

SKRIPSI

**FABRIKASI DAN KARAKTERISASI SENSOR BERBASIS SERAT
OPTIK UNTUK MENGUKUR KADAR GULA DALAM URINE**

FIRDA ERLIANI

H21116008



**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2020**

FABRIKASI DAN KARAKTERISASI SENSOR BERBASIS SERAT OPTIK
UNTUK MENGUKUR KADAR GULA DALAM URINE

SKRIPSI

Diajukan Sebagai Tugas Akhir Untuk Memenuhi Syarat

Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)

Pada Program Studi Fisika Jurusan Fisika

Fakultas Matematika Dan Ilmu Pengetahuan Alam

Universitas Hasanuddin

UNIVERSITAS HASANUDDIN

OLEH:

FIRDA ERLIANI

H211 16 008

DEPARTEMEN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS HASANUDDIN

MAKASSAR

2020

LEMBAR PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh:

Nama : Firda Erliani
NIM : H211 16 008
Program Studi : Fisika
Judul Skripsi : Fabrikasi dan Karakterisasi Sensor Berbasis Serat Optik
untuk Mengukur Kadar Gula dalam Urine

OLEH:

FIRDA ERLIANI

H211 16 008

Makassar, November 2020

Disahkan oleh:

Pembimbing Utama



Prof. Dr. Arifin, MT

NIP. 19670520 199403 1 002

Pembimbing Pertama



Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc

NIP. 19550105 197802 1 001

Mengetahui,

Ketua Departemen Fisika



Prof. Dr. Arifin, MT


NIP. 19670520 199403 1 002

PERNYATAAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa skripsi ini merupakan karya orisinal saya dan sepanjang pengetahuan saya tidak memuat bahan yang pernah dipublikasi atau telah ditulis oleh orang lain dalam rangka tugas akhir untuk suatu gelar akademik di Universitas Hasanuddin atau di lembaga pendidikan tinggi lainnya dimanapun, kecuali bagian yang telah dikutip sesuai kaidah ilmiah yang berlaku. Saya juga menyatakan bahwa skripsi ini merupakan hasil kerja saya sendiri dan dalam batas tertentu dibantu oleh pihak pembimbing.



Penulis


Firda Erliani

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian tentang pengukuran kadar gula dalam urine menggunakan sensor serat optik. Pengujian kadar gula dengan sensor serat optik dilakukan pada sampel urine penderita diabetes. Dalam pengukuran kadar gula, sensor serat optik dicelupkan ke dalam sampel urine dengan LED memancarkan cahaya yang akan diterima oleh fototransistor. Cahaya optik yang diterima fototransistor diubah menjadi tegangan listrik dan diberikan penguatan pada penguat selisih. Tegangan keluaran dalam bentuk sinyal analog dikonversi menjadi sinyal digital pada Arduino Uno sehingga dapat dibaca pada komputer. Untuk serat optik sebagai sensor dalam pengukuran kadar gula dibuat dengan tiga konfigurasi yaitu konfigurasi *gamma*, konfigurasi *spiral spring* dan konfigurasi *loop*. Jaket dan selubung serat optik dikupas kemudian dilapisi dengan larutan *benedict* yang mengandung CuSO_4 agar hasil keluaran yang terbaca pada komputer merupakan hasil pengukuran kadar gula. Setiap variasi konfigurasi diberikan perlakuan berupa lekukan dan cacatan untuk menganalisis karakteristik dari sensor. Dari adanya lekukan dan cacatan dapat menyebabkan rugi daya yang besar sehingga terjadi pelemahan intensitas cahaya dari LED yang diterima oleh fototransistor. Pelemahan intensitas cahaya yang ditransmisikan melalui sensor serat optik menunjukkan hasil pengukuran dengan tegangan keluaran yang kecil. Selain pengaruh dari lekukan dan cacatan pada sensor serat optik, hasil pengukuran tegangan keluaran juga dipengaruhi oleh konsentrasi gula dalam urine. Pengujian sensor dilakukan dengan berbagai variasi konfigurasi yang menunjukkan hasil pengukuran terbaik pada konfigurasi *spiral spring* dengan variasi 3 cacatan dengan sensitivitas 0,04070 Volt/(mmol/L). Sensor serat optik untuk mengukur kadar gula baik digunakan dalam pengukuran dengan melihat karakteristik dari sensor seperti *range* dan sensitivitas yang besar, resolusi yang kecil dan dapat digunakan secara berulang dalam pengukuran.

Kata Kunci : kadar gula, sensor, serat optik, urine.

ABSTRACT

A Research has been carried out on measuring sugar levels in urine using a fiber optic sensor. Testing of sugar levels with a fiber optic sensor is carried out on urine samples of diabetics. In measuring sugar levels, a fiber optic sensor is immersed in a urine sample with an LED emitting light that will be received by the phototransistor. The optical light received by the phototransistor is converted into an electric voltage and is given a gain in the difference amplifier. The output voltage in the form of an analog signal is converted into a digital signal on the Arduino Uno so that it can be read on a computer. Optical fiber as a sensor in measuring sugar level is made in three configurations, namely gamma configuration, spiral spring configuration and loop configuration. The jacket and fiber optic sheath is peeled off then coated with benedict's solution containing CuSO_4 so that the output that is read on the computer is the measurement of sugar content. Each configuration variation is given treatment in the form of indentation and defects to analyze the characteristics of the sensor. The presence of indentations and defects can cause large power losses resulting in attenuation of the light intensity of the LEDs received by the phototransistor. The attenuation of light intensity transmitted through the optical fiber sensor shows the measurement results with a small output voltage. Apart from the influence of indentation and defects on the fiber optic sensor, the output voltage measurement results are also influenced by the sugar concentration in the urine. Sensor testing is carried out with a variety of configurations that show the best measurement results in the spiral spring configuration with 3 defects with a sensitivity of 0.04070 Volt/(mmol/L). Fiber optic sensors for measuring sugar levels are good for measuring the characteristics of the sensor such as large range and sensitivity, small resolution and can be used repeatedly in measurements.

Keywords : sugar levels, sensor, optical fiber, urine.

KATA PENGANTAR



Puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah subhanahu wata'ala yang telah melimpahkan berkah, rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini yang berjudul “**Fabrikasi dan Karakterisasi Sensor Berbasis Serat Optik untuk Mengukur Kadar Gula dalam Urine**”, yang merupakan tugas akhir untuk melengkapi persyaratan dalam menyelesaikan Pendidikan Strata Satu (S1) Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.

Shalawat serta salam senantiasa penulis kirimkan kepada baginda Rasulullah, Muhammad Shallallahu Alaihi Wasallam, keluarga, para sahabat serta para pengikutnya.

