

A REAL TIME NON-INVASIVE HEMOGLOBIN MONITORING SYSTEM,

Usman Umar¹⁾, Rinawaty Alyah²⁾

¹⁾ Dosen Prodi Teknologi Elektro-medis Politeknik Kesehatan Muhammadiyah, Makassar

²⁾ Dosen Jurusan Teknik Elektro Universitas Sawerigading, Makassar

ABSTRACT

The content of hemoglobin is generally used in clinical medicine in diagnosing anemia, identifying bleeding, and managing red blood cell transfusion. The standard system used to determine the concentration of hemoglobin in the blood requires reagents and generally with an invasive system that is taking blood samples injuring and carried out in clinics, health centers, and hospitals with high costs so that for the poor can be difficult to carry out routine checks. This study aims to develop a noninvasive system blood glucose measuring instrument. This noninvasive system uses a Near Infrared (NIR) sensor with LEDs and wavelength Photodiodes (λ) = 940 nm. The method of developing this tool with the stages, among others, preparation of tool making by conducting a literature study produced a theoretical model, the development of a tool model by making models through FGD activities to obtain a hypothetical model and tool making and testing tools by comparing invasive and non-invasive techniques. The results of this study produce a hemoglobin measuring instrument that is simple, easy to use and without taking blood samples to routinely measure hemoglobin at a low cost.

Keywords: *Non-invasive, LED, Photodiode, Hemoglobin.*

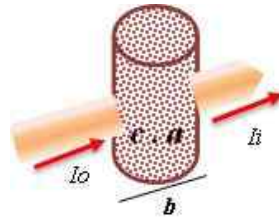
1. PENDAHULUAN

Darah terdiri dari beberapa komponen diantaranya eritrosit yang memberikan warna merah pada darah, dan didalam eritrosit itu terdapat hemoglobin yang mempengaruhi warna merah darah. Warna merah itu sangat dipengaruhi oleh hemoglobin saat mengikat oksigen dan disebut sebagai oksihemoglobin (HbO₂) [1]. Hemoglobin merupakan salah satu analit paling penting dalam penelitian biokimia dan biomedis. Metode standar emas untuk menentukan konsentrasi hemoglobin dalam darah dapat memberikan hasil yang tepat tetapi membutuhkan reagen dan lisis darah [2].

Penelitian tentang teknik non-invasive dengan menggunakan sensor near infrared (NIR) untuk pengukuran komponen dalam darah antara lain glukosa darah, sensor NIR dengan Emmitter LED1550E, Photodiode FGA10 dengan panjang gelombang 800 – 1800nm [3], panjang gelombang 940 nm dengan radiasi NIR di 700 -1100nm [4]. Pengukuran kolesterol darah dengan sensor optik IR LED Photodiode panjang gelombang 800 nm – 1800 nm [5]. Penelitian yang mengembangkan pengukuran Hb dengan teknik noninvasif yang tidak melukai untuk mengambil setetes sampel darah. Pengembangan cara noninvasive tersebut antara lain pengukuran Hb dengan pemanfaatan cahaya dan laser untuk menentukan Hb dengan noninvasif [1][6]. Penggunaan multiwavelength dengan sensor pulse oximetry merupakan salah satu cara pengukuran Hb noninvasif [7]. Pengukuran, saturasi oksigen sebanding dengan pengukuran kadar hemoglobin, karena hemoglobin merupakan zat yang dapat mengikat oksigen, sehingga dapat dikatakan bahwa hemoglobin merupakan zat yang mengangkut dan saturasi oksigen adalah yang diangkut sebagai muatan,sementara glukosa terdapat pada plasma darah, jika viskositas plasma darah meningkat, maka kadar glukosa dalam darah. Jika kadar glukosa tinggi maka absorpsi sinar pada sensor akan meningkat, sehingga dapat digunakan satu buah sensor dari oxymeter mengukur tiga parameter yaitu kadar gula darah, hemoglobin dan saturasi oksigen [8]. Pulse oximeter adalah suatu metode non-invasive untuk mengukur persentase hemoglobin (Hb) yang saturasi dengan oksigen di dalam darah. Metode ini menggunakan perbedaan panjang gelombang dari cahaya merah (660 nm) dan cahaya inframerah (940 nm) yang ditangkap oleh photodiode [9]. E-HEKG ini merupakan alat ukur elektronik yang menggabungkan 2 fungsi alat ukur sekaligus, yaitu alat ukur haemoglobin (Haemometer) dan EKG (Elektro Kardio Graphi) atau lebih dikenal dengan alat ukur detak jantung. Pada perancangan alat ukur ini, terdiri atas beberapa komponen dan rangkaian elektronik yang saling berhubungan hingga membentuk suatu alat. Rangkaian elektronik yang digunakan dalam perancangan alat ini diantaranya adalah : rangkaian sensor yang menggunakan photodiode, LDR, op amp, ADC 0804, mikrokontroler AT89S51[10]

