

PENGEMBANGAN SENSOR GLUKOSA BERBASIS MATERIAL TIN OXIDE NANO DENGAN MENGGUNAKAN *FIBER BRAGG GRATING*

Diptya Latifa Rohadi ¹⁾, Asnawi ²⁾

¹⁾Program Studi Fisika, FMIPA, Universitas Negeri Surabaya, email: diptya.17030224027@mhs.unesa.ac.id

²⁾Program Studi Fisika, FMIPA, Universitas Negeri Surabaya, email: asnawi@unesa.ac.id

Abstrak

Diabetes melitus merupakan masalah kesehatan masyarakat yang disebabkan oleh faktor genetik maupun usia. Upaya mencegah penambahan jumlah penderita diabetes maka perlu adanya pemantauan kadar glukosa dalam tubuh. Pemantauan dilakukan dengan mengukur kadar glukosa dalam darah dengan cara penusukan jari yang menyebabkan ketidaknyamanan pada pasien. Maka dikembangkan metode pengukuran *non-invasive* yang sesuai dengan tujuan penelitian ini yaitu mendeskripsikan cara dan hasil pengembangan sensor glukosa berbasis material tin oxide nano dengan menggunakan *fiber bragg grating* (FBG). Sensor dengan menggunakan *fiber bragg grating* berbasis optik material tin oxide nano memiliki kepekaan yang tinggi dan periode reaksi yang cepat sebagai sensor glukosa. Hasil penelitian menunjukkan sensitifitas yang terjadi terkait pergeseran nilai indeks bias dan nilai panjang gelombang pada larutan glukosa. Pada konsentrasi glukosa sebesar 10% terjadi pergeseran indeks bias yaitu 1,345. Pergeseran nilai panjang gelombang terjadi pada indeks bias 1,332 yaitu 1550,072. Dengan demikian adanya pergeseran panjang gelombang terhadap indeks bias larutan glukosa dari berbagai konsentrasi glukosa ini menunjukkan bahwa pengembangan FBG berbasis material tin oxide nano dapat digunakan sebagai sensor glukosa. Sensor *fiber bragg grating* dengan menggunakan pelapis nanomaterial SnO_2 dapat diimplementasikan dengan menggunakan saliva pasien diabetes melitus (DM).

Kata kunci: *Fiber Bragg Grating*, *Diabetes Melitus*, SnO_2

Abstract

Diabetes mellitus is a public health problem caused by genetic factors and age. In efforts to prevent the increase in the number of diabetics, it is necessary to monitor glucose levels in the body. Monitoring is carried out by measuring the level of glucose in the blood by means of pricking a finger which causes discomfort to the patient. So a non-invasive measurement method was developed that is in accordance with the objectives of this study, namely to describe the methods and results of the development of a glucose sensor based on tin oxide nanomaterial using a fiber Bragg grating (FBG). The sensor using optical fiber Bragg grating of tin oxide nanomaterial has high sensitivity and a fast reaction period as a glucose sensor. The results showed that the sensitivity occurred related to the shift in the refractive index value and the wavelength value in the glucose solution. At a glucose concentration of 10%, there was a shift in the refractive index, namely 1.345. The shift in the wavelength value occurs at the refractive index of 1.332 which is 1550.072. Thus, the shift in wavelength towards the refractive index of glucose solutions from various glucose concentrations indicates that the development of FBG based on tin oxide nanomaterial can be used as a glucose sensor. The fiber Bragg grating sensor using the SnO_2 nanomaterial coating can be implemented using the saliva of diabetes mellitus (DM) patients.

Keywords: *Fiber Bragg Grating*, *Diabetes Mellitus*, SnO_2

PENDAHULUAN

Diabetes melitus merupakan gangguan kesehatan dimana di dalam darah penderita kelebihan glukosa dikarenakan insulin tidak bisa dilepaskan oleh tubuh secara normal yang menyebabkan terjadinya gangguan metabolisme dan hiperglikemia (Fatimah, 2015). Suatu penyakit yang tidak mewabah namun menjadi persoalan dalam kesehatan masyarakat. Beberapa dekade terakhir, prevalensi dan jumlah penderita diabetes melitus terus mengalami peningkatan. Jumlah penderita diabetes melitus dengan usia pada rentang 20-79 tahun terus meningkat dan diprediksi menjadi 642 juta penderita diabetes melitus pada tahun 2040 (Ogurtsova, dkk 2017).

Diabetes melitus bisa disebabkan oleh beberapa faktor antara lain faktor genetik, jenis kelamin, maupun

usia. Selama ini beberapa orang menerka bahwa penderita diabetes melitus hanya orang dewasa saja namun siapa saja bisa mengalami bahkan pada anak-anak. Gejala klinis yang dialami penderita diabetes melitus adalah kencing terus - menerus, badan menjadi kurus, selalu merasa dahaga, dan kesemutan. Hal tersebut sesuai dengan perkataan dari Divisi Endokrinologi Anak FKUI-RSCM, Jose Rizal Latief Batubara (Kemenkes RI, 2019). Sebagai langkah awal dalam upaya pencegahan adanya penambahan jumlah penderita diabetes melitus maka perlu adanya pemantauan bagi penderita DM. Salah satu metode yang sering dipakai untuk pemantauan diabetes melitus tersebut adalah dengan melakukan pengukuran kadar glukosa dalam darah. Pada umumnya, pengukuran kadar glukosa bagi penderita DM dilakukan