Dalam penyelesaian skripsi ini penulis mengalami berbagai hambatan dan menyadari bahwa masih jauh dari kesempurnaan. Hal ini terjadi karena kelemahan dan keterbatasan yang dimiliki penulis. Alhamdulillah hambatan tersebut dapat teratasi tentunya tidak lepas dari dukungan, bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak. Olehnya itu, sebuah kewajiban bagi penulis dengan segala kerendahan hati untuk menghanturkan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Orang tua tercinta Ayahanda (**Amran**) dan Ibunda (**Rosmiati**), yang tidak pernah putus berdoa dan senantiasa memberikan dukungan, baik secara moril dan materil, semoga suatu saat Ananda dapat membalas semua kebaikan yang diberikan dan Kakak (**Eri Agus**), Adik (**Lisda Ismianti**) beserta keluarga yang selalu memberikan semangat. Semoga Allah SWT, selalu memberikan nikmat kesehatan.
2. Bapak **Prof. Dr. Arifin, MT** selaku pembimbing utama dan Bapak **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc** selaku pembimbing pertama yang selalu meluangkan waktu, pikiran, memberikan arahan, bimbingan, ilmu, bantuan, saran dan motivasi kepada penulis dalam menyelesaikan Tugas Akhir ini.

3. Ibu **Dr. Bidayatul Armynah, M.T** dan Ibu **Nur Hasanah, S.Si, M.Si** sebagai tim penguji skripsi fisika yang telah meluangkan waktunya dan memberikan masukan serta saran-saran demi kesempurnaan skripsi ini.
4. Bapak **Prof. Dr. Arifin, M.T.** selaku ketua Departemen Fisika yang membantu dan menyemangati penulis untuk dapat melanjutkan tugas akhir ini yang sempat tertunda.
5. Ibu **Kadariah, S.Sos, S.Si** dan Ibu **Rosmiati, A. Md. Ak,** selaku laboran di Laboratorium RS. Daya Kota Makassar. Terima kasih telah banyak meluangkan waktu dan selalu mendampingi penulis dalam pengambilan data untuk menyelesaikan tugas akhir ini.
6. Seluruh Bapak/Ibu dosen Departemen Fisika dan Fakultas MIPA yang telah mendidik dan membagi ilmunya kepada penulis.
7. Seluruh staf akademik Departemen Fisika dan Fakultas MIPA yang dengan senang hati membantu penulis dalam menyelesaikan urusan-urusan akademik. Kepada **Pak Syukur** yang selalu membantu, memberikan saran dan semangat, **Pak Ali, Ibu Rana, Ibu Evi, Ibu Firli, Pak Sangkala** dan **Pak Suardi**, terima kasih untuk semua bantuannya.
8. Kak **Faisal**, terima kasih telah memberikan penulis dukungan, mendengarkan segala bentuk curhatan, memberi saran dan selalu membantu menyelesaikan urusan-urusan Tugas Akhir ini. Terima kasih atas semua bantuannya.
9. Teman seperjuangan (**Wandi, Lina, Widy** dan **Kak Willy**) yang selalu bersama-sama dengan penulis dalam menyelesaikan tugas akhir.
10. Kakak-kakak di Bengkel elektronika (**Kak Vivi, Kak Anis, Kak Anna, Kak Riska K, Kak Mira**) yang selalu membantu menyelesaikan kendala-kedala yang penulis hadapi dalam menyelesaikan penelitian Tugas Akhir ini
11. Teman-teman Laboratorium Elektronika dan Instrumentasi (**Ida, Widy, Cahya, Mute, Lina, Winda, Muzul Dan Arief, Afni, dan Novi**) yang selalu memberikan dukungan dan semangat. Terima kasih.
12. Sahabat-sahabat penulis (**Wajan, Dayah, Ida, Devi, Aldy, Fajar, dan Erik**) yang senantiasa saling berbagi cerita, mendukung, mendoakan, dan memberi semangat. Terima Kasih atas segalanya.

13. Teman-teman **FISIKA 2016**, terima kasih atas persaudaraan yang terjalin selama menuntut ilmu di Universitas Hasanuddin.
14. Kanda-kanda, teman-teman serta adik-adik **Laboratorium Elektronika dan Instrumentasi**, penulis ucapkan terimakasih atas doa dan selalu menyemangati penulis.
15. Kakak-kakak, teman-teman dan adik-adik **IKAB UH**. Terima kasih telah mengajari arti saudara yang sebenarnya.
16. **Gesrek Awesome (Lilis, Rika, Ana, Tya, dan Ira)**, saudara gila yang kerjanya ngumpul-ngumpul *unfaedah*. Terima kasih atas dukungan, doa dan sindirannya kepada penulis untuk segera menyelesaikan Tugas Akhir ini.
17. Sahabat-sahabat penulis (**Kia, Amri, Nanna, Basyir**). Terima kasih atas dukungannya saat penulis merasa tidak mampu menyelesaikan Tugas Akhir ini selalu ada memberikan semangat. Terima kasih
18. Teman-teman KKN Reguler Unhas Gel.102, terkhusus untuk Posko Jawi-Jawi diantaranya teman ciwi-ciwi (**Gita, Mely, Fia, Lifkah**), juga **Hamka, Farhan, Kak Faisal dan Mas Firly** Terima kasih telah menjadi keluarga baru dan memberikan kenangan indah bagi penulis sera pengalaman berharga. Terima kasih KKN Kelurahan Jawi-Jawi, Kecamatan Bulukumpa, Kabupaten Bulukumba.
19. Semua pihak yang membantu penulis baik secara langsung maupun tidak langsung dalam seluruh proses perkuliahan di Universitas Hasanuddin.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan, untuk itu kritik dan saran yang bersifat membangun sangatlah diharapkan. Akhir kata penulis mengharapakan semoga penelitian ini dapat berguna dan bermanfaat bagi penulis maupun pihak lain yang membutuhkan.

