hill, United States.
5. Park K.Y, Sohn Y.S, Kim C.K, Kim H.S, Bae Y.S, Choia S.Y, 2008, *Development of FET-type albumin sensor for diagnosing nephritis*, Elsevier, hal. 702-701
6. Putri T. D., Mongan A.E., Memah M.F., 2016, *Gambaran kadar albumin serum pada pasien penyakit ginjal kronik stadium 5 non dialisis*, Vol. 4, No. 1, e-Biomedik, hal. 173-177
7. Rahayu S., 2013, *Sistem Pakar Untuk Mendiagnosa Penyakit Gagal Ginjal Dengan Menggunakan Metode Bayes*, Vol. 4, No. 3, ISSN, hal. 2301- 9425
8. Sacks D.B., Bruns D.E., Goldstein D.E., Maclaren N.K., McDonald J.M., Parrott M., 2002, *Guidelines and recommendations for laboratory analysis in the diagnosis and management of diabetes mellitus*, Vol. 48, No. 3, Clin Chem, hal 436–472.
9. Zulaichah, S., 2004, *Pengukuran Frekuensi Getaran Menggunakan Serat Optik*, *Skripsi*, ITB, Bandung.