dengan cara menusuk jari pasien atau bisa disebut dengan pengukuran *invasive*. Pengukuran *invasive* dengan penusukan jari tersebut jika dilakukan beberapa kali bisa menyebabkan ketidaknyamanan pada pasien DM bahkan bisa terjadi adanya infeksi. Hal ini perlu dikembangkannya suatu metode pengukuran yang tidak menimbulkan rasa sakit bagi pasien DM, yaitu metode non-*invasive*. Glukosa diukur dengan cara *non-invasive* yang dilakukan dengan memanfaatkan air seni, keringat, maupun air liur (Novirza dan Muldarisnur, 2019). Pada saliva terdapat glukosa yang memiliki korelasi konstan dengan glukosa darah. Dibuktikan pada penelitian Iqbal, dkk (2016) yang membuat sensor berbasis *on-chip electrochemical sensing*. Penelitian tersebut masih memiliki kelemahan dimana ketika komposisi enzim dalam air liur tidak dapat mendeteksi sensor elektrokimia dalam hal ini terkait perubahan dari glukosa. Sensor tersebut merupakan sensor berbasis elektrokimia. Sensor merupakan perangkat yang mendeteksi adanya perubahan dimana input akan dikonversi menjadi output, hasil pada output tersebut dapat dianalisis.

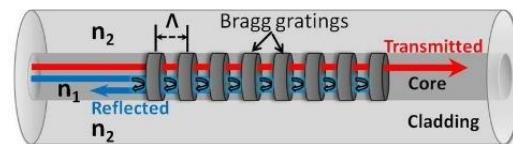
Salah satu sensor berbasis optik yang sedang banyak dikembangkan adalah *fiber bragg grating* (FBG) dikarenakan sensitivitas sensor optik lebih tinggi daripada sensor elektronik. *Fiber bragg grating* (FBG) memiliki kemampuan seperti multiplexing, kepekaan yang tinggi, periode reaksi yang cepat, dan rentang pengukuran yang lebar (Siddiq, dkk 2020).

Demikian halnya penelitian tentang FBG yang dilakukan oleh Zhou dkk (2004)(2006), dimana fiber optik yang dikupas seperti huruf D atau bisa disebut *D-fiber*. Namun, struktur FBG dalam bentuk *D-fiber* rentan patah. Untuk mencegah fiber patah maka dilapisi nanomaterial yang sensitif terhadap larutan glukosa yaitu nanomaterial SnO_2 . Penelitian ini bertujuan untuk pengembangan sensor glukosa berbasis material tin oxide nano dengan menggunakan *fiber bragg grating*. Diharapkan dari hasil penelitian ini dapat dibuat sensor glukosa darah yang *non-invasive*, murah, dan telah diujicoba pada penderita diabetes melitus maupun orang yang sehat.

Fiber Bragg Grating (FBG)

FBG adalah serat optik yang memiliki indeks bias inti yang dapat berubah secara periodik. *Grating* dibuat di sepanjang sumbu fiber optik. Setelah sumber cahaya masuk ke fiber optik dengan FBG, cahaya akan direfleksikan ketika panjang gelombang cahaya mencukupi keadaan *Bragg* dan panjang gelombang cahaya selain itu akan ditransmisikan. Dalam proses transmisi, cahaya yang masuk dilewatkan melalui inti sedangkan dalam proses refleksi cahaya yang masuk akan dipantulkan kembali ke dalam FBG (Du, dkk 2019). Gambar 1 menunjukkan struktur serta fungsi refleksi dan

transmisi dari *fiber bragg grating*.

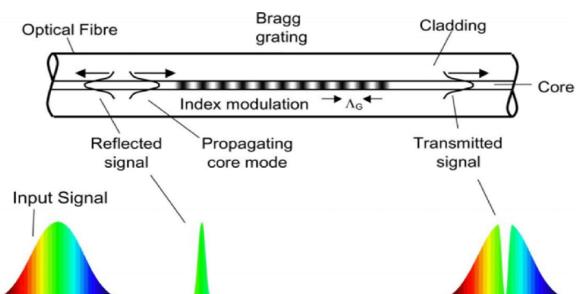


Gambar 1. Struktur serta fungsi refleksi dan transmisi dari *Fiber Bragg Grating* (FBG). (Alian, dkk 2014)

Dimana n_1 merupakan indeks bias inti, n_2 indeks bias selongsong dan Λ merupakan periode kisi. Kisi yang dimaksud merupakan garis – garis yang tersusun sejajar pada gambar di atas. Sebuah kisi dapat memiliki puluhan ribu garis per sentimeter dengan lebar sebesar $0,56 \mu\text{m}$. *Fiber* optik pada FBG dapat memantulkan panjang gelombang tertentu dan yang lain diteruskan karena pada *core fiber* optik terjadi penambahan bentuk periodik terhadap indeks bias *core*. Sifat tersebut menjadikan FBG digunakan untuk filter optik, yang dimaksudkan adalah sebagai penghalang untuk panjang gelombang cahaya tertentu. *Bragg grating* dibuat dengan memberi sumber cahaya pada inti serat optik yang sesuai dengan pola sinar laser UV yang bervariasi secara spasial. Foton UV dengan panjang gelombang yang memiliki energi yang cukup untuk merusak struktur serat dan sedikit meningkatkan indeks bias. Variasi spasial periodik dalam intensitas sinar UV yang disebabkan oleh interferensi dari dua sinar koheren yang ditempatkan di atas serat akan menimbulkan variasi periodik yang sesuai dalam indeks bias serat. (Ambastha, dkk 2020)