Makassar, November 2020

Firda Erliani
H211 16 008

DAFTAR ISI

	Halaman
SAMPUL	
HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	ii
PERNYATAAN	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
KATA PENGANTAR	vi
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	xv
BAB I PENDAHULUAN	
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Rumusan Masalah	3
I.3 Tujuan Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
II.1 Diabetes.....	4
II.2 Serat Optik	5
II.2.1 Struktur Serat Optik	5
II.2.2 Karakteristik Serat Optik	
II.2.2.1 Perambatan Cahaya	7
II.2.2.2 Celah Numerik.....	8
II.2.2.3 Rugi Daya pada Serat Optik	9
II.3 Sensor Serat Optik	10
II.4 Perangkat Keras Serat Optik	
II.4.1 Catu Daya	11
II.4.2 Penguat Selisih.....	12
II.5 Urine.....	13
II.6 Arduino Uno	15

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

III.1 Tempat Penelitian	17
III.2 Alat dan Bahan	17
III.3 Prosedur Penelitian	
III.3.1 Perancangan Sensor Serat Optik	17
III.3.2 Persiapan Sampel Urine dan Pembuatan Perangkat Keras Alat Ukur.....	18
III.3.3 Karakterisasi Sensor Serat Optik.....	19
III.3.3.1 Pembuatan Sensor Serat Optik Kadar Gula pada Urine dengan Konfigurasi <i>Gamma</i> Variasi Diameter Lekukan dan Jumlah Pencacatan	19
III.3.3.2 Pembuatan Sensor Serat Optik Kadar Gula pada Urine dengan Konfigurasi <i>Spiral Spring</i> Variasi Jumlah Lekukan dan Jumlah Pencacatan.....	20
III.3.3.2 Pembuatan Sensor Serat Optik Kadar Gula pada Urine Konfigurasi <i>Loop</i> dengan Variasi Diameter Lekukan dan Jumlah Pencacatan	21
III.4 Bagan Alur Penelitian.....	22

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

IV.1 Perancangan dan Pembuatan Sensor Serat Optik Kadar Gula pada Urine	23
IV.2 Proses Pelapisan Sensor Serat Optik dengan Menggunakan CuSO_4 Sebagai Selubung	24
IV.3 Hasil Pengujian Sensor Serat Optik Tanpa Selubung CuSO_4 dan dengan Selubung CuSO_4 pada Larutan Gula Konfigurasi <i>Spiral Spring</i>	24

IV.4 Hasil Pengujian Sensor Serat Optik Kadar Gula dalam Urine Konfigurasi <i>Gamma</i> Variasi Diameter Lekukan dan Jumlah Cacatan.....	27
IV.5 Hasil Pengujian Sensor Serat Optik Kadar Gula dalam Urine Konfigurasi <i>Spiral Spring</i> Variasi Jumlah Lekukan dan Jumlah Cacatan.....	31
IV.6 Hasil Pengujian Sensor Serat Optik Kadar Gula dalam Urine Konfigurasi <i>Loop</i> Variasi Diameter Lekukan dan Jumlah Cacatan	34
IV.7 Karakterisasi Sensor Serat Optik Konfigurasi <i>Gamma</i> , Konfigurasi <i>Spiral Spring</i> dan Konfigurasi <i>Loop</i>	37
BAB V PENUTUP	
V.1 Kesimpulan	40
V.2 Saran	40
DAFTAR PUSTAKA	42
LAMPIRAN	46

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Struktur serat optik	5
Gambar 2.2 Indeks tangga mode jamak	6
Gambar 2.3 Indeks tanjak mode jamak	6
Gambar 2.4 Indeks tangga mode tunggal	6
Gambar 2.5 Pemantulan sempurna	7
Gambar 2.6 Cahaya datang menuju serat optik	8
Gambar 2.7 Gelombang <i>evanescent</i> masuk ke dalam serat optik	9
Gambar 2.8 Arus (a) searah dan (b) bolak-balik	12
Gambar 2.9 Penguat differensial	13
Gambar 2.10 Urine	14
Gambar 2.11 Arduio Uno	15
Gambar 3.1 Skema pengukuran gula dalam urine	18
Gambar 3.2 Sensor serat optik konfigurasi <i>gamma</i>	20
Gambar 3.3 Sensor serat optik konfigurasi <i>spiral spring</i>	20
Gambar 3.4 Sensor serat optik konfigurasi <i>loop</i>	21
Gambar 3.5 Bagan alur pengukuran gula dalam urine	22
Gambar 4.1 Grafik perubahan konsentrasi larutan gula terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>spiral spring</i> tanpa selubung CuSO_4	25
Gambar 4.2 Grafik perubahan konsentrasi larutan gula terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>spiral spring</i> dengan selubung CuSO_4	25
Gambar 4.3 Grafik perubahan konsentrasi gula urine terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>gamma</i> dengan variasi diameter lekukan	28
Gambar 4.4 Grafik perubahan konsentrasi gula urine terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>gamma</i> dengan variasi jumlah cacatan	29

Gambar 4.5 Grafik perubahan konsentrasi gula urine terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>spiral spring</i> dengan variasi jumlah lekukan	31
Gambar 4.6 Grafik perubahan konsentrasi gula urine terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>spiral spring</i> dengan variasi jumlah cacatan.....	32
Gambar 4.7 Grafik perubahan konsentrasi gula urine terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>loop</i> dengan variasi diameter lekukan.....	35
Gambar 4.8 Grafik perubahan konsentrasi gula urine terhadap perubahan tegangan keluaran pada konfigurasi <i>loop</i> dengan variasi jumlah cacatan	36

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Karakterisasi sensor serat optik kadar gula konfigurasi <i>spiral spring</i> tanpa selubung CuSO ₄ dan dengan selubung CuSO ₄	26
Tabel 4.2 Karakterisasi sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>gamma</i> dengan variasi diameter lekukan	30
Tabel 4.3 Karakterisasi sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>gamma</i> dengan variasi jumlah cacatan.....	30
Tabel 4.4 Karakterisasi sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>spiral spring</i> dengan variasi jumlah lekukan	33
Tabel 4.5 Karakterisasi sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>spiral spring</i> dengan variasi jumlah cacatan	33
Tabel. 4.6 Karakterisasi sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>loop</i> dengan variasi diameter lekukan	36
Tabel. 4.7 Karakterisasi sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>loop</i> dengan variasi jumlah Cacatan.....	37

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Gambar serat optik.....	47
Lampiran 2. Gambar LED Inframerah (Biru) dan Fototransistor (Hitam)	47
Lampiran 3. Rangkaian catu daya, penguat selisih, trafo dan Arduino Uno	47
Lampiran 4. Foto sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>gamma</i> , konfigurasi <i>spiral spring</i> dan konfigurasi <i>loop</i> tanpa selubung CuSO ₄	47
Lampiran 5. Proses pelapisan sensor serat optik dengan CuSO ₄ sebagai selubung.....	48
Lampiran 6. Sensor serat optik kadar gula urine konfigurasi <i>gamma</i> , konfigurasi <i>spiral spring</i> dan konfigurasi <i>loop</i>	48
Lampiran 7. Pengukuran kadar gula dalam urine menggunakan sensor serat optik	48
Lampiran 8. Foto sensor serat optik dicelupkan ke dalam urine.....	48
Lampiran 9. Foto sampel urine	49
Lampiran 10. Gambar Alat ukur gula darah dan gula urine	49
Lampiran 11. Proses pengukuran gula urine dengan <i>reagent strips</i>	49
Lampiran 12. Hasil pengukuran gula darah dan gula urine RSUD Daya Kota Makassar.....	50
Lampiran 13. Data rata-rata hasil pengukuran kadar gula urine konfigurasi <i>gamma</i>	51
Lampiran 14. Data rata-rata hasil pengukuran kadar gula urine konfigurasi <i>spiral spring</i>	52
Lampiran 15. Data rata-rata hasil pengukuran kadar gula urine konfigurasi <i>loop</i>	53
Lampiran 16. Data rata-rata hasil pengukuran kadar gula pada larutan gula dengan konfigurasi <i>spiral spring</i> tanpa selubung CuSO ₄ dan konfigurasi <i>spiral spring</i> dengan selubung CuSO ₄	54

