

## APLIKASI SISTEM SENSOR FIBER BRAGG GRATING UNTUK PENDETEKSIAN SIMULASI DENYUT JANTUNG

Febi Dwi Fadilla\*, Saktioto

Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Riau

\*E-mail korespondensi: [febidwi2012@gmail.com](mailto:febidwi2012@gmail.com)

### ABSTRACT

*Heart rate detection still widely develops one to human behavior, so that efforts are required to investigate other ways to more easily detect it. Currently, heart detection can be done without medical check up, such as using cellphones, watches, and others. Fiber Bragg Grating (FBG) can be used to detect the heart rate, in the form of pressure which causes a change in strain. FBG also has high sensitivity to strain. Heart rate detection can be measured in several ways such as using a telescope, but FBG has a high level of accuracy. This study aims to design and measure changes in the output power of the FBG and analyze the effect of strain changes on the FBG by loudspeaker vibration. Bragg wavelengths used are 1310 nm and 1550 nm with a power of 1 mW as a diode laser source and the output is measured by an optical power meter. The highest output power change at 1310 nm Bragg wavelength is 0.736  $\mu$ W, while at 1550 nm wavelength it is 0.009  $\mu$ W. The highest Bragg wavelength shift is at the Bragg 1310 nm wavelength of 0.598 nm, while at the Bragg 1550 nm wavelength it is 0.552 nm. The highest strain change at the Bragg 1310 nm wavelength is 576,186  $\mu$  $\epsilon$ , while at the Bragg 1550 nm wavelength it is 432,113  $\mu$  $\epsilon$ . This shows that the response at the Bragg 1310 nm wavelength is more sensitive than the Bragg 1550 nm wavelength.*

**Keywords:** FBG, Heart Rate, Optical Power, Strain.

### ABSTRAK

*Pendeteksian jantung masih terus berkembang karena persoalannya serius terhadap perilaku hidup manusia sehingga perlu upaya untuk mencari jalan lain untuk lebih mudah mendeteksi jantung. Saat ini pendeteksian jantung dapat dilakukan tanpa harus pergi ke rumah sakit seperti dengan menggunakan ponsel, jam tangan, dan lain-lain. Fiber Bragg Grating (FBG) banyak juga digunakan untuk mendeteksi jantung, karena bisa diterima dalam bentuk tekanan yang mengakibatkan terjadinya perubahan regangan. FBG dipilih karena memiliki sensitivitas yang tinggi terhadap regangan. Pendeteksian denyut jantung dapat dilakukan dengan beberapa cara seperti menggunakan teleskop, namun dengan menggunakan FBG memiliki tingkat akurasi yang tinggi dan sensitif terhadap regangan. Penelitian ini bertujuan untuk merancang dan mengukur perubahan daya keluaran pada FBG serta menganalisa pengaruh perubahan regangan pada FBG oleh getaran loudspeaker. Panjang gelombang Bragg yang digunakan adalah 1310 nm dan 1550 nm dengan daya 1 mW sebagai sumber laser dioda serta keluaran diukur dengan optical power meter. Perubahan daya keluaran tertinggi pada panjang gelombang Bragg 1310 nm senilai dengan 0,736  $\mu$ W, sedangkan pada panjang gelombang 1550 nm senilai dengan 0,009  $\mu$ W. Pergeseran panjang gelombang Bragg tertinggi pada panjang gelombang Bragg 1310 nm senilai 0,598 nm, sedangkan pada panjang gelombang Bragg 1550 nm senilai 0,552 nm. Perubahan regangan tertinggi pada panjang gelombang Bragg 1310 nm senilai 576,186  $\mu$  $\epsilon$ , sedangkan pada panjang gelombang Bragg 1550 nm senilai 432,113  $\mu$  $\epsilon$ . Ini menunjukkan bahwa respon pada panjang gelombang Bragg 1310 nm lebih sensitif daripada panjang gelombang Bragg 1550 nm.*