Prinsip Dasar Fiber Bragg Grating

Prinsip utama dari FBG adalah pemantulan internal sempurna. Cahaya yang datang pada batas inti atau selubung dengan sudut kritis lebih kecil dari sudut datang maka cahaya akan mengalami pemantulan internal total dan dipandu dalam serat tanpa pembiasan.



Gambar 2. Prinsip kerja *Fiber Bragg Grating* (FBG) (Qiu, dkk 2020)

Prinsip kerja FBG ditunjukkan pada Gambar 2 dimana cahaya polikromatik datang dari sumber yang selanjutnya dipandu dalam serat optik. Ketika cahaya melewati kisi – kisi, panjang gelombang tertentu yang disebut panjang gelombang Bragg dipantulkan kembali sementara spektrum lainnya ditransmisikan (Zailani, 2016). Puncak transmisi tergantung jarak antar kisi –

kisi. Kondisi refleksi tinggi dikenal juga sebagai kondisi *Bragg* yang dapat dirumuskan dengan persamaan *Bragg* yaitu:

$$\lambda_{Bragg} = 2 n_{eff} \Lambda \quad (1)$$

Dimana λ_{Bragg} adalah panjang gelombang *Bragg*, n_{eff} merupakan indeks bias rata – rata serta Λ merupakan periode *grating*. Lingkungan yang mengalami perubahan misalnya tekanan, tarikan, indeks bias dan suhu menjadi faktor eksternal yang membuat FBG sangat peka terhadap perubahan faktor eksternal tersebut. Misalnya jika FBG diberi tekanan dan membuat perubahan jarak kisi maka puncak transmisi juga akan berubah. Persamaan (1) menunjukkan bahwa panjang gelombang yang dipantulkan λ_{Bragg} dipengaruhi oleh variasi sifat fisik dari daerah *grating*, misalnya, regangan pada *fiber* mengubah Λ dan n_{eff} . Demikian pula, perubahan suhu menyebabkan perubahan n_{eff} , Λ dipengaruhi oleh ekspansi atau kontraksi termal. Penentuan yang akurat dengan menganalisis spektrum optik dari pita sempit yang dipantulkan di sekitar λ_{Bragg} memungkinkan mengevaluasi kombinasi suhu dan regangan yang sebenarnya. (Pachava, dkk 2015)

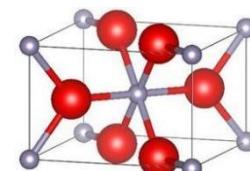
Aplikasi Fiber Bragg Grating

Nilai panjang gelombang akan bergeser ketika indeks bias atau periode kisi FBG berubah karena faktor eksternal seperti regangan maupun suhu. Perubahan panjang gelombang yang dipantulkan terjadi karena adanya parameter eksternal yang mengubah indeks bias dan periode kisi FBG. Jadi, melalui pengukuran dari perubahan dalam panjang gelombang yang dipantulkan maka pengaruh eksternal yang mempengaruhi kisi bisa terdeteksi. Sebagai contoh aplikasi dari FBG pada jaringan telekomunikasi sinyal multipleks, FBG diperlukan untuk menambah atau mengurangi kanal panjang gelombang. FBG telah banyak digunakan untuk berbagai aplikasi di bidang biomedis, biosensing, dan biomekanik karena banyak keuntungannya seperti sensitivitas tinggi, respons cepat, ketidakpekaan terhadap frekuensi radio dan kekebalan terhadap interferensi elektromagnetik. Contoh aplikasi dari FBG digunakan sebagai sensor bidang medis seperti sensor detak jantung. Suara dari detak jantung menyebabkan getaran membran yang telah dipasang FBG maka yang terjadi FBG mengalami kontraksi dan peregangan yang dapat diukur getaran yang dihasilkan (Gurkan, dkk 2005). Penggunaan FBG dalam aplikasi medis telah banyak dikembangkan seperti perawatan ablasi *invasive Atrial Fibrillation* (AF). AF merupakan penyakit dengan denyut jantung tidak teratur yang menyebabkan aliran darah tidak lancar. Penerapan FBG pada kateter ablasi. Ablasi sendiri merupakan salah satu metode perawatan AF dengan operasi ablasi *invasive*. Contoh aplikasi lain yaitu berdasarkan penelitian (Polito, dkk 2015) telah

menunjukkan pengembangan *probe* seperti jarum dengan sensor FBG ditempatkan di dalam jarum bedah, menggunakan perekat epoksi dan pasta termal sebagai pemantauan suhu terdistribusi untuk jaringan yang menjalani prosedur *Laser Ablation* (LA). *Probe* penginderaan memiliki sensitivitas termal 0,027 nm / °C memenuhi persyaratan khusus prosedur LA.