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Diabetes merupakan suatu penyakit metabolisme yang berlangsung dalam waktu jangka panjang yang ditandai dengan meningkatnya kadar gula diatas rata-rata. Pada tahun 2013, IDF (*International Diabetes Federation*) menjelaskan bahwa prevalensi penyakit diabetes di dunia mencapai 1,9 % dan merupakan penyakit penyebab kematian pada urutan ketujuh dunia. Pada tahun yang sama Kementerian Kesehatan Indonesia juga menjelaskan bahwa sekitar 12.191.464 jiwa penduduk Indonesia mengidap penyakit diabetes dan diperkirakan mencapai lebih dari 21 juta jiwa pada tahun 2030. Penyakit ini dapat menyebabkan beberapa gangguan pada tubuh lainnya, seperti gagal ginjal, gangguan sistem saraf dan penyakit jantung apabila tidak mendapatkan penanganan yang sesuai [1,2].

Pemicu utama risiko diabetes adalah adanya ketidakseimbangan asupan makanan dalam tubuh sehingga terjadi peningkatan kadar gula yang tidak terkontrol. Untuk mengontrol gula darah setiap penderita butuh pemeriksaan paling sedikit tiga sampai empat kali sehari. Pada umumnya, pemeriksaan gula darah biasanya dilakukan dengan mengambil sampel darah penderita diabetes melalui pelukaan pada permukaan kulit. Pengambilan sampel darah secara terus menerus setiap harinya berisiko infeksi pada penderita diabetes. Metode dengan mengambil sampel darah termasuk tidak efektif untuk dilakukan dalam memantau gula darah. Adanya risiko dari pemantauan gula darah dengan metode ini beberapa peneliti melakukan penelitian pemantauan gula darah dengan metode *non-invasive*. Metode ini menggunakan sampel urine, air mata, air liur dan sampel lainnya sebagai pengganti darah penderita diabetes sehingga tidak terjadi lagi pelukaan dengan memanfaatkan serat optik [2,3].

Serat optik sebagai sensor telah berkembang dengan sangat pesat. Salah satu contoh sensor yang banyak dikembangkan adalah alat ukur glukosa berbasis serat optik dengan metode *non-invasive*. Teknologi pemantauan gula darah dengan metode *non-invasive* berbasis serat optik telah banyak dilakukan oleh peneliti.

Sensor serat optik digunakan dalam berbagai bidang pengukuran seperti pengukuran sel dan deteksi genetik karena memiliki banyak keunggulan dibandingkan dengan alat-alat sebelumnya. Namun alat yang telah dibuat masih memiliki daya pakai yang singkat dan membutuhkan biaya cukup besar [4].

Pada tahun 2018, Sun, dkk. melakukan penelitian mendeteksi gula menggunakan serat optik dengan metode *evanescent* dan pada tahun yang sama yaitu tahun 2018, Botewad, dkk. juga melakukan penelitian tentang modifikasi serat optik biosensor dengan metode *evanescent* [4,5]. Pada tahun 2019, Anuj, dkk. kembali melakukan penelitian pemantauan kadar gula dengan memanfaatkan serat optik menggunakan metode *evanescent* [6]. Dari penelitian sebelumnya memberikan solusi yang efektif pada pemantauan gula darah *non-invasive* sehingga mengurangi risiko infeksi pada penderita diabetes dengan biaya lebih terjangkau. Penelitian ini menggunakan sensor serat optik dalam mengukur kadar gula. Serat optik memanfaatkan pelemahan cahaya akibat dari interaksi gelombang *evanescent*. Gelombang *evanescent* merupakan gelombang cahaya yang muncul akibat terjadinya penumpukan cahaya dari berkas sinar yang datang dengan berkas sinar refleksi internal total pada bidang batas inti dan selubung serat optik. Gelombang *evanescent* dapat menembus jarak yang signifikan pada sensor serat optik tanpa jaket dan selubung. Sensor serat optik dengan perubahan intensitas cahaya yang ditransmisikan bergantung pada perubahan konsentrasi gula [3,6]. Perubahan indeks bias selubung serat optik yang digunakan sebagai sensor dapat mempengaruhi intensitas cahaya yang diteruskan pada serat optik [7].

Kendala yang dihadapi dalam penelitian sebelumnya adalah pada pengambilan data dengan sensor yang digunakan mudah dipengaruhi oleh lingkungan sekitarnya. Pada penelitian ini dilakukan modifikasi terhadap sensor serat optik agar tidak mudah dipengaruhi oleh lingkungan. Sensor serat optik didesain dengan bentuk yang bervariasi dengan tujuan pada pengukuran dapat terlihat beda karakteristik setiap bentuk variasi sensor serat optik. Pada sensor serat optik digunakan tiga konfigurasi yaitu konfigurasi *gamma*, konfigurasi *spiral spring* dan konfigurasi *loop*. Pada penelitian ini menggunakan sampel urine

penderita diabetes sebagai spesimen dalam penelitian. Peneliti menggunakan urine sebagai metode meminimalisir adanya luka pada penderita diabetes yang dapat mengakibatkan infeksi [5].

I.2 Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah dalam proposal penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana membuat sensor serat optik sebagai sensor kadar gula pada urine?
2. Bagaimana proses pengujian sensor serat optik sebagai sensor kadar gula pada urine?
3. Bagaimana karakterisasi sensor serat optik dalam pengukuran kadar gula pada urine?

I.3 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan penelitian dalam proposal penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Membuat sensor serat optik sebagai sensor kadar gula pada urine.
2. Menguji sensor serat optik sebagai sensor kadar gula pada urine.
3. Mengkarakterisasi sensor serat optik dalam pengukuran kadar gula pada urine.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

II.1 Diabetes

Penyakit Diabetes merupakan salah satu penyakit yang mematikan yang dihadapi oleh orang-orang di Indonesia. Menurut IDF (*International Diabetes Federation*), penderita penyakit diabetes di Indonesia jumlahnya mencapai 10 juta penderita. Bahkan menurut *World Health Organization (WHO)* Indonesia masuk lima negara dengan jumlah penderita diabetes [8]. Diabetes merupakan suatu penyakit akibat dari adanya gangguan metabolik dimana pada pankreas tidak memproduksi insulin yang berfungsi mengelolah dan mengontrol kadar gula dalam darah. Insulin sangat diperlukan untuk mengolah glukosa agar dapat menghasilkan energi dalam tubuh. Penyakit diabetes terbagi atas dua tipe yaitu diabetes mellitus dan diabetes insipidus [1].

