

KARAKTERISASI DAN PREPARASI SENSOR BERBASIS KITOSAN SEBAGAI DETEKTOR PENYAKIT DIABETES

Juan Randy Simamora¹⁾, Iskandar²⁾ Aroli Harefa³⁾, Gusnita Betaria Sinaga⁴⁾

¹⁾²⁾³⁾⁴⁾Jurusan Ilmu Fisika , Universitas Quality Berastagi

Jl. Peceren, Kota Berastagi

Email : juan.muora@gmail.com

Abstrak

Telah dilakukan karakterisasi dan preparasi film kitosan-CMC dalam mendeteksi penyakit diabetes. Karakteristik film kitosan-CMC mampu mendeteksi hambatan kadar aseton keluar melalui nafas manusia, ditunjukkan dengan tegangan keluaran sifat listrik yang tidak stabil antara penderita dan non penderita. Aseton sendiri zat dihasilkan saat proses metabolisme berlangsung dalam tubuh. Tegangan naik disebabkan oleh pengaruh proses metabolisme tidak sempurna maka penderita diabetes menghasilkan kadar aseton yang berlebihan. Film sensor dimodifikasi kitosan-CMC, divariasikan komposisi massa 0,5 g : 0,1 g, 0,5 g : 0,5 g. Film kitosan-CMC difabrikasikan menggunakan metode elektrodeposisi. Karakteristik film kitosan-CMC 0,1 gr dan 0,5 gr dari hasil fabrikasi dan proses pengukuran PSA diperoleh 3,716.34 nm dan 5,129.97 nm. Hasil uji FT-IR kitosan-CMC 0,1 g dan 0,5 g menunjukkan adanya pola perubahan keterkaitan gugus fungsional yang berbeda. Uji UV-Vis diperoleh absorbansi maksimum berbeda pada tiap sensor berbasis kitosan dengan komposisi Cs-CMC 0,5 w/v, Cs-CMC 0,1 w/v, masing-masing 0,114167 (427 nm), 0,098258 (417nm). Menunjukkan bahwa sensor berbasis kitosan-CMC dengan penambahan CMC 0,5 g memiliki konsentrasi kepekaan yang sangat tinggi. Film sensor kitosan-CMC dengan 0,5 CMC mempunyai karakteristik yang baik, pada permukaan film yang sangat merata, memiliki sifat termal tinggi dan energi gap sebesar 3,87 eV.

Kata Kunci : Kitosan, Elektrodeposisi, Film, Diabetes

Abstract

Characterization and preparation of chitosan-CMC films have been carried out in detecting diabetes. The characteristics of the chitosan-CMC film are able to detect blowing acetone levels out of the human breath, indicated by the unstable electrical properties of the output voltage between patients and non-sufferers. Acetone itself is a substance produced when metabolic processes take place in the body. Voltage increases due to the influence of imperfect metabolic processes, so diabetics produce excessive levels of acetone. The sensor film was modified chitosan-CMC, with varied mass composition of 0.5 g: 0.1 g, 0.5 g: 0.5 g. Chitosan-CMC film was fabricated using the electrodeposition method. The chitosan-CMC film characteristics of 0.1 gr and 0.5 gr from the fabrication and measurement process of PSA obtained 3,716.34 nm and 5,129.97 nm. The FT-IR test results of 0.1 g and 0.5 g of chitosan-CMC showed a change in the relationship between different functional groups. The UV-Vis test obtained a different maximum absorbance for each chitosan-based sensor with a composition of Cs-CMC 0.5 w / v, Cs-CMC 0.1 w / v, respectively 0.114167 (427 nm), 0.098258 (417nm). It shows that the chitosan-CMC based sensor with the addition of 0.5 g of CMC has a very high sensitivity concentration. Chitosan-CMC sensor film with 0.5 CMC has good characteristics, on a very even film surface, has high thermal properties and an energy gap of 3.87 eV.

Keywords: Chitosan, Electrodeposition, Film, Diabetes

PENDAHULUAN

Diabetes melitus merupakan satu masalah kesehatan yang masih dihadapi oleh masyarakat Indonesia hingga saat ini, yaitu penyakit degeneratif dengan gangguan metabolisme karbohidrat, lemak dan protein serta ditandai dengan tingginya kadar glukosa darah dan urin. Indonesia, berdasarkan data *World Health Organization* (WHO) tercatat sebagai salah satu penyumbang penderita Diabetes mellitus (DM) terbesar dengan menempati posisi ke-4 dunia dan secara nasional menjadi penyebab kematian dengan kasus terbanyak ke-3 setelah jantung dan stroke. [1]

Pada perkembangan selanjutnya, metode pernafasan hadir menjadi alternatif untuk menggantikan metode tes darah untuk pasien DM dengan menawarkan metode diagnosa yang tidak menyakitkan dengan waktu analisa yang relatif singkat dan murah. DM penyakit yang timbul akibat meningkatnya kadar glukosa dalam darah yang disebabkan adanya defisiensi insulin atau menurunnya kemampuan tubuh untuk menghasilkan insulin.

Pendeteksian napas penderita diabetes dengan analisis pernafasan pada manusia membutuhkan detektor yang memiliki kepekaan yang tinggi, hal ini karena rendahnya konsentrasi dari berbagai macam gas yang terkandung di dalam pernafasan. Karakteristik komposisi pernafasan akan memberikan banyak informasi penting tentang bermacam-macam proses yang dikeluarkan oleh tubuh manusia dan jenis penyakit apa saja yang diderita.