¹ Korespondensi penulis: Usman Umar, Telp 082111778501, usmanmr4@gmail.com

Cahaya yang dapat dilihat oleh mata manusia adalah cahaya dengan panjang gelombang 400-800 nm dan memiliki energi sebesar 299–149 kJ/mol. Elektron pada keadaan normal atau berada pada kulit atom dengan energi terendah disebut keadaan dasar (ground-state). Cahaya yang ditransmisikan pada larutan sebagian dari pancaran cahaya tersebut diserap oleh larutan dan yang tidak terserap akan ditransmisikan [11], [12].



Gambar 1. Penyerapan cahaya pada larutan.

Penyerapan cahaya pada suatu larutan yang sama diuraikan oleh hukum Beer Lambert, yaitu absorbsansi cahaya pada panjang gelombang tertentu dalam larutan homogen yang akurat dapat ditentukan dengan persamaan sebagai berikut:

$$L \left(\frac{I_0}{I_i} \right) = a \dots\dots\dots (1)$$

Persamaan 1, I_0 merupakan cahaya yang masuk ke larutan, I_i cahaya yang ditransmisikan, a merupakan koefisien media larutan, b jalur optik yang dilalui cahaya dan c adalah konsentrasi larutan. Perbandingan antara I_0 dengan I_i merupakan transmisi T sehingga korelasi keduanya dinyatakan pada persamaan :

$$T = \left(\frac{I_0}{I_i} \right) \dots\dots\dots (2)$$

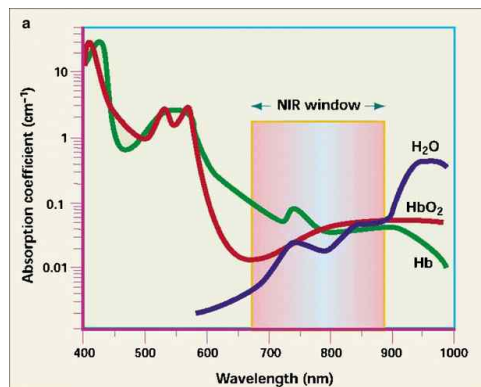
Jika penyerapan atau absorbance adalah A , sehingga mempunyai hubungan transmisi dengan logaritmis, yang dinyatakan pada persamaan.

$$A = L \left(\frac{1}{T} \right) \dots\dots\dots (3)$$

Apabila persamaan 1, 2 dan 3 tersebut didistribusikan maka diperoleh suatu korelasi antara penyerapan cahaya dengan konsentrasi larutan dengan syarat panjang gelombang (λ) dan panjang jalur optis yang dilalui cahaya dijadikan konstant.

$$A = l \epsilon \cdot 10^a \dots\dots\dots (4)$$

kecil di sekitar 900 nm. Mempertimbangkan fenomena jendela biologis jaringan optik bahwa panjang gelombang sekitar 900nm adalah yang paling cocok untuk deteksi Hemoglobin darah [13]. Penyerapan cahaya oleh jaringan menyebabkan pemanasan lokal, menimbulkan ekspansi dan kontraksi berikutnya, sehingga terjadi sinyal. Karena komposisi darah cukup kompleks dan memiliki berbagai komponen, maka panjang gelombang harus dipilih dengan cermat. Gambar (1). Menunjukkan bervariasi sifat optik jaringan pada panjang gelombang yang berhubungan dengan melanin, air dan oxy-hemoglobin. Dapat dilihat bahwa penyerapan oleh air, melanin, dan oxy-hemoglobin lebih sedikit di wilayah merah dan NIR. Wilayah ini memanjang dari 600 nm ke 1300 nm dikenal sebagai jendela biologis jaringan optik. Satu fakta perlu dipertimbangkan bahwa, dalam panjang gelombang mulai dari 1000 nm hingga 1200 nm penyerapan oxy-haemoglobin dan deoxy-hemoglobin berbeda, tetapi perbedaan ini cukup