Diabetes ditandai dengan meningkatnya kadar gula darah melebihi batas normal. Seorang penderita diabetes terkadang tidak menyadari telah menderita diabetes dan baru akan disadari jika sudah terjadi komplikasi seperti terjadi penyakit jantung dan gagal ginjal [9]. Dalam pengukuran kadar gula darah, secara umum digunakan adalah alat *invansive* yaitu dengan melukai tubuh pasien. Pemeriksaan seperti ini menyebabkan banyak penderita diabetes tidak melakukan pengukuran kadar gula darahnya secara rutin [8].

Gaya hidup tidak sehat yang berhubungan dengan peningkatan gula darah diantaranya kurang latihan jasmani, diet yang tidak sehat, konsumsi rokok, dan alkohol. Selain gaya hidup, faktor yang mempengaruhi gula darah penderita diabetes adalah kepatuhan terapi. [10]. Kendala utama dari penyakit diabetes adalah tidak seimbangnya asupan gizi seseorang. Dalam penanganan gula darah yang semakin meningkat dapat dilakukan dengan meningkatkan pola hidup sehat seperti menjaga pola makan, olahraga, terapi gizi dan dapat melakukan pemeriksaan kadar gula secara teratur. Namun dalam penanganan diabetes, banyak penderita yang tidak patuh dalam menjalankan proses pengobatannya sehingga hasil pencegahannya mencapai hasil yang kurang maksimal [6,9].

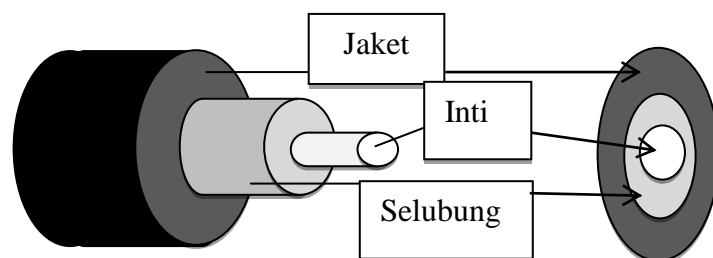
II.2 Serat Optik

Sejak tahun 1970-an pengembangan jaringan serat optik berkembang pesat penggunaannya dalam berbagai bidang. Secara umum, serat optik adalah jenis kabel yang terbuat dari plastik (polimer) atau kaca (silika). Serat optik sebagai media transmisi dalam pengaplikasiannya memanfaatkan sinyal yang berupa berkas cahaya dari sumber cahaya yang diterima oleh detektor. Serat optik adalah media transmisi yang terbuat dari kaca yang memiliki kualitas yang baik sehingga memiliki kelebihan dibandingkan dengan media transmisi lainnya [11].

II.2.1 Struktur Serat Optik

Serat optik pada umumnya memiliki tiga bagian yaitu inti (*core*), selubung (*cladding*) dan jaket (*coating*). Inti dari serat optik terbuat dari bahan silika, kaca ataupun plastik yang memiliki kualitas yang tinggi dan tidak terpengaruh oleh air. Inti memiliki indeks bias yang lebih besar daripada selubung yang mengakibatkan cahaya akan selalu merambat hanya dalam inti serat optik saja. Jari-jari selubung serat optik hampir sama dengan jari-jari inti serat optik. Akan tetapi pada selubung serat optik memiliki indeks bias yang lebih kecil dari inti serat optik. Jaket berfungsi sebagai pelindung dari tekanan luar sehingga proses transmisi tidak terganggu [11].

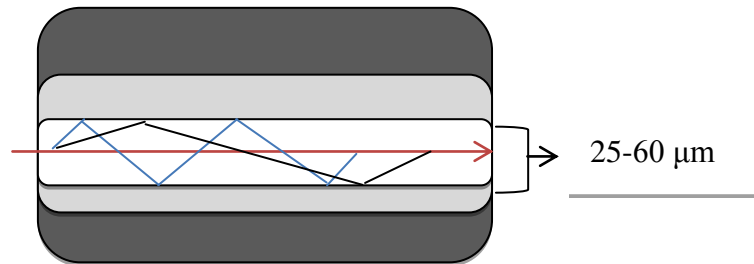
Serat optik terdapat redaman atau rugi-rugi, seperti rugi serapan yang disebabkan sifat alami dari bahan serat optik, rugi hamburan yang disebabkan oleh kepadatan serat pada saat pembuatan dan rugi lekukan serat optik pada saat diberikan tekanan atau lekukan yang terlalu ekstrem. Adapun struktur dari serat optik dapat dilihat pada Gambar 2.1 berikut :



Gambar 2.1 Struktur serat optik

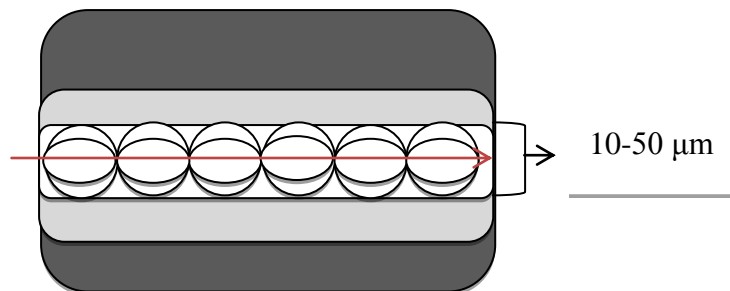
Serat optik pada umumnya diklasifikasikan menjadi tiga jenis sebagai berikut [12] :

1. Indeks tangga mode jamak (*Multimode step index*) dengan jari-jari inti 25-60 μm , selubung 50-140 μm .



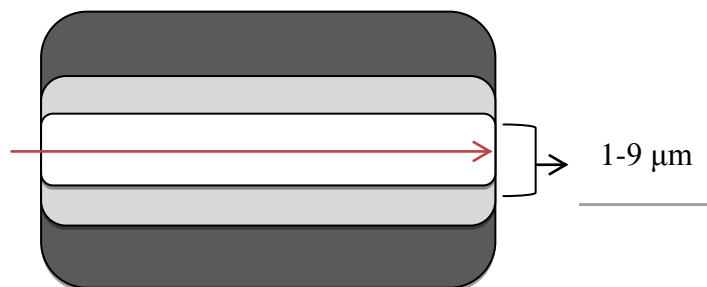
Gambar 2.2 Indeks tangga mode jamak.

2. Indeks tanjak mode jamak (*multimode graded index*) dengan jari-jari inti 10-50 μm , selubung 50-125 μm .



Gambar 2.3 Indeks tanjak mode jamak.