Secara teori, metode analisis pada pernafasan napas manusia seharusnya memungkinkan untuk dapat mendiagnosis penyakit tertentu, memantau perkembangan penyakit, maupun menentukan respon terhadap tipe pengobatan dan perawatan. [2] Metode pernafasan adalah metode yang baru yang

belum banyak dilakukan untuk menganalisa penyakit DM melalui analisa gas hembus yang dikeluarkan melalui mulut pasien. [3] Salah satu keunggulan utama dari metode analisis gas hembus napas adalah dapat dilakukan kepada semua orang di segala usia dan tanpa menimbulkan risiko pada pasien. Selain itu, diagnosis semacam ini lebih menguntungkan karena bersifat tidak merusak dan menyakitkan. Mengacu pada laporan kesehatan yang menyatakan bahwa aseton merupakan gas keluaran penderita DM.

Penderita diabetes mempunyai kadar glukosa yang lebih tinggi dalam darah sehingga dapat menyebabkan terjadinya pembentukan aseton. Konsentrasi aseton yang lebih tinggi 1,7 ppm s/d 3,7 ppm ditemukan dalam napas penderita diabetes sedangkan dalam napas manusia sehat diperoleh aseton kurang dari 0,8 ppm. [4] Metode ini memerlukan detektor yang memiliki kepekaan tinggi terhadap gas aseton yang dapat mengukur secara *online* dan *real time*. Nafas yang dikeluarkan oleh penderita diabetes jika dibandingkan dengan nafas orang normal dapat digunakan untuk mendeteksi adanya kelainan dan menentukan stadiumnya.

Sensor aseton telah banyak dikembangkan dengan berbagai bentuk dan bahan [4,5] hasil menunjukkan performansi respon sensor yang cukup baik. Sensor yang berbasis kitosan memiliki suhu operasi yang relatif lebih tinggi dengan tehnik pabrikasi yang kompleks sehingga dibutuhkan biaya fabrikasi yang cukup besar. Secara analisis gas aseton dapat dikontrol oleh sensor, maka diperlukan sensor. Sensor yang digunakan untuk mendeteksi kadar gula yang ada dalam napas penderita DM adalah sensor berbasis kitosan. Kemampuan dalam pengontrolan gas aseton secara teliti dapat dimanfaatkan untuk mendeteksi kadar gula penderita diabetes karena seorang penderita diabetes cenderung menghasilkan gas aseton dari

nafasnya. [6]

Kitosan sebagai polimer yang dapat diaplikasikan pada berbagai bidang. [7] Sifat menonjol kitosan adalah kemampuan mengabsorpsi lemak hingga 4-5 kali beratnya. Kelarutan kitosan yang tinggi dalam media asam juga membuat kitosan mudah didepositkan dalam bentuk film keatas suatu substrat. Kemampuan kitosan tersebut sama dengan CMC yang dapat memperbaiki penampakan suatu produk karena daya ikat air dan minyak yang kuat dan tahan panas. [8] Kelarutan kitosan yang tinggi setiap media asam membuat kitosan mudah didepositkan dalam bentuk film keatas suatu substrat.

Kitosan dapat digunakan sebagai bahan pengental atau pembentuk gel yang sangat baik, sebagai pengikat, penstabil dan pembentuk tekstur. Kemampuan kitosan sama dengan CMC yang dapat memperbaiki penampakan suatu produk karena daya ikat air dan minyak yang kuat dan tahan panas. Sampel yang digunakan berupa nafas yang berbentuk gas aseton maka diperlukan alat deteksi yang memiliki tingkat kepekaan yang lebih tinggi dibanding alat pemeriksaan lain.

Bertolak pada kondisi tersebut, penelitian ini dilakukan dengan mengembangkan film kitosan sebagai sensor aseton, [9,10] yang dimodifikasi dengan penambahan CMC dan difabrikasi dengan metode elektrodeposisi. Metode elektrodeposisi dipilih karena prosesnya yang relatif mudah dan murah untuk diterapkan [11] namun mampu menghasilkan film kitosan-CMC dengan kualitas baik.

Penelitian Melly Frizha. [12] tentang pengembangan dan karakterisasi film kitosan sebagai sensor aseton dengan penambahan CMC hasil penelitian menunjukkan sensor aseton berbasis film kitosan 0,05 g CMC memiliki karakteristik fisik yang baik, yaitu permukaan film yang merata, sifat termal tinggi serta energi gap sebesar 3,9 eV.

Pada penelitian ini sensor berbasis kitosan akan diaplikasikan untuk

mendeteksi penyakit DM melalui nafas. Sedangkan untuk melihat karakteristik sukrur bahan perlu dilakukan meliputi Uji *Particle size Analyzer (PSA)*, *Fourier Transform Infra Read (FTIR)*, dan *UV-Vis Spectroskopy*. Untuk mengetahui karakteristik sensor berbasis kitosan perlu dilakukan pengukuran tegangan sensor terhadap komposisi variasi hembusan nafas sehingga konsentrasi gas aseton diberikan saat pengujian meliputi penderita dan non penderita diabetes. Sehingga hasil analisis pengukuran kadar aseton dapat ditentukan melalui nafas manusia.