**Kata kunci:** FBG, Denyut Jantung, Daya Optik, Regangan.

Diterima 29-06-2020 | Disetujui 10-07-2021 | Dipublikasi 31-07-2021

## PENDAHULUAN

Pengukuran denyut jantung merupakan faktor penting yang dapat memberikan informasi tentang perubahan sirkulasi darah dan aktivitas jantung sehingga sering diukur dalam lingkungan medis. Saat ini, pengukuran dilakukan seperti sinyal listrik elektrokardiogram (EKG), sinyal akustik, perubahan tekanan darah dalam sistem peredaran darah, perubahan volume jaringan sebagai akibat dari perubahan volume dalam sistem peredaran darah, perubahan impedansi jaringan yang terkait dengan perubahan volume darah di bagian jaringan tertentu atau perubahan kecepatan aliran darah [1]. Pendekatan yang paling umum untuk menilai sinyal jantung dan pernapasan secara bersamaan adalah polisomnogram (PSG). Biasanya, termasuk sistem PSG, tetapi tidak terbatas pada EKG, elektroensefalogram, elektrookulogram, elektromiogram, juga dalam upaya pernapasan, aliran udara, dan saturasi oksigen (SpO<sub>2</sub>) [2].

Praktisi dan dokter yang mempelajari pemantauan jantung sangat bergantung pada EKG. Pemantauan jantung biasanya dilakukan untuk mendapatkan data dari aktivitas otot jantung dalam rentang waktu yang lebih lama. Ini dapat memberikan data yang cukup untuk mengetahui masalah yang dihadapi dan membantu diagnosis. Kelainan yang terdeteksi dapat menjadi faktor penentu baik untuk keputusan penderita atau dokter spesialis. Bisa memiliki beberapa ciri yang unik, namun penyebabnya harus diketahui secara pasti, apakah disebabkan oleh faktor gen atau memang disebabkan oleh penyakit yang mempengaruhi jantung atau gangguan jantung lainnya. EKG merekam aktivitas kelistrikan otot jantung dan kemudian menampilkan datanya dalam bentuk grafik linier di layar atau di atas kertas. Hasil EKG yang normal dapat diperoleh dari subjek dengan gangguan jantung jika gejala yang timbul tidak mempengaruhi aktivitas listrik otot jantung [3].

Walaupun pengukuran dan diagnosa jantung melalui pendekatan kelistrikan seperti diatas

telah berhasil, namun pendekatan mekanik juga terus berkembang seperti menggunakan serat optik seperti *fiber Bragg grating* (FBG) yang relatif sederhana, akurat, sensitif dan aman. FBG banyak juga digunakan untuk pendeteksian dalam sistem medis termasuk pada organ jantung, karena detak jantung manusia bekerja dalam bentuk tekanan yang mengakibatkan adanya energi dengan perubahan posisi, osilasi dan regangan [4], dan ini bukan hanya terhadap regangan saja, tetapi juga memiliki sensitivitas yang tinggi terhadap temperatur [5]. Seperti, pemanfaatan FBG pada *magnetic resonance imaging* (MRI) yang semakin meluas antara lain untuk memantau pernapasan dan aktivitas jantung pasien selama proses pemindaian, yang tidak menimbulkan adanya gangguan efek samping pada tubuh pasien baik saat atau setelah menjalani pemindaian menggunakan MRI [6].

FBG adalah serat optik yang memiliki kisi pada segmennya. Kisi ini memantulkan cahaya yang melewatinya dengan panjang gelombang tertentu dan melewatkan sisanya. FBG banyak digunakan sebagai sensor karena tahan terhadap interferensi elektromagnetik, akurasi yang tinggi, aman dan cepat karena informasinya bergerak dengan kecepatan cahaya. FBG sebagai sensor telah banyak berkembang dan digunakan dalam pemantauan kesehatan struktur, baru-baru ini telah diusulkan untuk pemantauan tanda-tanda vital pada medis. Penggunaan sensor FBG untuk pengukuran laju pernapasan dan denyut jantung secara simultan [6,7]. Walaupun perkembangannya cukup signifikan, teknologi berbasis cahaya dengan parameter deteksi panjang gelombang masih relatif kompleks, tidak cukup ekonomis untuk fabrikasi dan instrumentasi sensor, namun dalam faktor fungsi dan kegunaan sensor ini tetap menjadi pilihan alternatif untuk mendiagnosa dalam dunia medis.