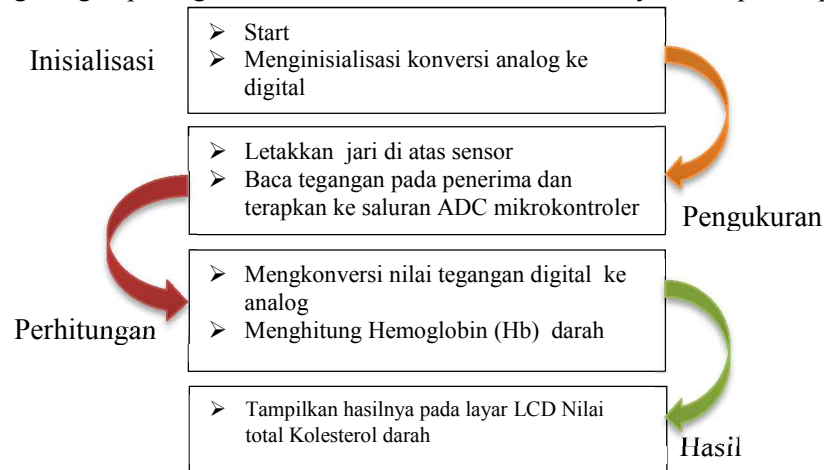


Gambar 2. Jendela biologis jaringan optik

2. METODE PENELITIAN

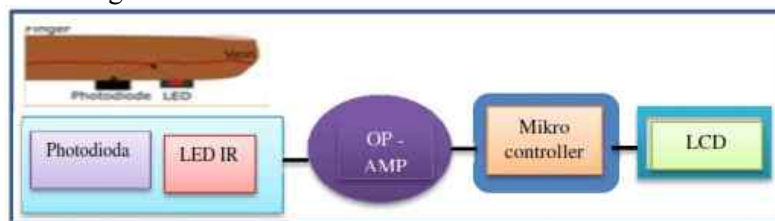
Pengukuran Hemoglobin (Hb) darah dengan teknik non invasive, dengan cara melakukan penyinaran darah pada jaringan tubuh seperti jari tangan dengan menggunakan pajang gelombang. Pengembangan sensor spektroskopi near infrared dengan menggunakan infrared LED dan Photodiode untuk menentukan komponen darah seperti SPO₂, Glukosa, Hemoglobin dan Heartbeat. Penelitian sebelumnya menunjukkan hasil yang baik. Penyerapan cahaya pada panjang gelombang yang dimanfaatkan dengan melakukan pengukuran transmisi atau reflektansi. Penggunaan Inframerah merupakan teknik Spektroskopi pada wilayah panjang gelombang inframerah dengan spectrum elektromagnetik.

Diagram alur metodologi pada penelitian ini, pengolahan data yang terdiri dari sensor LED inframerah yang memancarkan cahaya ke jari, kemudian diserap oleh aliran darah, lalu dikonversi hasil serapan dan menghitung dengan perangkat lunak mikrokontroler dan hasilnya ditampilkan pada monitor LCD.