METODOLOGI PENELITIAN

a. Alat dan Bahan

Alat-alat digunakan pada penelitian ini untuk Pabrikasi Film Kitosan-CMC yaitu: Power Supplay kegunaan Sumber tegangan input untuk deposisi larutan, Elektroda kegunaan penyangga PCB sensor saat proses deposisi, Pinset kegunaan untuk memindahkan sensor, Oven kegunaan Pengering sensor, Kabel Penghubung kegunaan penghubung antara elektroda dengan PSA, Cawan Petri kegunaan untuk Mengeringkan Sensor, Multimeter Digital kegunaan uji sifat listrik sensor.

Peralatan untuk uji Sensor Berbasis Kitosan-CMC yaitu: *Testing Chamber* kegunaan tempat proses uji respon Sensor berbasis kitosan, Pump kegunaan untuk memompa udara masuk kedalam tabung, Selang kegunaan tempat penyaluran udara Pump ke Recovery, Tabung *Recovery* kegunaan wadah salica gel untuk *recovery* sensor kitosan, Kantong Udara (Balon) kegunaan tempat menyimpan sampel napas yang di uji.

Bahan-Bahan pembuat Film Kitosan-CMC untuk pendeteksian DM digunakan pada penelitian ini yaitu :

Nama Bahan	Grede	Merek	Kegunaannya
Kitosan	≥ 99,9 %	Sigma Aldrich	Bahan Penelitian
PCB	High	-	Bahan Penelitian
Asam Asetat	Pure	Merk	Bahan Penelitian
Akuades	Pure	-	Bahan Penelitian
Aseton	Pure	-	Bahan Penelitian
CMC	High Viscosity	-	Bahan Penelitian

b. Metode Penelitian

Proses pembuatan sensor berbasis kitosan dengan penambahan variasi massa diawali pemilihan komposisi campuran untuk dilarutkan dalam Kitosan-CMC. Pada penelitian ini sejumlah 0,5 g kitosan yang dilarutkan dalam sejumlah asam asetat dengan konsentrasi 2%. Membuat sensor berbasis kitosan dalam mendeteksi nafas penderita diabetes, perlu dilarutkan Kitosan-CMC, dengan variasi komposisi massa antara 0,5 g : 0,1 g, 0,5 g : 0,5 g. Jumlah dipilih berdasarkan kajian atau penelitian pendahuluan untuk menentukan Kitosan-CMC, yang dilarutkan untuk mendeteksinya dengan tiupan nafas penderita diabetes menggunakan teknik metode elektrodeposisi.

Kelarutan Kitosan-CMC, kemudian dilanjutkan menggunakan pelarut asam asetat, sehingga kemampuan kitosan mampu mengadsorpsi air juga mempengaruhi kadar air yang semakin menurun. Metode proses pelarutan Kitosan-CMC, tidak sepenuhnya larut sempurna dalam larutan yang dicampur, sehingga harus menggunakan *blending* yaitu *magnetic stirrer* dengan kecepatan konstant selama ± 24 jam dalam suhu laboratorium 110^oc. Sehingga diperoleh 2 jenis larutan dengan menghasilkan komposisi yang berbeda dalam setiap rasio masing-masing yaitu 1 : 10, 1 : 5. Sedangkan untuk mengetahui karakteristik suatu larutan kitosan-CMC, yang dibuat perlu melakukan pengamatan sesuai dengan kualitas fisik dan pengukuran distribusi ukuran partikel dalam larutan dengan uji PSA.



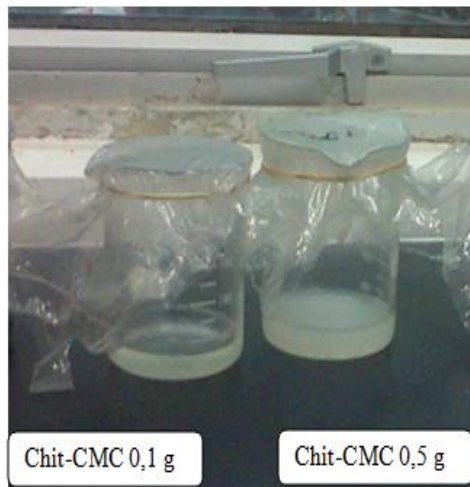
Gambar 1 :

- (a). Tampilan sensor film kitosan-CMC 0.1g : 0.5 g**
- (b). Tampilan sensor film kitosan-CMC 0,5 g : 0,5 g**

HASIL DAN PEMBAHASAN

a.Efek Penambahan CMC Kedalam Larutan Kitosan

Tingkat pengamatan yang dilihat adalah proses terjadinya perubahan warna kekuningan suatu larutan reaksi kitosan-CMC dan tingkat keasaman larutan asam asetat. Hasil analisis menunjukkan perbedaan yang sangat nyata pada kitosan-CMC 0,1 g terhadap kecerahan warnanya, dibandingkan dengan penambahan kitosan-CMC 0,5 g dimana terjadinya perubahan warna kekuningan pada larutan. Hal ini disebabkan karena penambahan kitosan-CMC paling tinggi yaitu 0,5 g, semakin banyak kitosan-CMC ditambahkan pada perlakuan, maka nilai kekuningan warna semakin tinggi.



Gambar 2. Tampilan larutan kitosan-CMC

Secara umum, larutan kitosan yang tidak dilakukan pencampuran CMC hasilnya tidak berwarna atau hanya nampak bening, semakin ditambah larutan akan terjadi perbedaan warna kekeruhan dan perubahan warna kekuningan menunjukkan keasaman larutan tersebut seperti tampak pada Tabel 1.

