Estudio de fotopletismografía reflectiva para la estimación de glucosa basado en infrarrojo cercano

Eduardo Covarrubias-Macías[a], *Diana Gamboa*[a], *Carlos E. Vázquez-López*[a].

[a]Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tijuana, (eduardo.covarrubias193,diana.gamboa,carlos.vazquez)@tectijuana.edu.mx, Tijuana, Baja California, México

Resumen

Este artículo tiene como objetivo discutir y comparar los tipos de métodos de fotopletismografía para desarrollar un dispositivo electrónico capaz de estimar el nivel de glucosa de manera no invasiva mediante la aplicación de sensores optoelectrónicos con longitud de onda entre los 940 y 1000 nm. Un dispositivo capaz de estimar el nivel de glucosa mediante un factor asociativo de voltaje es una herramienta esencial para evaluar con frecuencia el nivel de glucosa en sangre por parte de pacientes diabéticos y médicos. Por tanto, desarrollar un método no invasivo mejoraría considerablemente la calidad de vida de los pacientes diabéticos, facilitaría el cumplimiento de la monitorización de la glucosa y reduciría las complicaciones asociadas a esta enfermedad debido a la medición constante de manera invasiva. En este trabajo de investigación se enfoca en la técnica reflectivamediante la aplicación de los componentes IR Led LTE-302 y el fototransistor LTR-301; para relacionar el nivel de voltaje con la concentración de glucosa (mg/dl). Se diseña una fixtura mediante un filtro óptico infrarrojo con amplificador; para que el voltaje de salida se pueda usar en modelos lineal con configuración electrónica semejante. Implicando que los voltajes obtenidos pudieran proporcionar una estimación en glucosa basada en los métodos de fotopletismografía: reflectiva y transmisiva.

Palabras clave—glucosa, fotodiodo, fotopletismografia

Abstract

This article aims to discuss and compare the types of photoplethysmography methods to develop an electronic device capable of estimating the glucose level non-invasively through the application of optoelectronic sensors with a wavelength between 940 and 1000 nm. A device capable of estimating glucose level by voltage associative factor is essential for frequent blood glucose assessment by diabetic patients and physicians. Therefore, developing a non-invasive method would considerably improve the quality of life of diabetic patients, facilitate compliance with glucose monitoring and reduce the complications associated with this disease due to constant invasive measurement. This research work focuses on the reflective technique by applying the LTE-302 IR Led components and the LTR-301 phototransistor; to relate the voltage level to the glucose concentration (mg/dl). Furthermore, a fixture is designed using an infrared optical filter with an amplifier; so that the output voltage can be used in linear models with similar electronic configurations. Thus, the voltages obtained could estimate glucose based on the photoplethysmography methods: reflective and transmissive.

Keywords*— glucose, photodiode, photoplethysmography.*

1. INTRODUCCIÓN

La diabetes es una condición patológica metabólica y la enfermedad a largo plazo de más rápido crecimiento que afecta a millones de personas en todo el mundo [1], [2]. En todas las edades, hay 2 de cada 20 y en cada 10 muertes hay 2 adultos de 35 a 64 años a nivel mundial que están relacionadas con la diabetes según la Organización Mundial de la Salud [3]. Una estimación de 3,9 millones de muertes es causada por la diabetes [4]. Durante los años 1980 a 2016, el número de personas con diabetes aumentó de 108 millones a 422 millones [5].