Material Tin Dioksida (SnO_2)

Tin dioksida (SnO_2) yaitu bahan semikonduktor tipe-n dengan lebar celah energi yang lebar ($Eg \geq 3.6$ eV), mobilitas elektron yang tinggi, transparansi, stabilitas optik yang baik, dan non linearitas optik yang tinggi. Penambahan bahan kimia pada material SnO_2 berpengaruh pada sifat kimia dan fisiknya (Rahmi, 2016). SnO_2 dimanfaatkan dalam berbagai aplikasi seperti baterai (Wei, dkk 2015), sensor gas (Liu, dkk 2008), antibakterial dan antioksidan (Vidhu dan Philip, 2015). SnO_2 sebagai merupakan material memiliki stabilitas sifat kimia dan sifat temal yang tinggi, resistivitas rendah, dan transmitansi yang tinggi pada area gelombang tampak. Karakteristik Material SnO_2 dapat dilihat pada Tabel 1. SnO_2 sebagai lapisan tipis digunakan dalam berbagai aplikasi seperti sensor gas, pelapisan kaca film, dan fotokatalis. Metode untuk pembuatan lapisan tipis SnO_2 ada berbagai macam seperti *sputtering*, deposisi uap kimia, dan deposisi sol-gel (Rahal, dkk 2015). Berikut adalah struktur kristal SnO_2 seperti tampak pada Gambar 3.



Gambar 3. Struktur kristal SnO_2 . (Cojocaru, dkk 2017)

Tabel 1. Karakteristik SnO_2 (Wikipedia, n.d.)

Properti	
Nama IUPAC	Tin (IV) Oxide
Rumus Kimia	SnO_2
Massa molar	150,71 g mol ⁻¹
Tampilan	Serbuk warna putih
Massa jenis	6,95 g/cm ³ (20°C) 6,85 g/cm ³ (24°C)
Titik lebur	1630°C
Titik didih	1800°C – 1900°C
Kerentanan magnetik	-4,1 x 10 ⁻⁵ cm ³ /mol
Indeks bias	2,006

Diabetes mellitus

Diabetes melitus adalah gangguan kesehatan yang kronis ditandai dengan peningkatan kadar glukosa dalam

darah karena organ pankreas gagal memproduksi hormon insulin. Kegagalan terjadi karena cacat fungsi atau hormon insulin yang dihasilkan kurang yang berakibat terjadinya penumpukan glukosa di dalam darah. Glukosa di dalam darah masuk ke dalam sel dibantu dengan hormon insulin (WHO, 2020). Menurut *American Diabetes Association* (2015) diabetes melitus dibagi menjadi dua, yaitu:

1. DM type 1

DM type 1 merupakan gangguan kesehatan akibat kerusakan sel beta pankreas (autoimun). Proses autoimun pada sebagian pasien DM type 1 ditunjukkan dengan pasien memiliki antibodi. Pasien akan mengalami hambatan dalam memproduksi hormon insulin yang dihasilkan oleh pankreas. Jika di dalam darah hormon insulin yang beredar berkurang maka tidak dapat mengikat glukosa untuk dibawa masuk ke sel dan diubah menjadi energi. Jika hormon insulin tidak dapat membawa glukosa masuk ke sel maka glukosa akan menumpuk dan berakibat penderita akan merasa lemas karena tidak ada yang diubah menjadi energi.

2. DM type 2

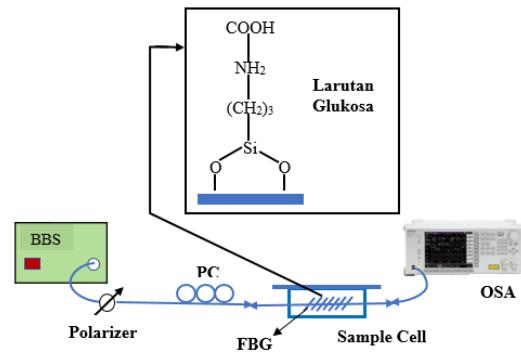
DM type 2 merupakan gangguan kesehatan dimana penderita kekurangan insulin. Kemampuan insulin bekerja mengalami penurunan yang berakibat produksi insulin oleh pankreas yang kurang maksimal. Pada diabetes tipe 2 juga dipengaruhi beberapa faktor antara lain berhubungan dengan usia lanjut, obesitas, keturunan, dan kurangnya berolahraga.

Gejala penderita diabetes melitus terdiri dari gejala akut dan gejala kronik. Gejala akut ditandai dengan penderita mengalami pusing, lelah, dan sulit berkonsentrasi. Gejala lain yang muncul yaitu buang air kecil secara terus – menerus, nafsu makan bertambah, dan sering minum. Sedangkan gejala kronik pasien mengalami kram, mudah mengantuk, dan mata kabur. Diabetes melitus dapat menimbulkan komplikasi seperti kerusakan syaraf (Neuropati diabetik), kerusakan retina mata, kerusakan ginjal (Nefropati diabetik), dan jantung koroner. (Emiliah, 2019)