Tabel 1. Tingkat kekeruhan larutan kitosan-CMC

Campuran		Warna Larutan
Kitosan	CMC	
0,5 g	0,1 g	Bening
	0,5 g	Kekuningan

Larutan kitosan-CMC yang terdispersikan oleh zat yang terlarut akan terbentuk partikel yang bersifat homogen dalam larutan, yang dilewatkan oleh sinar cahaya tidak menunjukkan kekeruhan suatu larutan, dan terlihat pengaruh perbedaan warna saja.

b. Pengaruh Keasaman Larutan Kitosan CMC

Terjadinya keasaman karena berkaitan erat dengan konsentrasi ion yang terkandung dalam larutan kitosan-CMC. Keasaman atau keabsahan suatu larutan sebagai aktifitas ion hidrogen (H^+) yang

terkandung dalam suatu larutan yang dilarutkan.

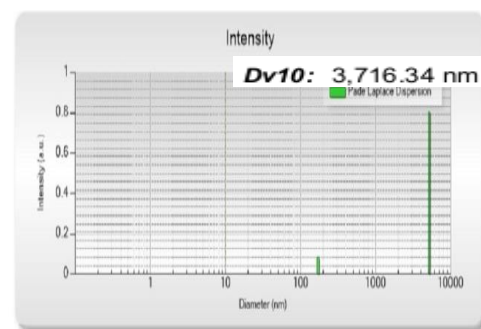
Tabel 2. Tingkat keasaman larutan kitosan-CMC

Campuran		pH Larutan
Kitosan	CMC	
0,5 g	0,1 g	3,45
	0,5 g	3,62

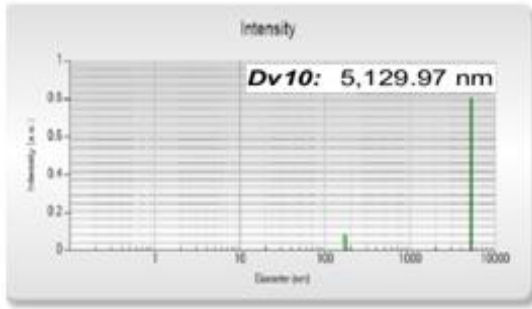
Bila tingkat Ph turun dalam larutan sangat memungkinkan turunnya kadar penambahan kitosan-CMC pada saat dilarutkan. Tingkat penambahan kitosan-CMC 0,1 g dan kitosan-CMC 0,5 g dengan konsentrasi yang berbeda memberikan pengaruh yang nyata terhadap nilai pH. Terdapat perbedaan pengaruh yang nyata pada pH kitosan-CMC 0,5 g yang disebabkan pemberian kitosan-CMC yang berbeda, maka semakin bertambah konsentrasi CMC sebagai bahan penstabil akan menyebabkan larutan menjadi keasaman.

c. Analisis Larutan Kitosan-CMC dengan Particle Size Analyzer (PSA)

Pengujian larutan kitosan-CMC 0,1 g dan 0,5 dalam penelitian ini dengan menggunakan metode blending yaitu magnetic stir selama ± 24 jam dalam proses suhu kamar. Larutan menggunakan PSA diperoleh ukuran partikel masing-masing yaitu 3,716.34 nm, dan 5,129.97 nm.



Gambar 3a. Kitosan-CMC 0,1 gr



Gambar 3b. Kitosan-CMC 0,5 gr

Gambar 3a. Distribusi Ukuran partikel larutan Kitosan-CMC 0,1 g. 3b. 0,5 gr

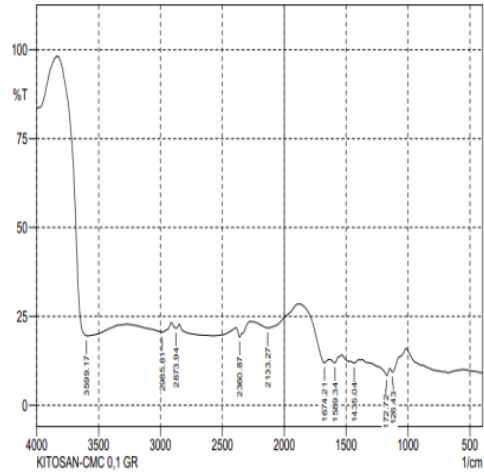
Hasil analisis, semakin lama pengeringan lapisan film maka kadar kandungan kitosan semakin terserap. Proses pengeringan akan menguapkan kandungan kitosan pada lapisan film sensor, dengan penambahan CMC semakin mudah terikat kualitas permukaan film dengan baik.

Perbedaan ukuran partikel ini menyatakan ketidak homogen suatu larutan yang dimungkinkan oleh banyak faktor dan salah satu karena terjadinya pemisah antara zat pelarut dan kitosan-CMC sebagai terlarut selama didiamkan. Sehingga munculnya ukuran distribusi patikel kitosan-CMC 0,1 g dan 0,5 g yang berbeda dalam suatu larutan akan berpengaruh terhadap kualitas permukaan film kitosan yang tidak homogen (tidak merata). Sehingga meningkatnya kestabilan larutan kitosan-CMC dengan penambahan kitosan menjadi dasar terbentuknya ukuran partikel. Kitosan-CMC 0,5 gr memiliki ukuran partikel sangat baik pada permukaan film 5,129.97 nm, menunjukkan sifat listrik sensor lebih stabil dan tidak merubah struktur dasar film pada kitosan.

d. Analisis FTIR Larutan Kitosan-CMC

FTIR didasarkan analisis panjang gelombang puncak-puncak karakteristik dari setiap sampel. Karakteristik menggunakan spektrofotometer FTIR dilakukan untuk mengetahui perubahan gugus fungsi kitosan-CMC. Dari hasil

pengukuran dengan menggunakan FTIR dapat dilihat pada Gambar 4.