Gambar 3. Diagram proses metodologi

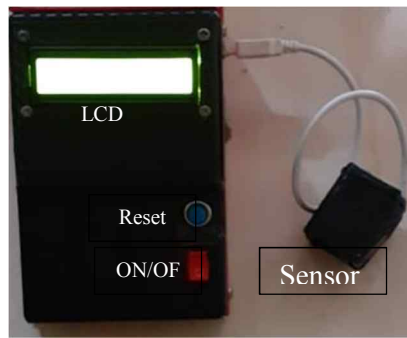
Penelitian ini menggunakan sensor Near Infrared (NIR) dengan IR LED 333-A Everlight sebagai emitter dengan panjang gelombang 940 nm, arus maju kontinu 100 mA dan arus maju puncak 1 A. Detektor yang digunakan adalah fotodiode PT 333-3C Everlight dengan rentang spektral bandwidth 400nm - 1100nm, dan sensitivitas spektral pada panjang gelombang 940nm dan tegangan maksimum 5 volt. Fotodiode menyerap pantulan cahaya yang dipancarkan oleh emitter LED kemudian dikonversi menjadi tegangan output ke mikrokontroler. Alat pemantau kolesterol darah yang dirancang untuk mengkonversi tegangan output ke nilai hemoglobin darah dalam g/dl



Gambar 4. Blok diagram monitor Hemoglobin darah

Rangkaian sensor yang terdiri dari LED IR 940 nm sebagai emitter yang memancarkan cahaya inframerah, Photodiode sebagai detektor yang menyerap atau menerima cahaya dan filter digunakan amplifier untuk mengurangi frekuensi suara dari sumber tegangan. Pada saat sensor dipasang pada jari tangan, cahaya dari LED akan diserap oleh jaringan pada jari tangan, dan yang tidak terserap terpantul dan diterima oleh detector photodiode. Cahaya yang diterima oleh photodiode menjadi nilai redaman cahaya dan diubah menjadi nilai arus listrik, kemudian menjadi tegangan dengan adanya resistor beban pada anoda. Tegangan yang dikeluarkan oleh photodiode tergantung banyaknya cahaya yang diterima, semakin banyak cahaya yang diterima maka semakin besar tegangan yang dikeluarkan oleh photodiode yaitu antara 0 V sampai 5 V. Nilai tegangan dari photodiode masih terlalu rendah sehingga variasi nilai tegangan kurang kelihatan perbedaannya, untuk mengatasi hal tersebut diperlukan penguatan tegangan dari sensor dengan menambahkan rangkaian penguat OP-AMP dengan LM358N yang dapat menguatkan sinyal dari sensor. Nilai tegangan dari photodiode dari rangkaian sensor dibaca oleh mikrokontroler ADC 10 bit dan nilai ADC ini dikonversi kembali menjadi

nilai tegangan. kemudian nilai tegangan tersebut dimasukkan pada persamaan linear untuk mengubah menjadi nilai hemoglobin darah.



