

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

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).

Pasien penyakit gagal ginjal pada keadaan tertentu merasa nyeri dan mengalami gangguan berkemih, sedangkan pada keadaan lain tidak merasakan gejala sama sekali. Penyakit gagal ginjal yang didiagnosis sudah berjalan selama 3 bulan berturut-turut didefinisikan oleh dokter sebagai gagal ginjal kronik. Gagal ginjal kronik yang terjadi dalam jangka waktu panjang berbeda dengan gagal ginjal akut. Gagal ginjal akut adalah penurunan fungsi ginjal yang terjadi mendadak dalam waktu beberapa hari atau beberapa minggu (Rikesda, 2013). Pemeriksaan khusus guna mencegah dampak terburuk yang ditimbulkan oleh *albumin* yang lolos ke urin perlu dilakukan. Pemeriksaan ini dapat direalisasikan dengan melakukan pemeriksaan laboratorium dan penelitian.

Pemeriksaan *albumin* dalam urin di laboratorium pada umumnya ada 2 metode. Metode pertama yaitu metode *dipstick*. Metode ini dilakukan dengan mencelupkan *stick dipstick* pada urin yang akan diuji kadar *albumin*-nya lalu hasil pengukuran didapatkan melalui perubahan warna yang terjadi pada *stick*. Metode ini memiliki kelebihan seperti penggunaannya cepat, lebih praktis, hasil lebih mudah diinterpretasikan dengan melihat perubahan warna *stick dipstick*. Kelemahan pada penelitian ini yaitu harga *stick* yang mahal dan apabila pembacaan dilakukan <30 menit, maka akan terjadi perubahan warna yang dapat menimbulkan kesalahan dalam menginterpretasikan hasil. Metode kedua yaitu pemanasan asam asetat 6% yang memiliki kelebihan cukup sensitif untuk pengukuran kadar albumin sebesar 0,004% pada urin pekat. Kekurangan metode tersebut yaitu apabila urin encer yang dijadikan sampel, pengukuran akan menunjukkan hasil yang tidak begitu sensitif. Metode pengukuran ini masih merupakan metode konvensional karena pembacaan hasil pengukuran hanya dengan penglihatan kasat mata tanpa menggunakan instrumentasi tertentu (Gandhasoebarta, 2007).

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* menggunakan SEM (*Scanning Electron Microscope*) membuat perancangan alat tidak ekonomis. Cmiel dkk (2016) menggunakan ponsel *iPhone* dan miniatur adaptor optik sebagai

sistem alat untuk pengukuran kadar *albumin*. Pengukuran tersebut memanfaatkan kamera untuk mengukur tingkat cahaya yang dipancarkan. Sistem pengukuran ini menunjukkan kurva dengan tingkat linearitas $R^2 = 0,998$ dengan batas deteksi adalah antara 5 dan 10 $\mu\text{g/L}$ pada *filter* pertama dan $R^2 = 0,991$ dengan batas deteksi lebih rendah sekitar 20 $\mu\text{g/L}$ dan antara 10 $\mu\text{g/L}$ dan 15 $\mu\text{g/L}$ pada *filter* kedua. Kelemahan yang ditemukan yaitu batas deteksi tidak begitu tepat.

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).

Sensor serat optik diklasifikasikan menjadi sensor serat optik instrinsik, sensor serat optik ekstrinsik dan sensor serat optik *evanescent*. Sensor serat optik *evanescent* memiliki akurasi kalibrasi yang tertinggi diantara ketiga sensor serat optik tersebut. Sensor serat optik *evanescent* memandu cahaya ke lingkungan luar akibat *cladding* serat optik dilepas, jika cahaya dipandu ke lingkungan luar, maka akan terjadi rugi akibat pelemahan intensitas. Efek pelemahan intensitas inilah yang dimanfaatkan untuk melakukan *sensing* lingkungan luar. *Cladding* bisa dilepas sehingga inti langsung berinteraksi dengan lingkungan luar dan secara otomatis fungsi indeks bias *cladding* digantikan oleh indeks bias sampel (urin) (Frederick, 1990).

Berdasarkan uraian yang telah dipaparkan, maka penulis melakukan rancang bangun sistem sensor serat optik untuk pengukuran kadar *albumin* dalam

urin penderita gagal ginjal. Variasi jari-jari pembengkokan (*bending*) dan panjang pengupasan *cladding* dikarakterisasi untuk mendapatkan akurasi tertinggi. Hasil pengukuran yang berupa sinyal analog dirubah menjadi sinyal digital oleh arduino UNO yang di dalamnya terdapat mikrokontroler ATmega328 dan ADC (*Analog to Digital Converter*) internal lalu ditampilkan pada LCD (*Liquid Crystal Display*) atau PC.

1.2 Tujuan dan Manfaat Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah menghasilkan alat ukur kadar *albumin* dalam urin penderita gagal ginjal berbasis sensor serat optik. Manfaat yang diharapkan dari penelitian ini adalah untuk pengukuran kadar *albumin* dalam urin penderita gagal ginjal yang optimal berbasis sensor serat optik.

1.3 Ruang Lingkup dan Batasan Masalah

1. Sistem sensor serat optik menggunakan prinsip pelemahan gelombang *evanescent*.
2. Sampel penelitian diperoleh dari rumah sakit Dr. Reksodiwiryo.
3. Sistem sensor serat optik terdiri dari serat optik tipe FD-620-10 *step-index multimode, laser diode* ($\lambda = 650 \text{ nm}$), fotodiode, dan mikrokontroler arduino UNO.
4. Proses karakterisasi dan pengukuran dilakukan dengan memvariasikan panjang pengupasan *cladding* (1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm, 5 cm) dan variasi jari-jari *bending* (2,5 cm, 3,5 cm, dan 4,5 cm).
5. Data keluaran dari sistem pengukuran ditampilkan pada layar LCD (*Liquid Crystal Display*) atau PC.