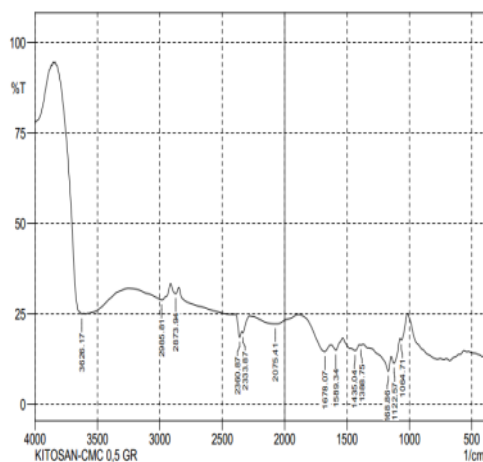
Gambar 4. Hasil Pengujian Dari FTIR Kitosan-CMC 0,1 g

Pengamatan Gambar 4 menunjukkan hasil karakteristik awal dari puncak spektrum FT-IR-kitosan dengan penambahan kitosan-CMC 0,1 g terlihat serapan puncak berupa intensitas sedang daerah O-H bilangan gelombang 3599,17 cm^{-1} . Daerah rentangan CH dari alkana serapan puncak berupa intensitas tajam kitosan-CMC terjadi pada bilangan gelombang 2985,81-2873,94 cm^{-1} . Rentangan NH dari amida serapan puncak berupa intensitas kuat dalam kitosan-CMC terjadi pada bilangan gelombang 2360,87 cm^{-1} . Fenol Ikatan H serapan intensitas tajam dalam kitosan-CMC dengan puncak gelombang 2133,27 cm^{-1} .

Vibrasi C=O amida sekunder muncul pada daerah bilangan gelombang 1674,21 cm^{-1} yang merupakan gugus khas pada rantai ujung kitosan-CMC. Munculnya puncak amida yang disebabkan kitosan-CMC yang digunakan belum terasetilasi seluruhnya atau masih mengandung gugus asetamido. Puncak bilangan gelombang 1589,34 cm^{-1} menunjukkan adanya ikatan NH Amina sekunder dari kitosan-CMC. Muncul puncak bilangan gelombang 1435,04 cm^{-1} karena adanya vibrasi dari ikatan rangkap CH asimetris CH_3 .

Pengamatan pada Gambar 5.

Menunjukkan spektrum FT-IR dengan penambahan kitosan-CMC 0,5 g dengan puncak-puncak 3626,17 cm^{-1} menunjukkan ikatan N-H bertambah lebar, meningkat cukup tajam. Rentangan C-H alkana serapan puncak berupa intensitas kuat kitosan-CMC terjadi pada bilangan gelombang 2985,81-2873,94 cm^{-1} . Rentangan NH dari amida serapan puncak-puncak berupa intensitas kuat yang terjadi pada bilangan gelombang 2360,87 cm^{-1} .



Gambar 5. Hasil Pengujian Dari FTIR Kitosan-CMC 0,5 g

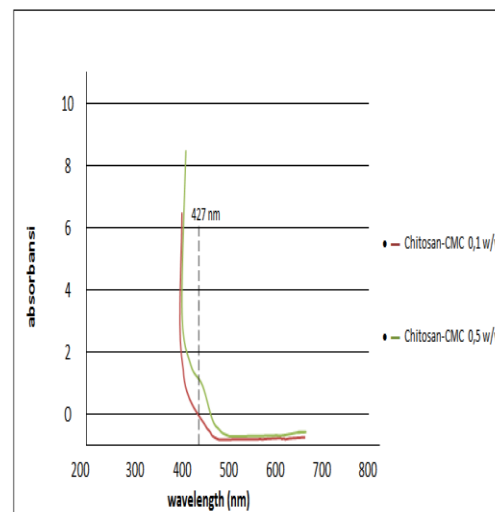
Serapan puncak gelombang 2333,87 cm^{-1} menunjukkan adanya rentangan NH dari amida. Fenol ikatan H nampak serapan puncak-puncak gelombang 2075,41 cm^{-1} dengan intensitas tajam. Vibrasi C-O amida sekunder muncul daerah bilangan gelombang 1678,07 cm^{-1} yang merupakan gugus khas dari rantai ujung kitosan-CMC. Puncak bilangan gelombang 1589,34 cm^{-1} menunjukkan adanya ikatan C-C akromatik dari kitosan-CMC. Muncul puncak bilangan gelombang 1435,04 cm^{-1} karena adanya CH asimetris CH_3 . Serapan puncak-puncak gelombang 1388,75 cm^{-1} terbentuk gugus CH simetris CH_3 . Adanya serapan puncak gelombang 1064,71 menunjukkan C-O dari alkohol primer. 1122,57 cm^{-1} menunjukkan adanya rentangan C-O asimetris. Dari data spektrum ini menunjukkan terjadi interaksi antara

kitosan-CMC tidak ada gugus baru yang terbentuk. Berdasarkan penjelasan di atas disimpulkan pada umumnya FTIR kitosan menunjukkan adanya pola perubahan dan keterkaitan gugus fungsional yang hampir berbeda dalam tiap sampel kitosan-CMC 0,1 g, dan kitosan-CMC 0,5 g.

e. Analisis Absorbansi Film Kitosan-CMC dengan UV-Vis Spectroscopy

Uji Spektrofotometer UV-Vis digunakan untuk menganalisis sampel dengan menggunakan prinsip-prinsip absorpsi radiasi gelombang elektromagnetik oleh bahan untuk panjang gelombang sinar UV sampai dengan sinar tampak.