Dalam hal kepentingan riset, sistem sensor FBG dapat dibangun, dimodifikasi dan digunakan dengan menggabungkan beberapa komponen dan interogasi sensor [8], memungkinkan pengoperasian sensor yang

bernilai ekonomi untuk dapat dikembangkan pada sensor napas dan detak jantung. Sensor serat optik berbiaya rendah ini umumnya didasarkan pada prinsip variasi intensitas, dimana redaman daya optik dengan sumber infrared ditransmisikan ke dalam serat optik secara langsung dan berinteraksi dengan gerakan tubuh selama osilasi jantung dan respirasi [9,10].

Untuk itu penelitian ini bertujuan merancang sebuah aplikasi sistem sensor FBG. FBG dirancang pada kisi untuk panjang gelombang tertentu dengan daya pada skala milliwatt. Denyut jantung dideteksi dengan cara mensimulasikan jantung menggunakan sebuah *Hand Phone* (HP) untuk menyelidiki getaran yang dihasilkan oleh sebuah video denyut jantung. Osilasi tekanan yang dihasilkan diperkuat dengan amplifier, yang selanjutnya regangan kisi FBG dievaluasi terhadap daya keluaran sumber.

## TINJAUAN PUSTAKA

Menentukan denyut jantung dengan menggunakan sinyal akustik (fonokardiografi) biasanya menggunakan mikrofon sensitif yang terletak di area dada dan sekitarnya. Algoritme tersebut kemudian diterapkan pada sinyal yang dihasilkan [11]. Tekanan darah bervariasi selama aktivitas jantung dan berfluktuasi di antara dua nilai yaitu batas atas tekanan sistolik dan tekanan arteri maksimum selama sistol, sedangkan batas bawah tekanan diastolik dan tekanan arteri terendah selama diastol.

Prinsip pengukuran detak jantung menggunakan probe FOI didasarkan pada fonokardiografi. Aktivitas mekanis dan akustik jantung dan fungsinya menyebabkan perubahan indeks bias inti dan perubahan panjang serat optik yang ditempatkan pada tubuh dan perubahan mikroskopis pada jalur optik ini muncul pada fase penundaan  $\phi$  dalam Persamaan (1) dan perbedaannya  $\Delta\phi$  pada Persamaan (2), dimana  $\lambda$  adalah panjang gelombang sumber radiasi,  $n$  indeks bias inti serat optik,  $L$  panjang fisik serat. Perubahan ini

kemudian dievaluasi dengan sistem pengukuran interferometri [12]:

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} nL \quad (1)$$

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta L + \frac{2\pi}{\lambda} L \Delta n = 2\pi L \frac{n}{\lambda^2} \Delta\lambda \quad (2)$$

Aktivitas jantung terkait dengan penciptaan sejumlah besar suara karakteristiknya. Suara ini terjadi karena perubahan kecepatan (atau karakter) aliran darah dan penutupan atau pembukaan katup masing-masing. Oleh karena itu, ini metode diagnostik yang didasarkan pada penginderaan sinyal akustik (suara jantung) yang dijelaskan di atas menyertai getaran mekanis yang bermula di jantung dan pembuluh darah. EKG konvensional menggambarkan aktivitas listrik jantung, sedangkan fonokardiogram menggambarkan aktivitas mekanis (akustiknya).

FBG dengan struktur kisi dimanfaatkan pada perubahan periodik atau kuasi-periodik indeks bias di inti serat optik yang berkorelasi dengan perubahan jarak dan dikonversikan pada regangan dan temperatur akibat respon dari tegangan mekanik, regangan, getaran, tekanan atau suhu dalam pemantulan cahaya. Hal ini terlihat dari pergeseran panjang gelombang asal sebelum dan sesudah dilewati wilayah sensor. Panjang gelombang pusat dari cahaya yang dipantulkan disebut panjang gelombang Bragg. Panjang gelombang Bragg ditentukan oleh perubahan periodik indeks bias  $\Lambda$  dan indeks bias efektif sebagai berikut.

$$\lambda_B = 2 n_{eff} \Lambda \quad (3)$$

Sensor FBG dapat dengan mudah digunakan pada jenis teknik *multiplexing* yaitu *wavelength-division multiplex* dan *time division multiplex* [13,14].