METODE

FBG yang digunakan merupakan FBG type HS code 9031809090 dengan grating dari FBG sepanjang 10 mm dengan *bandwith* 0,213 – 0,232 dB, *wavelength* 1554 nm, dan reflektansi *fiber* lebih dari 90%. FBG tersebut digunakan karena memiliki sensitivitas yang baik sebagai sensor optik. Sebelum mengelupas FBG tetesi sebanyak 3 kali *Hydrofluoride Acid* pada bagian kisi – kisi dari serat Bragg dan biarkan selama 25 menit. Selanjutnya, proses pengupasan dengan alat pengupas (*fiber stripper*) lalu dibersihkan sampai tidak ada kotoran

pada FBG dengan alkohol. FBG yang telah dibersihkan kemudian dilekatkan dengan selotip bolak – balik pada *petri disk*. Ujung – ujung dari fiber optik (FBG) dihubungkan dengan sumber cahaya dan *Optical Spectrum Analyzer* (OSA, Anritsu MS9740A). FBG harus diperlakukan secara hati – hati karena bagian kisi bragg sangat rapuh. Prosedur eksperimen konsentrasi larutan glukosa dengan alat FBG dapat diamati pada Gambar 4 berikut.



Gambar 4. Prosedur eksperimen konsentrasi larutan glukosa menggunakan FBG.

Pembuatan larutan glukosa dimulai dengan konsentrasi 10%. Langkah pertama, menimbang 10 gram glukosa kemudian melarutkan bubuk glukosa ke dalam 100 ml *aquades*. Selanjutnya, diaduk selama 15 menit dengan *magnetic stirrer* sampai glukosa terlarut di dalam *aquades* kemudian selama satu hari didiamkan, demikian hal untuk larutan glukosa dengan berbagai macam konsentrasi yaitu 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, lalu 60%.

Pengukuran indeks bias dilakukan dengan menggunakan refraktometer ABBA, dimana larutan glukosa (10% hingga 60%) dengan diteteskan pada tempat sampel refraktometer ABBA kemudian menutup dengan rapat dan membiarkan cahaya melewati larutan. Cahaya juga melewati prisma agar cahaya terbagi menjadi dua pada layar dalam alat tersebut. Selanjutnya, memotong titik perpotongan dari dua garis diagonal di layar dengan cara memutar knop pengatur. Pada mikroskop terdapat jarum layar skala yang menujukkan skala indeks bias dan terbentuk gelap terang dari cahaya. Gelap terang tersebut terdapat skala indeks bias dan konsentrasi larutan glukosa yang telah dibuat.

Selanjutnya, sebelum FBG digunakan sebagai sensor glukosa maka diuji rugi daya (*losses*) dahulu terhadap sambungan *fiber* optik dari input dan output supaya membatasi nilai *losses* pada *fiber* optik dari FBG. Supaya *fiber* optik dalam keadaan statik maka kedua ujung yang disambungkan dengan sumber cahaya yang berbentuk laser serta *Optical Spectrum Analyzer* yang berfungsi merekam pergeseran panjang gelombang masing – masing ujung direkatkan dengan bahan perekat seperti selotip. Selanjutnya larutan glukosa dari berbagai konsentrasi diteteskan kedalam core dari FBG,

selanjutnya di lihat nilai pergeseran panjang gelombang dari larutan tersebut dari OSA.

HASIL DAN PEMBAHASAN

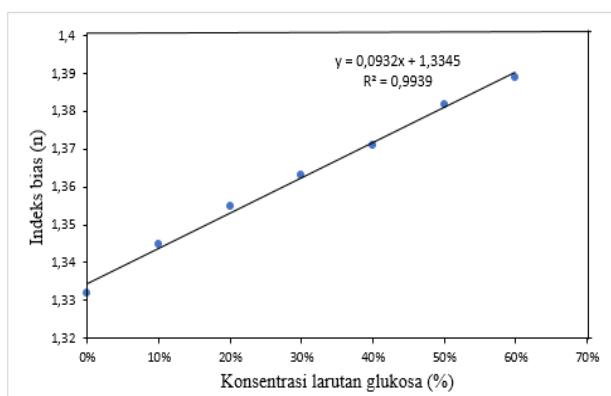
Hasil penelitian pengembangan sensor glukosa berbasis material tin oxide nano dengan menggunakan *fiber bragg grating* maka didapatkan data penelitian yang ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2. Hubungan antara Konsentrasi Larutan Glukosa, Indeks Bias, dan Pusat Panjang Gelombang.

No.	Konsentrasi Larutan Glukosa (%)	Indeks Bias (n)	Pusat Panjang Gelombang (nm)
1.	0 %	1,332	1550,072
2.	10 %	1,345	1550,062
3.	20 %	1,355	1550,052
4.	30 %	1,363	1550,037
5.	40 %	1,371	1550,025
6.	50 %	1,382	1550,013
7.	60 %	1,389	1550,002

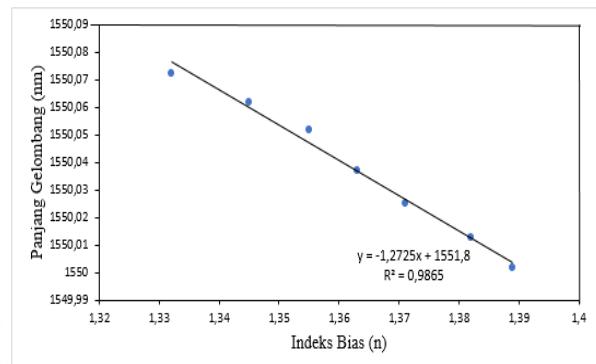
Tabel 2 menunjukkan bahwa dari konsentrasi larutan glukosa yang berbeda dari 0 % - 60 % mengalami perubahan nilai indeks bias dan pergeseran dari pusat panjang gelombang. Perubahan nilai indeks bias dari 1,332 – 1,389 dan pergeseran nilai pusat panjang gelombang 1550,072 hingga 1550,002. Nilai indeks bias pada Tabel 2 yaitu 1,33 – 1,38 sesuai dengan data dari beberapa penelitian yang menggunakan beberapa jenis *fiber bragg grating*.