Hasil *UV-Vis Spectroscopy* dengan konsentrasi 0,5 g dan 0,1 g dapat ditunjukkan pada Gambar 6.



Gambar 6. Spektrum absorbansi sensor kitosan-CMC dengan penambahan variasi CMC

Berdasarkan Gambar 6, Menunjukkan bahwa adanya konsentrasi 0,5 g dan 0,1 g merupakan perbandingan nilai absorbansi tertinggi dan absorbansi menurun pada sampel film kitosan-CMC terhadap panjang gelombang UV-Vis. Pengaruh komposisi kitosan menunjukkan adanya nilai absorbansi bervariasi semakin meningkat CMC yang diberikan dalam

peningkatan minimum dari penurunan absorbansi kosentarasasi .

Absorbansi maksimum sampel ditunjukkan pada gambar yang berbeda pada tiap sensor berbasis kitosan dengan komposisi variasi Cs-CMC 0,1 w/v dan CMC 0,5 w/v, dimana masing-masing diberikan oleh 0,114167 (427 nm), 0,098258 (417 nm). Sehingga sensor berbasis kitosan dengan penambahann 0,5 g CMC menghasilkan absorbansi maksimum dibandingkan dengan sampel lain. Menunjukkan bahwa sensor berbasis kitosan-CMC dengan adanya penambahan CMC 0,5 g memiliki kosentrasi kepekaan yang sangat tinggi. Hasil ini menunjukkan penambahan CMC 0,5 g pada kitosan memberikan perubahan struktur yang terbentuk dalam sensor berbasis kitosan. Hasil pengujian UV-Vis dapat digunakan untuk menunjukkan serta dapat menghitung adanya ketebalan film sensor berbasis kitosan-CMC yang dibuat. Sehingga dapat diperoleh tiap film sensor berbasis kitosan-CMC sebesar yaitu 238 nm (Cs-CMC 0,1 w/v), 284,76 nm (Cs-CMC 0,5 w/v).

Gambar 6, Menunjukkan adanya absorbansi dengan panjang gelombang terdapat puncak maksimum 427 nm dengan band gap 3,87 eV. Berdasarkan data yang diperoleh pengaruh kosentrasi kitosan-CMC sebagai kosentrasi pengendap diberikan semakin besar, nilai absorbansi mengalami penurunan hingga kosentrasi 0,1 g dan pada kosentrasi pengedap 0,5 g mengalami peningkatan. Peningkatan besar pita energi dipengaruhi oleh ukuran kitosan-CMC, selain itu tingkat pemanasan diberikan lebih tinggi dan secara langsung berkaitan dengan menurunnya ukuran kristal serta meningkatnya energi gab. Pengaruh ukuran demensi partikel terhadap lebar pita energi dapat dipahami saat elektron berpindah dari pita valensi ke pita konduksi.

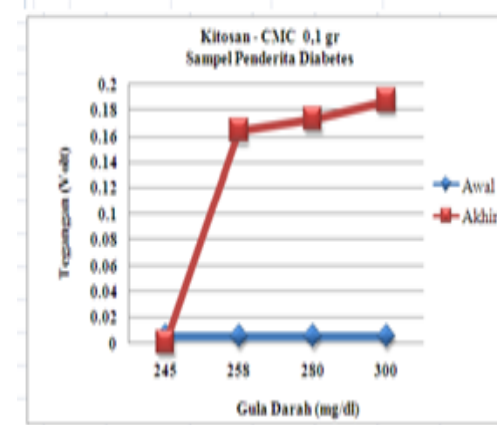
f. Analisis Data Sensor Berbasis

Kitosan-CMC 0,1 g Pada Penderita Diabetes dan Non Penderita Diabetes

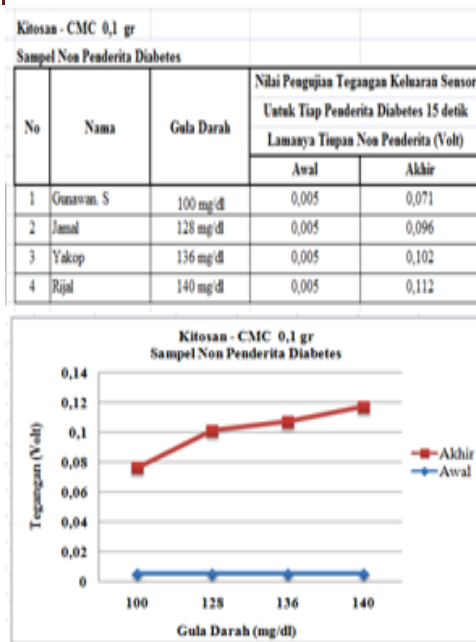
Pada non penderita diabetes, dilakukan treatment hembusan nafas pada sensor berbasis kitosan, grafik sensor masing-masing sampel pasien merespon dengan baik tanggapan keluaran dengan nilai tegangan yang berbeda-beda.

Tabel 3. Hasil pengukuran dan Pengujian sifat listrik sensor berbasis Kitosan-CMC 0,1 g pada penderita dan Non penderita diabetes.