3. Indeks tangga mode tunggal (*singelmode step index*) dengan jari jari inti 1-9 μm dan selubung 10-125 μm .



Gambar 2.4 Indeks tangga mode tunggal.

Setiap ujung serat optik terdapat konektor yang berfungsi untuk menghubungkan ujung-ujung serat optik. Konektor pada serat optik ini yang akan membaca rugi-rugi daya pada serat optik sehingga dapat diperoleh keluaran dari setiap sensor serat optik [13].

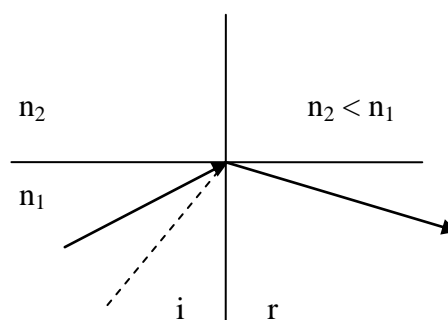
II.2.2 Karakteristik Serat Optik

II.2.2.1 Perambatan Cahaya

Perambatan cahaya serat optik terjadi karena pemantulan internal cahaya yang terjadi pada perbatasan inti dan selubungnya. Prinsip kerja serat optik menggunakan prinsip pemantulan sempurna. Pemantulan internal disebabkan oleh indeks bias yang tidak sama dengan inti dan selubung. Seberkas cahaya masuk kedalam medium dengan indeks bias yang berbeda maka terjadi proses pembiasan cahaya atau pemantulan cahaya. Dari perambatan cahaya yang terjadi yang disebabkan oleh indeks bias yang berbeda dapat dijelaskan menggunakan hukum Snellius berikut [14] :

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (2.1)$$

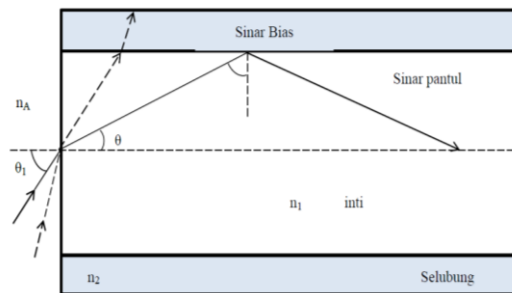
Dengan memperbesar sudut datang θ_1 , cahaya bias akan menjauhi garis normal dan apabila cahaya bias mencapai bidang batas kedua medium (θ_2) mencapai sudut 90° maka sudut θ_1 disebut titik kritis. Jika terdapat sudut θ_1 lebih besar daripada sudut kritis maka cahaya tidak akan dibiaskan, tetapi akan terjadi pemantulan total seperti pada Gambar 2.5 [15] :



Gambar 2.5 Pemantulan sempurna.

II.2.2.2 Celah Numerik

Celah numerik adalah parameter dengan nilai yang bergantung pada indeks bias inti dan selubung. Celah numerik menentukan jumlah mode cahaya yang terjadi pada inti serat optik. Cahaya yang menuju ke permukaan serat optik tidak semua diteruskan ke dalam serat optik dapat lihat seperti pada Gambar 2.6 [14] :



Gambar 2.6 Cahaya datang menuju inti serat optik.

Dari Gambar 2.6 menunjukkan adanya sudut merupakan θ_{\max} yang merupakan sudut maksimum penerima agar cahaya dapat masuk ke dalam serat optik. Cahaya datang tidak dapat melewati serat optik jika besar sudutnya lebih besar dari sudut maksimum θ_{\max} . maka celah numerik dapat dinyatakan dengan persamaan berikut :

$$NA = n_A \sin \theta_1 = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (2.2)$$

Dengan [14]:

n_A = indeks bias medium terluar ($n=1$)

n_1 = indeks bias inti serat optik

n_2 = indeks bias selubung serat optik

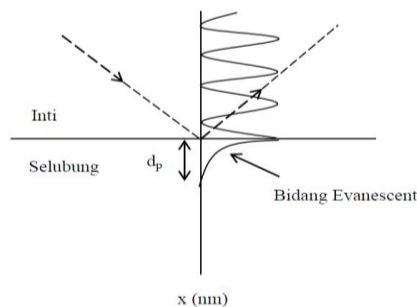
θ_1 = sudut datang

θ_{\max} = sudut maksimum

Gelombang *evanescent* terjadi ketika sinar datang yang masuk ke dalam serat optik tidak terpantulkan secara keseluruhan. Sebagian sinar datang ditransmisikan ke dalam serat optik [16]. Gelombang *evanescent* merupakan gelombang yang mengalami penurunan amplitudo secara eksponensial akibat melalui medium yang lebih renggang. Sinar yang terserap dalam serat optik

ditransmisikan dengan prinsip pemantulan internal total yang terdapat sedikit radiasi elektromagnetik yang memasuki selubung pada jarak yang kecil dan membentuk medan elektromagnetik. Berkas sinar berpropagasi sepanjang serat optik dan sebagian kecil menembus selubung dan meluruh dengan cepat ke dalam arah tegak lurus bidang batas. Gelombang cahaya yang memasuki selubung sepanjang kedalaman penetrasi gelombang akan berkurang secara eksponensial [17,18].

Interaksi antara sinar datang dengan serat optik berupa penyerapan gelombang *evanescent* pada bagian selubung serat optik yang terkupas. Gelombang *evanescent* adalah gelombang cahaya yang dapat menembus ke dalam selubung dan dapat merambat ke bidang serat optik. Gelombang *evanescent* yang terserap dalam bidang serat optik bergantung pada selubung serat optik sehingga intensitas cahaya dapat terdeteksi pada detektor [3]. Proses terbentuknya gelombang *evanescent* dapat dilihat pada Gambar 2.7 berikut :



Gambar 2.7 Gelombang *evanescent* masuk kedalam serat optik

Gelombang *evanescent* dapat menembus ke dalam selubung serat optik tergantung pada indeks bias inti dan selubung, panjang gelombang cahaya λ dan sudut datang (θ) normal terhadap bidang batas inti-selubung. Gelombang *evanescent* ini merupakan gelombang yang lenyap pada pemanduan gelombang di dalam serat optik [14].

II.2.2.3 Rugi Daya pada Serat Optik

Rugi daya pada serat optik merupakan aspek sebagai penentu kualitas dari sebuah serat optik [19]. Karakteristik bahan serat optik mempengaruhi transmisi

sinyal pada serat optik. Rugi-rugi transmisi ini menghasilkan penurunan daya cahaya dan penurunan *bandwidth* dari sistem, transmisi informasi yang dibawa, efisiensi, dan kapasitas sistem secara keseluruhan [20]. Pemantulan dan pembiasan sinyal pada serat optik tergantung pada indeks bias bahan yang dipakai dalam serat optik. *Attenuasi* (redaman) terjadi ketika proses pembengkokan. Sinyal yang teredam dalam serat optik menyebabkan penurunan kualitas sinyal yang diterima oleh fototransistor [21].