Deformasi dan ketergantungan regangan diberikan panjang gelombang FBG pusat dan nilai parameternya. Untuk menentukan kepekaan terhadap objek, koefisien deformasi dan suhu yang dinormalisasi digunakan.

Koefisien deformasi yang dinormalisasi diberikan oleh hubungan berikut:

$$\frac{1}{\lambda_B} \frac{\Delta\lambda_B}{\Delta\varepsilon} = 0.78 \times 10^{-6} \mu\varepsilon^{-1} \quad (4)$$

dan koefisien suhu yang dinormalisasi diberikan oleh hubungan berikut.

$$\frac{1}{\lambda_B} \frac{\Delta\lambda_B}{\Delta T} = 6.778 \times 10^{-6} \text{C}^{-1} \quad (5)$$

dimana  $\lambda_B$  adalah panjang gelombang Bragg,  $\Delta\lambda_B$  adalah pergeseran panjang gelombang Bragg,  $\Delta\varepsilon$  adalah perubahan deformasi dan  $\Delta T$  adalah perubahan suhu [15].

Pergeseran panjang gelombang ini dapat diketahui dengan menghitung selisih antara daya keluaran yang ditampilkan pada optical powermeter (OPM) ketika diberi perlakuan perubahan temperatur dan ketika tidak diberi perlakuan dinyatakan dalam Persamaan (6) berikut [16].

$$\Delta P = 18.7 \exp[-0.111(\Delta\lambda_{B,0})^2] - 18.7 \exp[-0.111(\Delta\lambda_{B,1})^2] \quad (6)$$

dimana  $\Delta\lambda_{B,0}$  merupakan pergeseran panjang gelombang Bragg ketika tidak diberi perlakuan dan  $\Delta\lambda_{B,1}$  merupakan pergeseran panjang gelombang Bragg ketika diberi perlakuan. Besarnya nilai  $\Delta\lambda_{B,0}$  dapat diketahui dengan menghitung dari data temperatur pada keadaan referensi dalam penelitian.

Daya keluaran pada saluran FBG dapat diketahui dengan persamaan matematis antara daya yang terbaca pada OPM dalam satuan

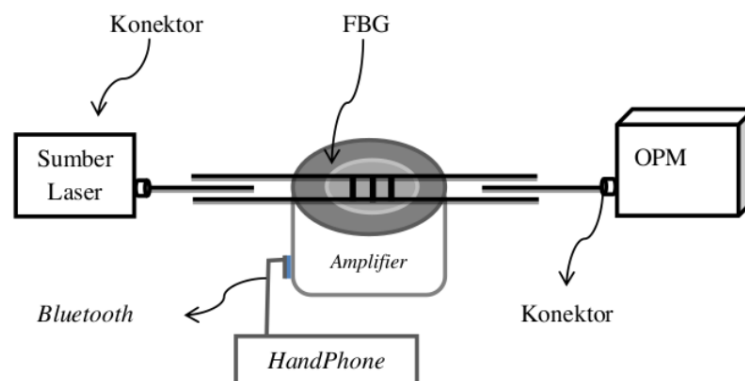
Watt ( $P_o$ ) dan daya referensi sebesar 1 miliWatt ( $P_{ref}$ ) dinyatakan dalam Persamaan berikut.

$$P(dBm) = 10 \log \frac{P_o}{P_{ref}} \quad (7)$$

## METODE PENELITIAN

Metode eksperimen ini dilakukan dengan mengirim cahaya infrared, 1mW dari sumber dan melalui FBG yang tekonduksi dengan objek simulasi getaran jantung yang dihasilkan. Selanjutnya sinyal infrared sebagian dipantulkan dan sebagiannya lagi ditransmisikan ke detektor OPM. Daya keluaran dari osilasi reganganFBG terhadap sampel diukur. Objek sampel disimulasikan dari detak jantung dari sebuah HP. Getaransimulasi jantung yang dihasilkan dievaluasi pada perubahan regangan FBG.