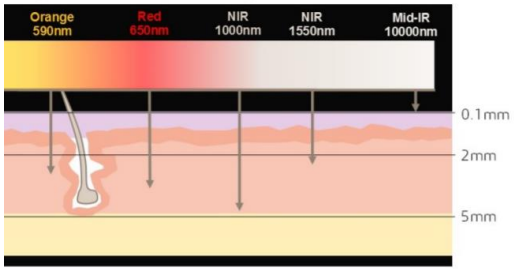
Es importante comprender que el proceso de ingesta de alimentos proporciona la energía para el funcionamiento del cuerpo, en este sentido se debe entender lo que diabetes implica. Cuando una persona ingiere una determinada cantidad de calorías y/o carbohidratos, la glucosa ingresa al torrente sanguíneo y sirve como fuente de energía para el cuerpo. La glucosa pasa del torrente sanguíneo a las células con la ayuda de la insulina, si la glucosa no se elimina del torrente sanguíneo, causaría un nivel alto de azúcar en la sangre, lo que entonces se llama Diabetes, la cual puede ser ocasionada por tener una mala alimentación y falta de ejercicios que necesita el cuerpo; el metabolismo del cuerpo humano va disminuyendo con el tiempo [6],[7],[8]. El glucómetro de uso comercial ofrece a los usuarios una prueba confiable para medir su nivel de azúcar en la sangre mediante el pinchando del dedo índice con una lanceta para posteriormente colocar una muestra de sangre en una tira reactiva de glucosa; la cual se insertará en el dispositivo manualmente. El módulo medidor de glucosa más avanzado disponible en el mercado no puede crear un perfil para múltiples usuarios y guardar las lecturas de prueba que hacen [9].
En un estudio realizado en [10], se presenta un algoritmo de red neuronal artificial para la predicción de glucosa a partir del monitoreo continuo de la misma, se dice que produce resultados prometedores en el campo de la medición no invasiva de glucosa en sangre.

El espectro de infrarrojo cercano (NIR) en comparación con otros métodos no invasivos, es la técnica óptica más explorada debido a sus ventajas, ya que tiene una alta capacidad de penetración profunda en la piel [11]. De acuerdo en [12], la técnica de utilizar sensores NIR se puede aplicar a diferentes partes del cuerpo debido a su alta capacidad de penetración, como dedos, brazo, antebrazo, lóbulo de la oreja, palma, etc. La Figura 1 muestra la profundidad a la que el Led NIR puede penetrar en la piel. La luz emitida por el Led NIR puede penetrar en la parte más profunda de las venas donde se obtienen los mejores

resultados para la medición de la glucosa en sangre [13], [14]. En [15], se muestra la lectura del nivel de azúcar para personas no diabéticas, prediabéticas y diabéticas, proporcionada por el Instituto Nacional de Excelencia Clínica (NICE); en la cual el azúcar en la sangre se mide en miligramos por decilitro (mg/dL). Hay cuatro categorías para determinar el nivel de azúcar en la sangre, que es bajo, normal, alto y muy alto. El nivel bajo de azúcar en la sangre tiene una lectura inferior a 60 mg/dL. La lectura normal de azúcar en la sangre oscila entre 80 y 200 mg/dL. La lectura de 200 a 400 mg/dL indica alta y tener una lectura por encima de 400 mg/dL significa que el paciente tiene un nivel de glucosa muy alto.

La principal ventaja de los métodos de medición no invasivos es el alivio del dolor y la comodidad debido a que no se perforan los dedos. Los métodos no invasivos de monitoreo de la glucosa reducen las dificultades implicadas en su medición y, por tanto, reducen el costo de la asistencia sanitaria.

Fig. 1. Profundidad a la que las longitudes de onda de la luz solar penetrarán en la piel. [16]



El presente artículo se organiza de la siguiente manera. En la segunda sección se presentan los materiales y el diagrama electrónico, en la tercera sección se muestra en análisis comparativo de los resultados obtenidos en modelos lineales propuestos en la literatura para la estimación matemática de glucosa, así mismo se evidencia los resultados mediante simulaciones numérica y en la sección cuartase muestran las conclusiones de este proyecto.

2. MATERIALES Y METODOLOGÍA

La luz en el rango de 700 nm a 2,500 nm entra en la región del infrarrojo cercano que interactúa con el tejido con radiación de baja energía. 600 nm a 1,300 nm se considera como la ventana del infrarrojo cercano [16], que también se conoce como ventana terapéutica o ventana óptica. El rango de longitudes de onda donde la luz posee su máxima profundidad de penetración en el tejido se conoce como ventana de infrarrojo cercano.