Bending merupakan pelemahan yang terjadi akibat perubahan struktur serat optik karena dibengkokkan sehingga terjadi perubahan indeks bias dan sudut sinar datang cahaya dalam serat optik [22]. Rugi-rugi pada serat optik terjadi akibat kebocoran atau karena kurangnya kejernihan bahan serat optik. Faktor utama penyebab pelemahan ini berupa serapan, hamburan dan pembengkokan. Pembengkokan ini menyebabkan rugi-rugi yang dibedakan menjadi beberapa macam yaitu [14,23] :

- a. *Bending Losses* adalah rugi-rugi yang terjadi pada saat sinar melalui serat optik yang dilengkungkan
- b. *Microbending Losses* adalah rugi-rugi akibat adanya permukaan yang tidak rata (dalam orde mikro) sebagai akibat proses perbaikan bahan yang kurang sempurna.
- c. *Splicing Losses* adalah rugi-rugi karena adanya sekat antara dua serat optik yang disambung.
- d. *Coupling Losses* adalah rugi-rugi yang terjadi karena pada saat serat optik dikopel/disambungkan dengan sumber cahaya atau phototransistor.

II.3 Sensor Serat Optik

Serat optik banyak digunakan sebagai sensor karena memiliki banyak keunggulan dibandingkan dengan alat transmisi konvensional. Beberapa keunggulan dari sensor serat optik, seperti mempunyai *bandwidth* yang sangat lebar, ukurannya kecil dan harga yang relatif murah, sinyal cahaya yang ditransmisikan tidak mudah untuk terpengaruh oleh medan elektrik dan magnetik, mudah dimodifikasi, rugi-rugi daya yang rendah sehingga dapat digunakan dalam

jarak yang jauh, waktu respon yang cepat, *noise* internal yang kecil dan memiliki sensitivitas yang tinggi. Dari keunggulan-keunggulan sensor serat optik tersebut, maka banyak digunakan oleh ilmuwan atau peneliti dalam berbagai bidang [11].

Karakteristik dari sensor secara umum terbagi atas beberapa bagian, yaitu sebagai berikut [24] :

- a. *Range* yaitu jarak keluaran maksimum dan keluaran minimum dari suatu sensor. Range dapat dituliskan dengan persamaan sebagai berikut :

$$\Delta = V_{max} - V_{min} \quad (2.3)$$

Dengan V sebagai tegangan keluaran yang terukur pada alat ukur.

- b. Sensitivitas yaitu besar kepekaan suatu sensor terhadap nilai yang diukur. Sensitivitas dapat dinyatakan sebagai bilangan yang menunjukkan perubahan keluaran yang dibandingkan dengan perubahan masukan. Sensitivitas sensor dengan tegangan keluaran dapat dituliskan dengan persamaan sebagai berikut :

$$S = \frac{V_{max} - V_{min}}{K_{max} - K_{min}} \quad (2.4)$$

Dalam persamaan di atas, V sebagai tegangan keluaran dan K sebagai konsentrasi urine yang digunakan dalam pengukuran.

- c. Resolusi yaitu perubahan nilai terkecil yang terukur pada sensor. Adapun persamaan dari resolusi dapat dituliskan sebagai berikut :

$$R = \frac{N}{S} \quad (2.5)$$

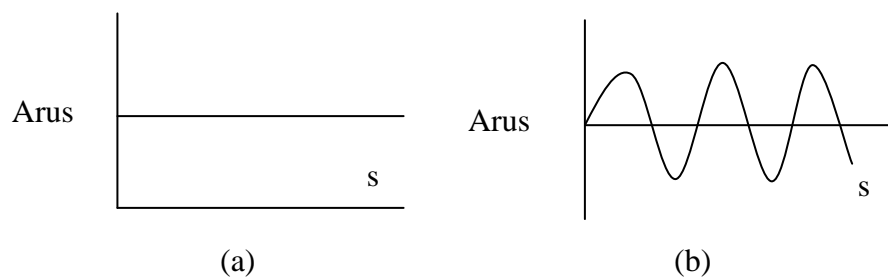
Dimana N adalah nilai skala terkecil dari alat ukur dan S adalah nilai sensitivitas sensor.

II.4 Perangkat Keras Sensor Serat Optik

II.4.1 Catu Daya

Catu daya merupakan sebuah perangkat yang dapat memasok energi listrik untuk satu atau lebih beban listrik dengan mengubah arus listrik bolak-balik

menjadi arus listrik searah. Catu daya berfungsi sebagai sumber tegangan listrik dengan rangkaian yang terdiri dari trafo, penyearah, kondensator, dan beberapa komponen pendukung dalam rangkaian. Catu daya memiliki dua sumber arus yaitu arus AC dan arus DC. Arus DC disearahkan dari arus AC menggunakan rangkaian penyearah yang dibentuk dari dioda. Ada tiga macam rangkaian searah yaitu penyearah setengah gelombang, gelombang penuh dan sistem jembatan. Arus AC dan arus DC dapat dilihat pada Gambar 2.8 berikut [25,26] :



Gambar 2.8 Arus (a) searah, (b) bolak-balik.

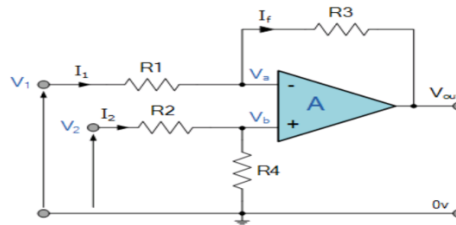
Komponen utama bisa digunakan untuk menurunkan tegangan adalah transformator. Transformator terdiri dari dua buah lilitan yaitu lilitan primer dan lilitan sekunder yang dililitkan pada inti untuk memindahkan daya listrik pada lilitan primer ke lilitan sekunder tanpa ada perubahan daya. Penyearah digunakan untuk menyearahkan gelombang AC yang berasal dari jaringan listrik [26].

II.4.2 Penguat Selisih

Pengembangan rangkaian penguat telah ada sejak tahun 1960, pertama telah dikembangkan pada “*chip*” silikon tunggal. Rangkaian penguat merupakan susunan antara transistor, dioda sebagai penguat beda. *Op-Amp* adalah penguat diferensial yang memiliki penguatan yang sangat tinggi. *Op-Amp* ideal dalam rangkaian penguat membatasi arus dan tegangan differensial pada terminal masukan *Op-Amp* keduanya menjadi nol. Sebuah rangkaian *Op-Amp* digunakan untuk penguat tegangan pembalik dan penguat tegangan tak-membalik. Rangkaian ini memberikan amplifikasi tanpa membalik gelombang sinyal [27].