Penelitian ini menggunakan FBG dengan panjang gelombang 1310nm dan 1550nm dan video denyut jantung dari aplikasi *Heart Sounds*. Sumber laser yang digunakan sebagai daya masukan adalah laser dioda dengan variasi panjang gelombang 1310nm dan 1550nm sedangkan untuk daya keluaran menggunakan OPM dengan variasi panjang gelombang 850 nm, 1300 nm, 1310 nm, 1490 nm, 1550 nm, dan 1650 nm. Suara denyut jantung diidentifikasi melalui video. Suara denyut jantung yang digunakan dalam keadaan kondisi normal, terdapat 2 jenis suara yaitu *lub* dan *dub*. Faktor yang mempengaruhi suara denyut jantung adalah volume suara yang diambil dari *Heart Sounds* berdurasi 1 menit 13 detik.



Gambar 1. Set up aplikasi sistem sensor FBG.

Setelah melakukan set-up, FBG dengan panjang variasi panjang gelombang diukur sebagai hasil daya keluaran referensi. Sedangkan untuk daya keluaran objek denyut jantung ditampilkan pada Gambar 1. Pengamatan dilakukan terhadap hasil pengukuran besaran daya keluaran terhadap panjang gelombang OPM.

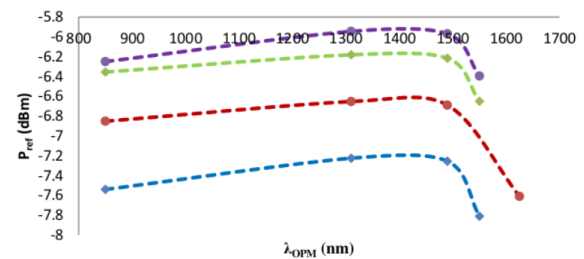
Data yang dikumpulkan dihitung pada besaran regangan dengan menghitung lebar Gaussian FBG ( $\alpha_B$ ), lebar Gaussian LD ( $\alpha_L$ ), perubahan daya keluaran ( $\Delta P_o$ ), panjang gelombang Bragg pada temperatur 20°C ( $\lambda_{B,0}$ ), pergeseran panjang gelombang Bragg akibat perlakuan temperatur ( $\Delta\lambda_{B,1}$ ), dan regangan ( $\epsilon$ ). Hasil pengukuran dan perhitungan ditampilkan dalam bentuk grafik memperlihatkan hubungan antar data perubahan daya keluaran, pergeseran panjang gelombang Bragg dan perubahan regangan terhadap panjang gelombang OPM.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

Gambar 2 menunjukkan bahwa hasil pengukuran daya keluaran referensi terhadap panjang gelombang OPM dengan nilai tertinggi -5,945 dBm dan terendah -7,81 dBm. Grafik warna biru dan merah untuk sumber laser dioda pada panjang gelombang 1310 nm dan 1550 nm dengan komponen FBG panjang gelombang 1310 nm sedangkan grafik warna hijau dan ungu untuk laser dioda panjang gelombang 1310 nm dan 1550 nm dengan komponen FBG panjang gelombang 1550 nm.

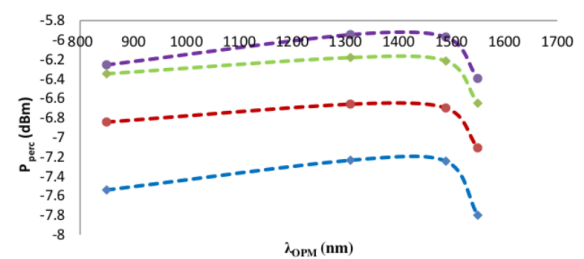
Hampir semua sumber yang diberikan memiliki kecenderungan perubahan panjang gelombang yang seragam, yang membedakan hanya intensitas respon daya FBG. FBG yang memiliki panjang gelombang 1550 nm memiliki daya yang lebih besar daripada 1310 nm. Ini terjadi panjang gelombang 1550 nm relatif memiliki energi lebih besar dibanding 1310 nm, namun untuk keempat data setelah 1550 nm seluruh grafik mengalami penurunan yang tajam. Hal ini disebabkan hilangnya daya

karena FBG tidak bekerja pada rentang 1550 nm.