Gambar 5 di bawah menunjukkan adanya pergeseran nilai indeks bias larutan glukosa dalam berbagai konsentrasi yang diukur menggunakan FBG yang telah dikupas. Grafik menunjukkan adanya linearitas antara konsentrasi glukosa dan nilai indeks bias. Pergeseran nilai indeks bias terjadi pada konsentrasi larutan glukosa 10% dengan nilai indeks bias 1,345 sedangkan pada konsentrasi larutan glukosa tertinggi yaitu 60% diperoleh nilai indeks bias 1,389. Pergeseran tersebut menunjukkan jika semakin besar konsentrasi larutan glukosa maka nilai indeks bias semakin besar. Regresi linier grafik pada Gambar 5 menunjukkan bahwa nilai indeks bias $\leq 1,4$ dengan nilai koefisien korelasi (R^2) yaitu 0,99.



Gambar 5. Grafik Hubungan Konsentrasi Larutan Glukosa dan Indeks Bias

Pergeseran nilai indeks bias FBG akan mengubah indeks bias efektif FBG dan menyebabkan pergeseran nilai panjang gelombang seperti yang dirumuskan pada persamaan (1) jika semakin besar indeks bias efektif maka semakin kecil nilai dari panjang gelombang transmisi. Maka digambarkan dengan grafik di bawah dengan nilai indeks bias pada sumbu x.



Gambar 6. Grafik Hubungan Indeks Bias dan Panjang Gelombang.

Gambar 6 menunjukkan adanya pergeseran nilai panjang gelombang larutan glukosa pada berbagai konsentrasi. Grafik menunjukkan adanya linearitas antara nilai indeks bias dan nilai pusat panjang gelombang. Pada nilai indeks bias yaitu 1,332 – 1,389 diperoleh nilai pusat panjang gelombang 1550,072 – 1550,002 nm. Regresi linier grafik pada Gambar 6 menunjukkan bahwa panjang gelombang ≥ 1550 dengan nilai R^2 yaitu 0,98.

Hasil analisis dari larutan glukosa menunjukkan bahwa pergeseran dari pusat panjang gelombang resonansi memiliki respon linier terhadap konsentrasi glukosa, hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Jiang dkk (Jiang, dkk 2018). Demikian halnya dengan *long period grating* dengan panjang 20 mm dan *tilted fiber grating* dengan panjang 10 mm menunjukkan sensitivitas indeks bias yaitu 1,33 – 1,38 dengan regresi linier 0,92, hal ini sepadan dengan hasil yang didapat dari Luo dkk (Luo, dkk 2014). Dari hasil ini pula didapat adanya perubahan konsentrasi glukosa dari 0% menjadi 30% mengalami pergeseran indeks bias dari 1,333 menjadi 1,381. Dengan kata lain saat indeks bias meningkat maka panjang gelombang bergeser lebih pendek atau menurun. (Kim, dkk 2005).

Karakteristik penginderaan spektral dan indeks bias dari *Excessively – Tilted Fiber Grating* (Ex-TFG) dengan diameter kelongsong yang berbeda. Hasil percobaan menunjukkan bahwa puncak resonansi yang berdekatan menjadi lebih besar dengan pengurangan diameter kelongsong dalam rentang panjang gelombang yang diamati 1250–1650 nm. Sensitivitas RI rata-rata di wilayah indeks 1,33 – 1,38 (Lu, dkk 2018). Sensor berbasis fiber optik yang memanfaatkan *fiber bragg*

grating yang dibantu plasmon (TFBGs), difungsikan untuk biosensing D-glukosa (Lobry, dkk 2019). Mendemonstrasikan metode baru untuk sensor glukosa dan hemoglobin terglikasi menggunakan sensor eFBG dengan mengukur pergeseran panjang gelombang Bragg (Sridevi, dkk 2015). Melalui pemantauan perubahan amplitudo dari mode kelongsong yang dipilih dalam pita panjang gelombang SPR Ag-water, konsentrasi H_2O_2 serendah $0,2 \mu M$ dapat dideteksi. Lebih lanjut, dengan memanfaatkan sifat optik unik dari efek etsa H_2O_2 yang dihasilkan dari oksidasi enzimatis glukosa (Zhang, dkk 2018)

Beberapa penelitian acuan dengan jenis FBG yang berbeda dan hasil dari penelitian menunjukkan bahwa nilai indeks bias larutan glukosa yaitu $1,33 - 1,38$ dengan konsentrasi larutan glukosa $0\% - 60\%$. Perubahan indeks bias akan mempengaruhi indeks bias efektif FBG yang menyebabkan pergeseran pusat panjang gelombang yang ditunjukkan pada Gambar 6.