Kitosan - CMC 0,1 gr Sampel Penderita Diabetes				
No	Nama	Gula	Nilai Pengujian Tegangan Keluaran Sensor Untuk Tiap Penderita Diabetes 15 detik Lamaaya Tapan Penderita (Volt)	
			Awal	Akhir
1	Rasidah W	245 mg/dl	0,005	0,159
3	Daniel	258 mg/dl	0,005	0,164
4	Fanziah	280 mg/dl	0,005	0,173
5	Hamidah	300 mg/dl	0,005	0,187



a



b

Gambar 7. Hasil Pengujian (a). Sensor Kitosan-CMC 0,1 gr Penderita (b). Sensor Kitosan-CMC 0,1 g Non Penderita

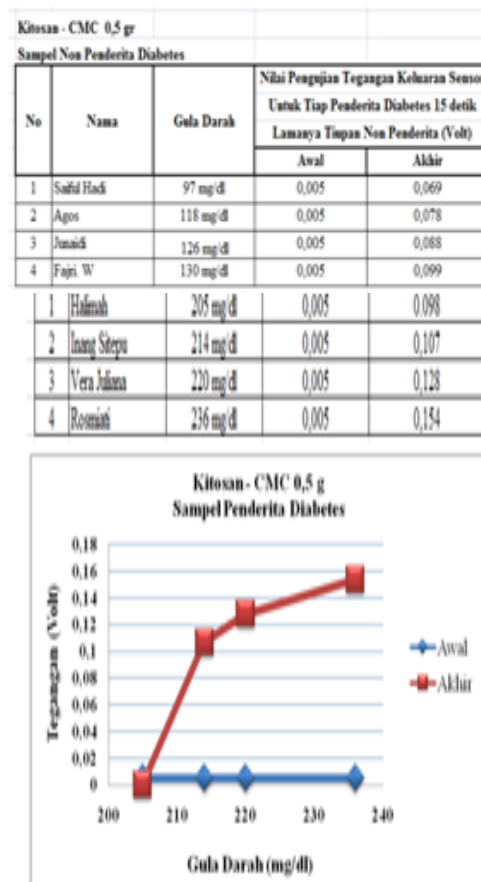
Berdasarkan data Gambar 7a, menunjukkan respon sensor berbasis kitosan-CMC 0,1 gr pada data 15 detik, tegangan output data awal 0,005 Volt, hembuskan nafas penderita diabetes pada tegangan akhir semakin meningkat menunjukkan nilai yang berbeda-beda karena dipengaruhi oleh kadar gas aseton yang dimiliki dalam nafas.

Pada data non penderita (Gambar 7b) menunjukkan respon sensor berbasis kitosan-CMC 0,1 gr diberikan tiupan selama 15 detik, tegangan output awal 0,005 Volt setelah dinormalisasikan, data akhir pada layar sensor semakin naik tegangan dihasilkan karena dipengaruhi oleh kadar makanan dan gas aseton yang dimiliki dalam nafas manusia sehat sehingga terjadi perbedaannya nilai tegangan. Sensor berbasis kitosan dapat merespon dengan baik terhadap hembusan nafas non penderita yang diberikan dan dibuktikan dengan kadar gula yang dimiliki oleh tiap pasien, maka respon tegangan masing angka keluaran pada

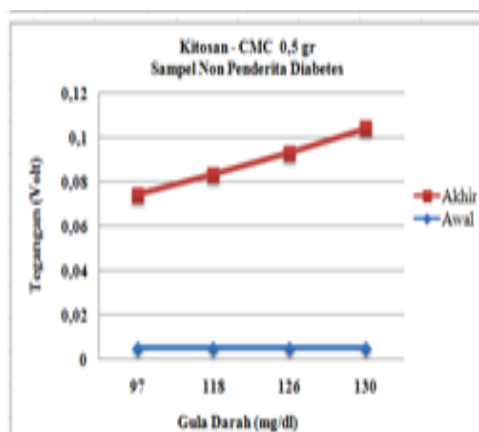
layar sensor berubah-ubah nilai terhadap kadar gula yang dimiliki. Semakin tinggi kadar aseton dimiliki dalam nafas, semakin berbeda juga nilai keluaran pada layar sensor, bila kadar aseton nafas semakin menurun karena dipengaruhi oleh makanan dan memiliki nilai sensor yang keluaran pada tegangan yang berbeda.

g. Analisis Data Sensor Kitosan-CMC 0,5 g Penderita Dan Non Penderita

Hasil analisis menunjukkan kadar gula darah dapat mempengaruhi nilai tegangan akhir pada sensor, ketika dihembuskan oleh nafas manusia sehat dan penderita diabetes.



a



b

Gambar 8. Hasil Pengujian (a) Sensor Kitosan-CMC 0,5 gr pada Penderita (b). Sensor Berbasis Kitosan-CMC 0,5 gr Non Penderita

Respon sensor berbasis kitosan-CMC 0,5 gr (Gambar 8a), menunjukkan saat diberikan tiupan selama 15 detik, sehingga tegangan output awal 0,005 Volt, hembusan nafas penderita diabetes melalui selang data akhir semakin menunjukkan kenaikan tegangan yang dihasilkan karena dipengaruhi oleh kadar gas aseton yang dimiliki dalam nafas saat dihembuskan. Tegangan naik disebabkan oleh pengaruh proses metabolisme yang tidak sempurna sehingga penderita diabetes menghasilkan kadar aseton yang tinggi.