**Gambar 2.** Daya keluaran referensi FBG.

Gambar 3 menunjukkan bahwa hasil pengukuran daya keluaran setelah ada perlakuan simulasi getaran jantung terhadap panjang gelombang OPM dengan nilai tertinggi dan terendah adalah -5,945 dBm dan -7,8 dBm. Hal yang sama memiliki kemiripan data dengan Gambar 2, dan selisih daya dari kedua gambar adalah efek dari simulasi denyut jantung.

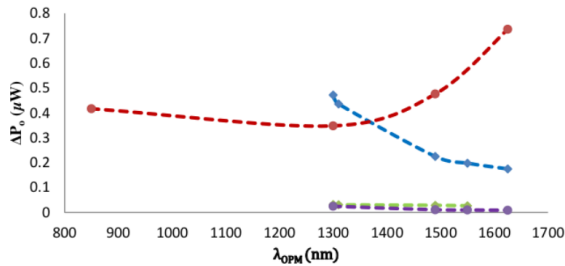


**Gambar 3.** Daya keluaran FBG.

Nilai daya keluaran referensi dan sample sama-sama mengalami kenaikan dan penurunan. Jika panjang gelombang OPM yang diatur nilainya besar maka daya keluaran yang dihasilkan semakin kecil, begitu juga sebaliknya jika panjang gelombang OPM yang diatur nilainya kecil maka daya keluaran yang dihasilkan semakin besar. Apabila panjang gelombang OPM yang disetting sama dengan atau mendekati panjang gelombang LD maka nilai daya keluaran akan semakin besar. Hal ini dapat terjadi karena tidak adanya perbedaan frekuensi dan fase sehingga interferensi gelombang dapat diabaikan.

Pada Gambar 2 dan 3 menunjukkan bahwa hasil pengukuran yang dilakukan dengan variasi panjang gelombang Bragg 1310 nm dan 1550 nm memiliki kesamaan hasil daya keluaran FBG dari yang tertinggi ke yang

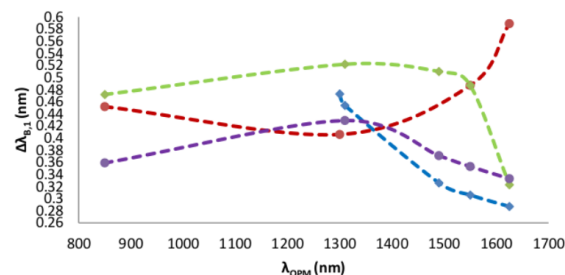
terendah berturut-turut dengan panjang gelombang OPM 1300 nm, 1310 nm, 1490 nm, 850 nm, 1550 nm dan 1650 nm, namun ada beberapa data tidak ditampilkankarena tampilan perubahan daya tidak dapat dideteksi dimana daya keluaran yang terbatas dan dipengaruhi oleh panjang gelombang OPM.



**Gambar 4.** Perubahan daya keluaran FBG.

Perubahan daya keluaran FBG merupakan selisih dari daya keluaran sampel (setelah ada getaran) dengan daya keluaran referensi (sebelum ada getaran). Gambar 4 menunjukkan hasil pengukuran perubahan daya keluaran FBG terhadap panjang gelombang OPM dengan nilai tertinggi dan terendah berturut-turut adalah 0,736  $\mu$ W dan 0,009  $\mu$ W.

Panjang gelombang Bragg 1310nm lebih sensitif dibandingkan 1550 nm karena panjang gelombang 1310 nm memiliki attenuasi lebih besar dibanding panjang gelombang 1550 nm. Panjang gelombang yang digunakan mempengaruhi moda-moda dari perambatan gelombang sebagai fungsi indeks bias dari FBG.