PENUTUP

Simpulan

Pengembangan sensor glukosa berbasis material tin oxide nano dengan menggunakan *fiber bragg grating* (FBG) didapatkan hubungan antara nilai indeks bias larutan glukosa dari konsentrasi $0\% - 60\%$ adalah $1,332 - 1,389$ dengan nilai pusat panjang gelombang yang bergeser dari $1550,062 \text{ nm} - 1550,002 \text{ nm}$. Semakin besar indeks bias efektif maka semakin kecil nilai dari panjang gelombang transmisi. Dengan demikian, adanya pergeseran panjang gelombang terhadap nilai indeks bias larutan glukosa dari berbagai konsentrasi ini menunjukkan bahwa pengembangan FBG berbasis material tin oxide nano dapat digunakan sebagai sensor glukosa dalam saliva bagi pasien diabetes melitus (DM).

Saran

Diharapkan pada penelitian selanjutnya, sensor FBG dengan menggunakan pelapis nanomaterial SnO_2 dapat diimplementasikan dengan menggunakan air liur penderita DM. Kemudian, bisa dikembangkan dengan pelapis nanomaterial lain dan dapat menjadi berbagai macam sensor seperti sensor alkohol, sensor kelembaban maupun sensor narkoba. Kemudian dapat mempelajari relasi dari nanomaterial yang berbeda – beda tersebut.

DAFTAR PUSTAKA

- Alian, T. A., Azzam, N., and Hussein, M. 2014. Performance evaluation of fiber bragg grating temperature sensor. *Lambert Academic Publishing*.
- Ambastha, S., Pant, S., Umesh, S., Vazhayil, V., & Asokan, S. (2020). Feasibility Study on Thermography of Embedded Tumor Using Fiber Bragg Grating Thermal Sensor. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 20, No. 5, pp. 2452–2459.
- American Diabetes Association. "Classification and Diagnosis of Diabetes", 2015 from <https://doi.org/10.2337/dc15-S005>
- Cojocaru, B., Avram, D., Kessler, V., Parvulescu, V., Seisenbaeva, G., and Tiseanu, C. 2017. Nanoscale insights into doping behavior, particle size and surface effects in trivalent metal doped SnO_2 . *Scientific Reports*, Vol. 7. Springer US.
- Du, Y., Sun, B., Li, J., and Zhang, W. 2019. Optical fiber sensing and structural health monitoring technology. *Optical Fiber Sensing and Structural Health Monitoring Technology*. Huazhong University of Science and Technology Press.
- Emiliah, R. 2019. *Pengalaman penderita diabetes melitus dalam kepatuhan diit di poli penyakit dalam RSUD Dr. Soegiri Lamongan*. Skripsi tidak diterbitkan. Surabaya: PPs Universitas Airlangga.
- Fatimah, R. N. 2015. Diabetes Melitus Tipe 2. *Journal Majority*, Vol. 4, No. 5, pp. 93–101.
- Gurkan, D., Starodubov, D., and Xiaojing, Y. 2005. Monitoring of the heartbeat sounds using an optical fiber bragg grating sensor. *Proceedings of IEEE Sensors*, pp. 306–309.
- Iqbal, M., Renaldi, A., Septiandi, I., Kurniawan, B., dan Fauzi, A. 2016. Mengenal alat pemantau gula darah dari air liur dengan "On-Chip Electrochemical Sensing." *Majalah Farmasetika*, Vol. 1, No. 1.
- Jiang, B., Zhou, K., Wang, C., Sun, Q., Yin, G., Tai, Z., Wilson, K., Zhao, J., and Zhang, L. 2018. Label-free glucose biosensor based on enzymatic graphene oxide-functionalized tilted fiber grating. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, Vol. 254, pp. 1033–1039.
- Kementerian Kesehatan RI. "Tak hanya orang dewasa, diabetes juga bisa terjadi pada anak - anak". Dalam *Biro Komunikasi dan Pelayanan Masyarakat*, 2019. Jakarta.
- Kim, D. W., Zhang, Y., Cooper, K. L., and Wang, A. 2005. In-fiber reflection mode interferometer based on a long-period grating for external refractive-index measurement. *Journal Applied Optics*, Vol. 44, No. 26, pp. 5368–5373.
- Liu, H., Gong, S., Hu, Y., Zhao, J., Liu, J., Zheng, Z., and Zhou, D. 2008. Tin oxide nanoparticles synthesized by gel combustion and their potential for gas detection. *Ceramics International*, Vol. 35, No. 3, pp. 961–966.
- Lobry, M., Lahem, D., Loyez, M., Deblliquy, M., Chah, K., David, M., and Caucheteur, C. 2019. Non-enzymatic D-glucose plasmonic optical fiber grating biosensor. *Journal Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 142, pp. 1–6.
- Lu, H., Luo, B., Shi, S., Zhao, M., Lu, J., Ye, L., Zhong, N., Tang, B., Wang, X., and Wang, Y. 2018. Study on spectral and refractive index sensing characteristics of etched excessively tilted fiber gratings. *Journal of Lightwave Technology*, Vol. 36, No. 18, pp. 4180–4186.