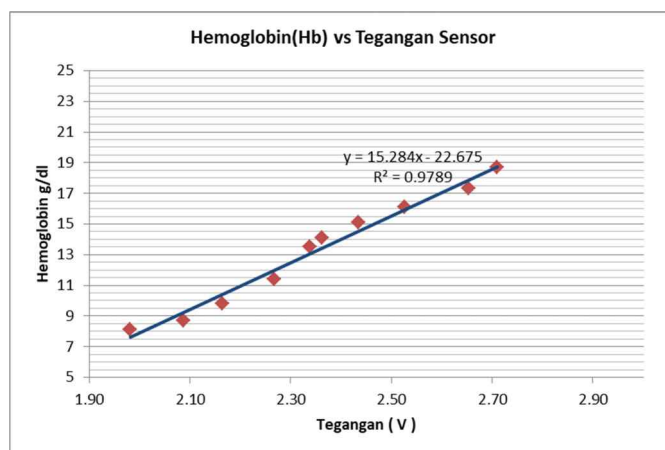
Gambar 5. Prototype alat yang dibuat

Pengujian alat dengan mengambil sampel sebanyak 20 orang dengan usia yang berbeda antara 20 – 50 tahun dengan partisipan laki laki dan perempuan Pengumpulan data total kolesterol darah menggunakan alat ukur invasif, dan beberapa menit kemudian dilanjutkan mengukur tegangan dengan sensor NIR yang dirancang. Pengumpulan data nilai keluaran tegangan sensor, setiap partisipan diukur lima kali. Metode pengumpulan data dengan mengukur tegangan keluaran sensor yaitu dua kali sebelum mengambil sampel darah untuk mengukur dengan teknik invasif kemudian tiga kali pengukuran sesudahnya. Stabilitas tegangan output sensor, selama sensor berada di jari selama sekitar 25 detik, maka data nilai tegangan sensor dirata-rata.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengukuran hemoglobin yang dilakukan pada partisipan pria dan wanita dengan teknik pengukuran invasive dan dihubungkan dengan nilai tegangan output sensor memperlihatkan adanya hubungan linear. Perbedaan tegangan output sensor terlihat, disebabkan oleh penyerapan cahaya di jaringan tubuh dan refleksi cahaya yang berbeda. Hemoglobin darah setiap orang mempengaruhi perbedaan ini.

Dengan melakukan regresi linear dari hemoglobin dan tegangan output sensor diperoleh persamaan linear $Y = 15,284(x) - 22,675$, dengan koefisien korelasi regresi $R^2 = 0,9789$, dengan nilai regresi square yang belum nilai 1, menunjukkan bahwa tegangan output sensor NIR belum linier dengan baik terhadap nilai hemoglobin darah yang diukur dengan teknik invasif, yang disebabkan oleh beberapa faktor seperti pemasangan sensor yang tidak konsisten, kemungkinan cahaya lain yang diterima oleh fotodiode sehingga pantulan cahaya tidak murni dan Ketebalan kulit mempengaruhi penyerapan cahaya pada jaringan jari



Gambar 6. Grafik regresi linear antara hemoglobin dan tegangan sensor.

Validasi alat dengan membandingkan pengukuran hemoglobin invasif dengan alat pengukur non-invasif yang telah didesain. Data dari alat pengukur hemoglobin invasif sangat akurat karena menggunakan sampel darah, tetapi data dari alat pengukur kolesterol non-invasif tergantung pada deteksi sensor NIR. Beberapa sampel yang telah diambil untuk menguji konsep tersebut, untuk memvalidasi dengan metode,

mengukur hemoglobin darah dua kali dengan teknik non-invasive sebelum mengambil sample darah untuk teknik invasive, dan diukur kembali dua kali dengan teknik non invasive

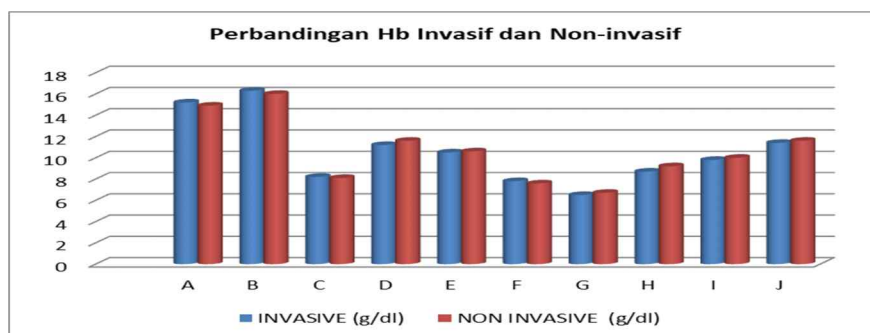
Tabel 3. Hasil pengukuran Hb invasive dan noninvasive.

Subject	Invasive (G/Dl)	Non Invasive (G/Dl)	Error (%)
A	15.2	14.9	2%
B	16.3	16.0	2%
C	8.2	8.1	1%
D	11.2	11.6	4%
E	10.5	10.6	1%
F	7.8	7.6	2%
G	6.5	6.7	3%
H	8.7	9.2	6%
I	9.8	10.0	2%
J	11.4	11.6	2%

Dari Tabel 3, terlihat bahwa perbedaan data antara kedua perangkat masih ada dengan Nilai error yang masih besar hingga 6%. Dari data pengukuran Hb invasive dan non-invasif sesuai dengan metode pengambilan sampel, dari hasil data tersebut dilakukan regresi statistic untuk menentukan nilai regeresi square, 0,9909 dan standar error 0,453. dan nilai F table > F hitung (196,6094 > 6.54985E-09). Sehingga hasil yang tunjukkan bahwa alat non invasive layak digunakan namun perlu perbaikan yang berkelanjutan.