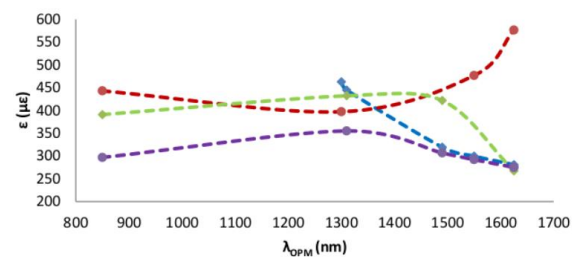


**Gambar 5.** Pergeseran panjang gelombang Bragg.

Pergeseran panjang gelombang Bragg mengalami perubahan ketika diberikan perlakuan getaran pada FBG dan berbeda-beda untuk tiap panjang gelombang Bragg. Gambar 5 menunjukkan pergeseran panjang gelombang

Bragg dengan nilai tertinggi dan terendah masing-masing adalah 0,589 nm dan 0,287 nm. Ketika ada perubahan regangan (termasuk efek gangguan luar) mengakibatkan nilai indeks bias dapat berubah, sehingga spektrum refleksi juga akan bergeser [17].

Pergeseran panjang gelombang Bragg sangat dipengaruhi oleh getaran. Apabila getaran yang dihasilkan besar maka perubahan panjang gelombang semakin besar, demikian juga sebaliknya, dimanarepon pergeseran panjang gelombang Bragg dipengaruhi oleh getaran yang dihasilkan oleh denyut jantung.



**Gambar 6.** Perubahan regangan.

Daya referensi dalam pengukuran ini adalah saat FBG terhubung di sisi *amplifier* dan tidak mengalami regangan (tidak ada getaran yang diberikan). Gambar 6 menunjukkan nilai regangan tertinggi dan terendah adalah 576,186  $\mu$  $\epsilon$  dan 267,294  $\mu$  $\epsilon$ . Ketika terjadi peregangannya dinamis oleh getaran, maka spektrum refleksi FBG bergeser secara periodik dalam domain panjang gelombang.

## KESIMPULAN

Perancangan dan pengukuran daya keluaran FBG terhadap panjang gelombang OPM pada getaran jantung telah dideteksi. Pengukuran daya keluaran memiliki kesamaan dengan nilai tertinggi ke terendah yaitu pada panjang gelombang OPM 1300 nm, 1310 nm, 1490 nm, 850 nm, 1550 nm dan 1650 nm. Perubahan daya keluaran FBG berbanding terbalik terhadap panjang gelombang OPM yang diberikan. Pergeseran panjang gelombang Bragg dan perubahan regangan sama-sama mengalami fluktuasi pada pengaruh getaran yang diberikan oleh *amplifier*. Pengukuran ini menunjukkan bahwa panjang gelombang Bragg



1310 nm lebih sensitif dibanding 1550 nm terhadap regangan. Regangan yang didapat tidak cukup untuk menjelaskan getaran video denyut jantung karena pengukuran hanya dilakukan terhadap *amplifier*. Getaran dan regangan dapat dipahami lebih rinci lagi dengan mengukur regangan yang dialami material lain pada video denyut jantung. Akurasi pengukuran dibatasi oleh resolusi OPM yang digunakan serta *loss* yang dialami sistem.

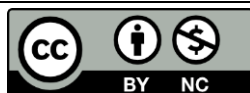
## UCAPAN TERIMAKASIH

Penulis mengucapkan terimakasih kepada Universitas Riau yang telah mendukung penyelesaian penelitian ini di Laboratorium Plasma dan Fotonik Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Riau, Pekanbaru atas bantuan finansial dan fasilitas yang diberikan.