Rangkaian penguat differensial ini merupakan rangkaian yang pada dasarnya saling mengurangkan dari dua buah masukannya. Penyusunan dari

Op-Amp disusun dalam rangkaian *Integrated Circuit* (IC). *Op-Amp* dalam aplikasinya biasa digunakan sebagai penguat. Rangkaian penguat selisih dapat dilihat pada Gambar 2.9 berikut [27,28] :



Gambar 2.9 Penguat differensial

Pada persamaan 2.9 terdapat dua masukan sebagai sumber tegangan dari *Op-Amp* yaitu tegangan positif (+Vcc) dan tegangan negatif (-Vcc) [61]. Penguat diferensial merupakan suatu penguat dengan tegangan keluaran yang merupakan hasil selisih antara kedua buah tegangan. Dari rangkaian penguat selisih dapat dituliskan dengan persamaan sebagai berikut [29] :

$$V_{out} = \frac{R_f}{R} (V_2 - V_1) \quad (2.6)$$

II.5 Urine

Urine terdiri dari air dengan bahan terlarut sisa metabolisme seperti urea, garam terlarut dan materi organik. Urine merupakan zat sisa metabolisme yang tidak dapat digunakan lagi dalam tubuh seperti zat nitrogen, urea, dan ammonia. Selain itu, urine juga dapat menggambarkan kondisi organ tubuh seperti ginjal, liver dan pankreas. Pada kondisi tertentu urine memiliki kandungan zat yang masih berguna dalam tubuh. Untuk keadaan yang seperti ini, maka terjadi gangguan pada ginjal sebagai penyaring. Beberapa kandungan yang terdapat dalam urine seperti protein dan glukosa [30].

Produksi urine rata-rata pada manusia sekitar 1,4 liter perhari dengan kisaran normal 0,6 hingga 2,6 liter perhari. Produksi urine terlalu banyak atau terlalu sedikit memerlukan perhatian medis. Kondisi urine dapat dikatakan berlebihan jika >2,5 liter perhari, dan dapat dikatakan kurang apabila urine diproduksi <400ml perhari (oliguria) dan <100ml perhari (anuria) [31].

Sedimen urine adalah zat yang tidak larut di dalam urine yang berasal dari darah, ginjal, dan saluran kemih seperti eritrosit, leukosit, sel epitel, torak, bakteri, kristal, jamur dan parasit. Tes sedimen urine atau tes mikroskopis dilakukan untuk mengidentifikasi zat sedimen yang terdapat dalam urine sehingga dapat dipakai untuk mendeteksi kelainan ginjal dan saluran kemih, selain itu tes sedimen urine dapat juga dipakai untuk memantau pengembangan penyakit ginjal dan saluran kemih setelah pengobatan [32].

Urine yang keruh dapat disebabkan gejala infeksi bakteri, selain itu juga dapat diakibatkan adanya kristalisasi garam. pH normal dalam kisaran 5,5 hingga 7 dengan rata-rata 6,2. pH urine dapat dipengaruhi oleh pola makan dimana protein dapat menurunkan pH. Selain menurunkan pH, buah dan sayuran dapat meningkatkan kadar pH dari urine dengan berat jenis 1,003-1,035 [31].

Pada umumnya, protein tidak terdapat dalam urine melainkan akan diteruskan ke arteri dan kembali ke jantung. Untuk kondisi tidak normal maka protein bisa saja terdapat dalam urine apabila terjadi gangguan pada ginjal seperti sindrom *glomerulonefritis*. Selain itu, glukosa juga sering didapati pada urine. Adanya glukosa pada urine ini menandakan terjadi kerusakan pada ginjal yang tidak berfungsi sebagaimana mestinya. Orang yang urinenya terdapat glukosa biasanya adalah orang yang menderita penyakit diabetes. Penderita diabetes biasanya memiliki kadar gula yang berlebihan dalam tubuhnya [30]. Indikasi dari pemeriksaan urine yang memiliki kandungan glukosa adalah adanya gangguan pada ginjal seperti gagal ginjal, infeksi saluran kemih dan gangguan metabolik (DM) [33].



Gambar 2.10 Urine.

Penggunaan urine sebagai sampel dalam pemeriksaan karena mengandung lebih sedikit interferensi dibandingkan dengan darah sehingga tidak dibutuhkan metode pemisahan untuk bisa mendeteksi semua kandungan urine. Akan tetapi, urine lebih cepat mengalami kerusakan bila tidak segera dilakukan analisa dengan kadar gula dalam urine tergantung pada kondisi tubuh seseorang [34].

II.6 Arduino Uno

Mikrokontroler menggabungkan memori dalam sebuah kemasan yang dapat digunakan sebagai aplikasi kontrol. Mikrokontroler adalah sebuah sistem komputer lengkap dalam satu bentuk perangkat. Mikrokontroler lebih dari sebuah mikroprosesor karena sudah terdapat ROM (*Read-Only Memory*), RAM (*Read-Write Memory*), beberapa masukan maupun keluaran, dan beberapa peripheral seperti pencacah/pewaktu, ADC (*Analog to Digital converter*), DAC (*Digital to Analog converter*) dan serial komunikasi [25]. Mikrokontroler terdapat dua jenis penyimpanan data yaitu ROM dan RAM. ROM berfungsi membaca dan menyimpan program meskipun dalam keadaan *off*. RAM berfungsi membaca dan menyimpan program, tetapi data program akan hilang apabila mikroprosesor dalam keadaan *off* [35].

Arduino adalah *board* mikrokontroler yang memiliki 14 pin masukan dan keluaran. Dalam penerapannya dapat disambungkan pada perangkat komputer menggunakan USB. Koneksi USB pada perangkat komputer ini diperlukan untuk memprogram dan menyalakan perangkat mikrokontroler arduino uno. Kelebihan arduino dibandingkan dengan mikrokontroler lainnya adalah arduino bersifat *open source* dan memiliki bahasa program tersendiri untuk pengoperasiannya [35].



Gambar 2.11 Arduino uno

Arduino uno memiliki ukuran yang kecil dengan memuat mikrokontroler dan sejumlah *output* dan *input* yang memudahkan untuk dioperasikan dalam berbagai perangkat elektronika. Adapun bagian-bagian arduino uno adalah sebagai berikut [36] :

1. Port USB berfungsi untuk menghubungkan arduino uno dengan perangkat komputer.
2. Pin digital dengan syarat 0 dan 1, nilai 0 dinyatakan dengan tegangan 0 V dan nilai 1 dinyatakan dengan tegangan 5 V.
3. Pin analog berfungsi sebagai masukan yang memiliki nilai analog, dll.