- Applied Optics, Vol 57, No. 10, pp. 2590–2596.
- Luo, B., Yan, Z., Sun, Z., Li, J., and Zhang, L. 2014. Novel glucose sensor based on enzyme-immobilized 81° tilted fiber grating. *Journal Optics Express*, Vol. 22, No. 25, pp. 30571–30578.
- Nawaz, A., Øhlckers, P., Sælid, S., Jacobsen, M., and Nadeem M. 2016. Review: Non-invasive continuous blood glucose measurement techniques. *Bioinformatics and Diabetes*, Vol. 1, No. 3, pp. 1–27.
- Novirza, R., dan Muldarisnur, M. (2019). Pengaruh Panjang Pengupasan Terhadap Sensitivitas dan Akurasi Sensor Gula Darah Menggunakan Serat Optik Singlemode. *Jurnal Fisika Unand*, Vol. 8, No. 1, pp. 72–76.
- Ogurtsova, K., da Rocha Fernandes, J. D., Huang, Y., Linnenkamp, U., Guariguata, L., Cho, N. H., Cavan, D., Shaw, J. E., and Makaroff, L. E. 2017. IDF Diabetes Atlas: Global estimates for the prevalence of diabetes for 2015 and 2040. *Diabetes Research and Clinical Practice*, Vol. 128, pp. 40–50.
- Pachava, V. R., Kamineni, S., Madhuvarasu, S. S., Putha, K., & Mamidi, V. R. (2015). FBG based high sensitive pressure sensor and its low-cost interrogation system with enhanced resolution. *Photonic Sensors*, Vol. 5, No. 4, pp. 321–329.
- Polito, D., Caponero, M. A., Polimadei, A., Saccomandi, P., Massaroni, C., Silvestri, S., and Schena, E. 2015. A needlelike probe for temperature monitoring during laser ablation based on fiber Bragg grating: Manufacturing and characterization. *Journal of Medical Devices*, Vol. 9, pp. 1–8.
- Qiu, H., Min, F., and Yang, Y. 2020. Fiber optic sensing technologies potentially applicable for hypersonic wind tunnel harsh environments. *Advances in Aerodynamics*, Vol. 2, No. 1.
- Rahal, A., Benhaoua, A., Jlassi, M., and Benhaoua, B. 2015. Structural, optical and electrical properties studies of ultrasonically deposited tin oxide (SnO_2) thin films with different substrate temperatures. *Journal Superlattices and Microstructures*, Vol. 86, pp. 403–411.
- Rahmi. 2016. *Sintesis SnO_2 Nanopartikel dari Logamnya dengan Metode Elektrokimia*. Tesis tidak diterbitkan. Surabaya: PPs Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Siddiq, N. A., Asnawi, A., Goshals, S. K., dan Pramono, Y. H. 2020. Optical Spectrum of Uncladded Fiber Bragg Grating for Glucose Concentration Measurement. *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 1569, No. 3.
- Sridevi, S., Vasu, K. S., Sampath, S., Asokan, S., and Sood, A. K. 2015. Optical detection of glucose and glycated hemoglobin using etched fiber Bragg gratings coated with functionalized reduced graphene oxide. *Journal of Biophotonics*, Vol. 9, pp. 1–10.
- Vidhu, V. K., and Philip, D. 2015. Biogenic synthesis of SnO_2 nanoparticles: Evaluation of antibacterial and antioxidant activities. *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, Vol. 134, pp. 372–379.
- Wei, W., Song, L. X., and Guo, L. 2015. SnO_2 hollow nanospheres assembled by single layer nanocrystals as anode material for high performance Li ion batteries. *Chinese Chemical Letters*, Vol. 26, No. 1, pp. 124–128.
- Wikipedia. (n.d.). *Tin (IV) oxide*. Wikipedia. Retrieved October 25, 2020, from [https://en.wikipedia.org/wiki/Tin\(IV\)_oxide](https://en.wikipedia.org/wiki/Tin(IV)_oxide)
- World Health Organization. "Diabetes", 2020 from <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/diabetes>
- Zailani, R. 2016. *Pemodelan Sistem Fiber Bragg Grating Sensor (FBGS) untuk Memantau Aktivitas Jantung dan Temperatur Tubuh pada Pemeriksaan Magnetic Resonance Imaging (MRI)*. Skripsi tidak diterbitkan. Semarang: PPs Universitas Negeri Semarang.
- Zhang, X., Wu, Z., Liu, F., Fu, Q., Chen, X., Xu, J., Zhang, Z., Huang, Y., Tang, Y., Guo, T., and Albert, J. 2018. Hydrogen peroxide and glucose concentration measurement using optical fiber grating sensors with corrodible plasmonic nanocoatings. *Journal Biomedical Optics Express*, Vol. 9, No. 4, pp. 1735–1744.
- Zhou, K., Chen, X., Zhang, L., and Bennion, I. 2004. High-sensitivity optical chemsensor based on etched D-fibre Bragg gratings. *Journal Electronics Letters*, Vol. 40, No. 4, pp. 1–2.
- Zhou, K., Chen, X., Zhang, L., and Bennion, I. 2006. Implementation of optical chemsensors based on HF-etched fibre Bragg grating structures. *Measurement Science and Technology*, Vol. 17, No. 5, pp. 1140–1145.