Regression Statistics	
Multiple R	0.995461649
R Square	0.990943895
Adjusted R Square	0.985912725
Standard Error	0.453132886
Observations	15

ANOVA					
	df	SS	MS	F	Significance F
Regression	5	202.2093686	40.44187372	196.96094	6.54985E-09
Residual	9	1.847964713	0.205329413		
Total	14	204.0573333			



Gambar. 7. Grafik perbandingan Hb invasive dan non-invasive

4. KESIMPULAN

Pengembangan alat ukur haemoglobin noninvasif yang telah dibuat dengan menggunakan sensor yang terdiri atas emitor IR LED dan detektor Photodiode. Data pengukuran Hb non invasive tersebut dibandingkan dengan pengukuran dengan prosedur invasif. Hasil pengembangan alat ini adalah alat inovasi alternatif yang dapat digunakan untuk mengukur Hemoglobin yang mudah digunakan dan tidak menyakitkan serta biaya rendah karena tidak menggunakan strip untuk tempat sampel darah. Keakuratan instrumen berkembang cukup baik dan dapat diandalkan.

5. DAFTAR PUSTAKA

- [1] A. Zainuri, "Pemanfaatan Sensor Cahaya Sebagai Alat Untuk Mengukur Kadar Hemoglobin Dalam Darah," no. May, 2016.
- [2] E. Kusumawati, N. Lusiana, I. Mustika, S. Hidayati, and E. N. Andyarini, "The Differences in the Result of Examination of Adolescent Hemoglobin Levels Using Sahli And Digital Methods (Easy Touch GCHb)," *J. Heal. Sci. Prev.*, vol. 2, no. 2, pp. 95–99, 2018.
- [3] R. A. Buda and M. M. Addi, "A portable non-invasive blood glucose monitoring device," *IECBES 2014, Conf. Proc. - 2014 IEEE Conf. Biomed. Eng. Sci. "Miri, Where Eng. Med. Biol. Humanit. Meet."* no. December, pp. 964–969, 2014.
- [4] H. Ali, F. Bensaali, and F. Jaber, "Novel Approach to Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Based on Transmittance and Refraction of Visible Laser Light," *IEEE Access*, vol. 5, pp. 9163–9174, 2017.
- [5] I. M. M. Yusoff, R. Yahya, W. R. W. Omar, and L. C. Ku, "Non invasive cholesterol meter using Near Infrared sensor," *Proc. - 2015 Innov. Commer. Med. Electron. Technol. Conf. ICMET 2015*, no. November, pp. 100–104, 2016.
- [6] H. Level, M. With, and N. Method, "Metode Noninvasif Menggunakan Laser Hemoglobin Level Measurement With Noninvasive Method Using," pp. 15–20.
- [7] P. Galuh, A. Pradana, H. E. D. S, M. R. Ma, M. Si, and J. T. Elektromedik, "Tampil Lcd Grafik," pp. 1–7, 2001.
- [8] P. Raikham, R. Kumar, R. K. Shah, M. Hazarika, and R. K. Sonkar, "Non-invasive blood components measurement using optical sensor system interface," *2018 3rd Int. Conf. Microw. Photonics, ICMAP 2018*, vol. 2018-Janua, no. Icmapi, pp. 1–2, 2018.
- [9] P. Y. Mallo, S. R. U. Sompie, B. S. Narasiang, and Bahrun, "Kadar Oksigen Dalam Darah dengan Sensor," no. 1, p. 6, 2012.
- [10] A. W. Wijayanti.S, "Rancang bangun alat ukur elektronik haemometer-ekg v 0.1," no. 5, pp. 61–65, 2010.
- [11] J. Yadav, A. Rani, V. Singh, and B. M. Murari, "Near-infrared LED based non-invasive blood glucose sensor," *2014 Int. Conf. Signal Process. Integr. Networks, SPIN 2014*, pp. 591–594, 2014.
- [12] J. Yadav, A. Rani, V. Singh, and B. M. Murari, "Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 18, pp. 214–227, 2015.
- [13] N. Geng, "Synthesis of Polyproline Spacers between NIR Dye Pairs for FRET to Enhance Photoacoustic Imaging," 2017.