Gambar 9b, menunjukkan respon sensor berbasis kitosan-CMC 0,5 gr saat diberikan tiupan selama 15 detik, tegangan output data awal 0,005 Volt, menunjukkan nilai tegangan semakin naik karena dipengaruhi oleh kadar makanan dan gas aseton dimiliki dalam nafas mengandung jutaan molekul senyawa sehingga semakin terjadi perbedaannya. Hingga pada titik tertentu setelah dihembuskan nafas penderita diabetes akan turun kembali sesuai dengan pembaca pada layar sensor. Sensor berbasis kitosan dapat merespon dengan baik terhadap hembusan nafas penderita

diabetes yang diberikan dan dibuktikan dengan kadar gula dan kadar aseton dalam nafas yang dimiliki oleh tiap pasien, maka respon tegangan masing-masing angka sensor berubah-ubah nilainya terhadap kadar aseton seseorang penderita.

KESIMPULAN

Kemampuan film kitosan-CMC pada sensor maupun sifat listriknya dapat menunjukkan performansi yang baik dan stabil. Proses pengeringan menguapkan kandungan kitosan pada lapisan film sensor, CMC semakin mudah terikat kualitas permukaan film dengan baik. Analisis PSA meningkatnya kestabilan larutan kitosan-CMC, menjadi dasar terbentuknya ukuran partikel. Kitosan-CMC 0,5 gr memiliki ukuran partikel sangat baik pada permukaan film 5,129.97 nm, menunjukkan sifat listrik sensor lebih stabil dan tidak merubah struktur dasar film pada kitosan.

Hasil analisis FTIR menunjukkan ada nilai absorban yang berbeda pada tiap sampel kitosan-CMC. Kitosan-CMC 0,5 gr memiliki nilai kepekaan yang sangat tinggi dari sifat listrik untuk pendeteksian nafas penderita dibandingkan dengan kitosan CMC 0,1 gr. Analisis *UV-Vis Spectroscopy*, film sensor kitosan-CMC 0,5 mempunyai karakteristik yang baik, pada permukaan film yang sangat merata, memiliki sifat termal tinggi dan energi gap sebesar 3,87 eV. Performansi sifat listrik sensor berbasis kitosan lebih tinggi dan lebih stabil tidak merubah struktur dasar pada kitosan, penambahan CMC meningkatkan kualitas film.

DAFTAR PUSTAKA

- Jenderal Pengendalian Penyakit dan Penyehatan Lingkungan (Dirjen P3L). 2010. *Petunjuk teknis pengukuran faktor resiko Diabetes Mellitus*. Departemen kesehatan Republik Indonesia (RI). Jakarta.
- Monks, P. S., Willis, K.A. 2010. *Breath Analysis*. Educ. Chem., vol. 47, no.

- 4, pp.110 -118.
- Petry Motsegood and Johna Leddy. 2012. *Detektion Aceton on human breat using cyclic voltametry*. ECS Transaction, 41 (81) : 1-7.
- Kun-Wei Kae, Ming -che Hsu, Yun-Hwa Chang, Shangjr gwo and J. Andre Yeh. 2012. *A Sub-ppm acetone gas sensor for diabetes detection using 10 nm thickn ultra thin inn FETs, sensor 12 : 7157 – 7168*.
- Yeobyol Kim, Tae Kyuan, Jiye kim, Jihun Hwang, Seonuk Park, Sooji Nam, Hyojung Chan, Won Jeong Park, Jeong Min Park, and Chan Eon Park. 2014. *Composite of grapheme oxide derivative as novel sensing layer in organic field effect transistor*. Journal of Material Chemistry C: 1-9.
- M. Righettoni, A. Tricoli, S.E. 2010. *Pratsinis, Analitical Chemistry, 3581-3587*.
- Pauliukaite et al R, Ghica ME, Fatibello-Filho O, Brett CMA. 2010. *Electrochemical impedance studies of chitosan - modified electrodes for application in elechemical sensor and biosensors*. Electrochimica Acta 55 (21) : 6239 – 6247.
- Wirongrong T, Lisa J. Mauser, Sasitorn Wirongrong, Pansin S and Purnchai Rachtanapun. 2011. *Effect CMC concentration on physical properties of biodegradable cassava starch-based film*. Chemistry central Journal, 5 (6) : 1-8.
- Tulus Iksan Nasution, Zainal Arifin Ahmad, Khairrel Refezi ahmad, Irwana Nainggolan and Ainnie Shakirah Arif. 2010. *Study on Acetone Film Sensor Using Conducting Biopolymer Chitosan*. Indonesia Journal of Material Science (Special Edition on Material for Sensor 2011) : 49-52.
- Tulus Iksan Nst, Irwana Nainggolan, sabar Derita Hutagalung, Khairrel Refezi ahmad, Zainal Arifin Ahmad. 2013. *The Sensing Mechanism and Detection of Low Concentration Acetone Using Chitosan Based Sensors*. Sensor & Actuators B 177 : 522-528.
- Robert V. Manurung, Totok M.S.Soegandi dan Hiska. 2010. *Pembuatan membrane polimer konduktif sebagai sensor elemen sensitive sensor fosfat menggunakan teknik elektropolimerisasi*. Jurnal elektronika, 10 (3) : 316-320.
- Melly Frizha. 2014. *Pengembangan dan karakterisasi sifat listrik film kitosan sebagai sensor aseton dengan penambahan carboxymethyl Cellulose (CMC)*. Tesis Ilmu Fisika. Universitas Sumatra Utara.