## REFERENSI

1. Webster, J. G. (2012). Biomedical instrumentation. In *Handbook of Research on Biomedical Engineering Education and Advanced Bioengineering Learning: Interdisciplinary Concepts*. IGI Publishing: Hershey, PA, USA, 339–355.
2. Matheson, J., Singh, R., & Packard, A. (2007). Polysomnography and sleep disorders, in *The Clinical Neurophysiology Primer*, A. Blum and S. Rutkove, Eds. Humana Press, 393–445.
3. Turnip, A., Andrian, Turnip, M., Dharma, A., Paninsari, D., Nababan, T., & Ginting, C. N. (2020). An Application of Modified Filter Algorithm Fetal Electrocardiogram Signals with Various Subjects. *International Journal of Artificial Intelligence*, **18**(1), 207–217.
4. Hongyao, W. (2011). Coal Mine Disaster Rescue Life Sign Monitoring Technology Based on FBG and Acceleration Sensor. *Procedia Engineering*, **26**, 2294–2300.
5. Mishraa, V., Lohar, M., & Amphawan, A. (2016). Improvement in Temperature Sensitivity of FBG by Coating of Different Materials. *Optik*, **127**, 825–828.
6. Dziudaet, L. (2013). Fiber Bragg grating based sensor for monitoring respiration and heart activity during magnetic resonance imaging examinations. *J. Biomed. Opt.*, **18**(5), 057006.
7. Dziudaet, L. (2012). Monitoring respiration and cardiac activity using fiber Bragg grating-based sensor. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **59**(7), 1934–1942.
8. Marques, C. A. F., Webb, D. J., Andre, P. (2017). Polymer optical fiber sensors in human lifesafety. *Opt. Fiber Technol.*, **36**, 144–154.
9. Nishyama, M., Miyamoto, & M., Watanabe, K. (2011). Respiration and body movement analysis during sleep in bed using hetero-core fiber optic pressure sensors without constraint to human activity. *J. Biomed. Opt.*, **16**(1), 17002.
10. Sartiano, D. & Sales, S. (2017). Low cost plastic optical fiber pressure sensor embedded in mattress for vital signal monitoring. *Sensors*, **17**(12).
11. Hen, G., Imtiaz, S. A., Aguilar-Pelaez, E., & Rodriguez-Villegas, E. (2015). Algorithm for heart rate extraction in a novel wearable acoustic sensor. *Healthc. Technol. Lett.*, **2**, 28–33.
12. Nedoma, J., Kepak, S., Fajkus, M., Cubik, J., Siska, P., Martinek, R., & Krupa, P. (2018). Magnetic Resonance Imaging Compatible Non-Invasive Fibre-Optic Sensors Based on the Bragg Gratings and Interferometers in the Application of Monitoring Heart and Respiration Rate of the Human Body: A Comparative Study. *International Journal of Sensors*, **18**, 3713.
13. Fajkus, M., Navruz, I., Kepak, S., Davidson, A., Siska, P., Cubik, J., & Vasinek, V. (2015). Capacity of wavelength and time division multiplexing for quasi-distributed measurement using fiber bragg gratings. *Advances in*

- Electrical and Electronic Engineering*, **13**(5).
14. Fajkus, M., Nedoma, J., Kepak, S., Rapant, L., Martinek, R., Bednarek, L., Novak, M., & Vasinek, V. (2016). Mathematical model of optimized design of multi-point sensoric measurement with Bragg gratings using wavelength division multiplex. *Proc SPIE9889*.
  15. Kersay, A. D., Davis, M. A., Patrick, H. J., LeBlanc, M., Koo, K. P., Askins, C. G., Putnam, M. A., Friebele, E. J. (2010). Tunable Erbium-Doped Fiber Lasers Using Various Inline Fiber Filters. *Engineering*, **2**, 1442–1463.
  16. Tan, M. (2015). Analisa Frekuensi Alamiah dan Regangan Jembatan oleh Kendaraan Bermotor Menggunakan Fiber Bragg Grating. *Journal of Repository FMIPA UR*.
  17. Venghaus, H. (2006). Wavelength Filters in Fiber Optics. Springer-verlag Berlin Heidelberg ISSN 0342-4111.



Artikel ini menggunakan lisensi  
[Creative Commons Attribution  
4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)