

BAB I PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Diabetes Mellitus (DM) atau biasa disingkat diabetes merupakan kondisi metabolik kronis dimana terjadi kenaikan kadar glukosa dalam darah karena tubuh tidak bisa menghasilkan hormon insulin atau hormon insulin yang dihasilkan tidak bekerja secara efektif^[1]. *International Diabetes Federation* (IDF) menyatakan bahwa penderita diabetes di dunia pada tahun 2017 adalah sekitar 425 juta. Jumlah penderita diprediksi akan mengalami kenaikan 48% pada tahun 2045 yaitu menjadi 629 juta. Pada tahun 2013, Indonesia berada pada peringkat enam dunia untuk jumlah penderita diabetes tahun 2017 yaitu sekitar 10,3 juta^[1].

Diabetes tidak dapat disembuhkan, yang dapat dilakukan hanyalah menjaga agar tubuh dalam keadaan sehat melalui pengontrolan pola makan dan pemantauan kadar gula darah secara rutin^[2]. Komplikasi penyakit akibat diabetes dapat dicegah dengan menjaga gula darah agar selalu dalam keadaan normal. Melakukan kontrol adalah suatu keharusan bagi penderita diabetes^[3].

Pengukuran kadar gula darah biasanya dilakukan menggunakan sampel darah yang didapat dengan menusuk jari atau lengan penderita. Penusukkan jari atau lengan saat pengujian kadar gula darah sering kali mengakibatkan infeksi karena penderita diabetes tidak memproduksi insulin. Insulin berperan penting dalam menyerap dan mengolah gula di dalam sel-sel tubuh untuk menghasilkan energi^[1]. Kekurangan energi pada bagian luka atau sel yang rusak dapat menghambat penyembuhan bahkan mengakibatkan infeksi^[4]. Besarnya efek samping menunjukkan bahwa pemantauan kadar gula dengan pengambilan darah tidaklah efektif. Oleh karena itu, diperlukan metode alternatif yang bersifat *non-invasive* (tidak merusak) untuk mengukur kadar gula darah dengan menggunakan cairan tubuh lain seperti urin, air liur, dan air mata^[5].

Urin sangat potensial digunakan untuk pengukuran kadar gula. Pertama, urin sangat mudah dikumpulkan dibandingkan cairan tubuh lain. Kedua, urin mengandung informasi tentang metabolisme tubuh. Kadar gula pada cairan tubuh lain seperti air liur, keringat, dan air mata memiliki korelasi yang rendah dengan kadar gula darah^[6-8].

Pemanfaatan urin untuk penentuan kadar gula darah telah dilakukan oleh beberapa peneliti. Kadar gula diukur dari perubahan warna urin setelah dicampur larutan *Benedict* menggunakan sensor RGB (*Red Green Blue*). Kadar gula diperoleh dengan membandingkan

perubahan warna dengan nilai *hue* (warna asli)^[9]. Penelitian serupa juga telah dilakukan menggunakan sensor LDR (*Light Dependent Resistor*) untuk mengukur pelemahan intensitas cahaya setelah melalui sampel urin^[10]. Kadar gula hasil pengukuran pada kedua metode di atas masih belum akurat untuk digunakan penderita diabetes^[9, 10]. Disamping itu, akurasi hasil pengukuran sangat dipengaruhi oleh posisi sumber cahaya terhadap fotodetektor^[9-10]. Serat optik dapat mengatasi masalah kebergantungan penempatan sumber dan detektor karena juga berfungsi sebagai pemandu cahaya. Kelebihan lain dari sensor serat optik diantaranya adalah respon pengukuran yang sangat cepat, presisi, dan akurat^[11].

Serat optik telah digunakan untuk penelitian kadar gula darah. Spektrometri inframerah ($\lambda = 940 \text{ nm}$) juga telah digunakan untuk mengukur kadar gula darah melalui pengambilan sampel darah, detektor yang digunakan yaitu OPT 101^[12]. Sensitivitas dan korelasi alat yaitu masing-masing sebesar 0,035 (mg/dL)/volt dan 0,405 artinya nilai termasuk sangat rendah^[12]. Metode *Surface Plasmon Resonance* (SPR) juga telah digunakan untuk pembuatan sensor gula darah menggunakan serat optik dimana sensor yang dirancang memiliki respon yang linier untuk kadar gula darah 0-250 mg/dL dengan sensitivitas sebesar 0,0366 (mg/dL)/nm^[13].

Metode Spektroskopi Raman telah digunakan untuk pengukuran kadar gula darah, dimana *probe* serat optik diletakkan di atas permukaan kulit penderita, sinar laser yang dipandu serat optik lalu keluar dan terpantul oleh kulit, sinar pantulnya masuk ke serat optik yang terhubung dengan spektrometer sebagai detektor yang mengukur intensitas cahaya yang keluar dari serat optik^[14]. Intensitas cahaya yang terukur oleh spektrometer diteruskan ke komputer untuk dianalisa^[14]. Penelitian yang telah dilakukan tidak membandingkan antara kadar gula darah terukur dengan hasil pengukuran alat standar, sehingga akurasinya sulit untuk dievaluasi^[14]. Penelitian yang telah dilakukan oleh peneliti-peneliti tersebut menggunakan sampel darah sehingga dapat menyakiti penderita^[12-14].

Pada penelitian ini telah dikembangkan sistem sensor serat optik untuk mengukur kadar gula darah dalam urin penderita diabetes. Sensor yang dikembangkan mengindera pelemahan intensitas cahaya saat gelombang *evanescent* berinteraksi dengan molekul glukosa di dalam urin. Variasi jari-jari pembengkokan (*bending*), panjang pengupasan *cladding*, dan panjang gelombang sumber cahaya dioptimasi untuk mendapatkan sensitivitas dan akurasi tertinggi.

I.2 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengembangkan dan mengoptimasi sensitivitas dan akurasi sistem sensor serat optik untuk pengukuran kadar gula penderita diabetes secara *non-invasive* melalui sampel urin.

I.3 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat menghasilkan rancangan sistem sensor serat optik yang optimal untuk pengukuran kadar gula darah.

I.4 Ruang Lingkup dan Batasan Masalah

Batasan masalah penelitian ini adalah :

1. Sistem sensor serat optik menggunakan prinsip pelemahan gelombang *evanescent*.
2. Urin yang digunakan berasal dari Rumah Sakit Dr. Reksodiwiryono Padang.
3. Sistem sensor serat optik terdiri dari serat optik tipe FD-620-10 *step-index multimode*, laser dioda ($\lambda = 650 \text{ nm}$, 532 nm , dan 405 nm), dan fotodioda.
4. Proses karakterisasi dan pengukuran dilakukan dengan memvariasikan panjang pengupasan *cladding* (1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm, 5 cm, 6 cm, dan 7 cm) dan variasi jari-jari *bending* (2,5 cm, 3 cm, 3,5 cm, 4 cm, 4,5 cm, 5 cm, dan 5,5 cm).
5. Data keluaran dari sistem pengukuran ditampilkan pada layar LCD (*Liquid Crystal Display*).

I.5 Hipotesa

Sensitivitas dan akurasi sensor serat optik dipengaruhi oleh jari-jari kelengkungan (*bending*) R , panjang pengupasan *cladding* L , dan panjang gelombang sumber cahaya λ . Semakin kecil R maka sensitivitas sensor semakin naik, semakin besar L maka sensitivitas sensor juga semakin naik. Tegangan keluaran sensor linier terhadap konsentrasi gula darah.