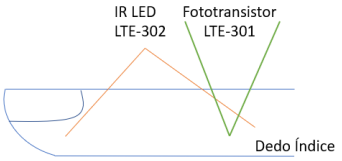
La glucosa se determina analizando los cambios en la intensidad causada por la luz dispersada. La glucosa absorbe mayor cantidad de luz en la región infrarroja media (MIR, del inglés Mid Infra Red) que abarca el rango 2,500 – 10,000 nm en comparación con otros constituyentes de la sangre, causando una menor interferencia, sin embargo la profundidad es muy corta, ya que aumentando la longitud de onda se reduce la profundidad de penetración, lo que significa que la luz no será detectada en el otro lado del tejido por ello se opta por la región infrarroja cercana (NIR) que se extiende desde el extremo de las longitudes más altas visibles (alrededor de 750 nm) hasta los 2,500 nm. Se ha probado mediante experimentos que esta técnica penetra más en los tejidos de la piel, a pesar de que hay otros absorbentes como la proteína, grasa y agua en el tejido biológico en esta región. Los resultados en comparación con el método invasivo muestran un bajo porcentaje de diferencia [17].

2.1 Detector Infrarrojo

El detector de luz infrarroja consiste en un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor. En los capilares de los dedos existe un cambio constante del flujo sanguíneo, el mismo que produce variaciones en la intensidad de la luz reflejada, la cual será detectada por el fototransistor.

La detección en el fototransistor puede verse afectada por diversos factores. Ya que existen desajustes en el índice de refracción de diferentes componentes del tejido como las membranas celulares, también a factores como el estado de la piel como el envejecimiento e hidratación, el grosor o el color. Como se muestra en la Figura 2, en este trabajo de investigación se opta por aplicar la técnica fotopletismografíca reflectiva, utilizando el IR Led LTE-302 y el Fototransistor LTR-301.

Fig. 2. La técnica de reflexión de luz fue la utilizada para implementar la captura de la señal fisiológica.



Para el cual se diseña una fixtura, como se muestra en la Figura 3. Donde puede apreciarse un filtro óptico infrarrojo que permite la ergonomía del usuario al introducir el dedo índice a la fixtura para el registro de datos; un velcro ajustable permite fijar el sensor al dedo. Como se muestra en la Figura 4, en el cual se observa que se detecta un valor mínimo de voltaje de 3.264 v, al utilizar el multímetro Hewlett Packard 34401A y la fuente de voltaje GwINSTEK PST-3202.

Fig. 3. Fixtura con filtro óptico.

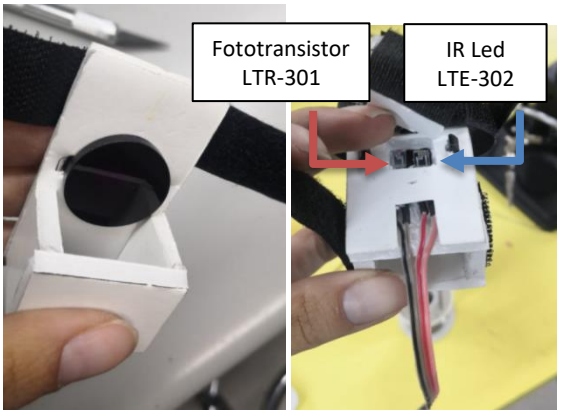
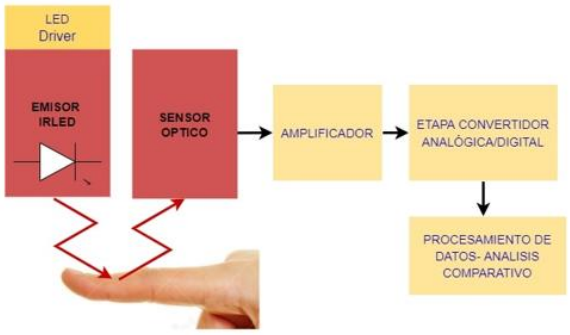


Fig. 4. Fixtura de la base del sensor con filtro óptico.

2.2 Diagrama Electrónico

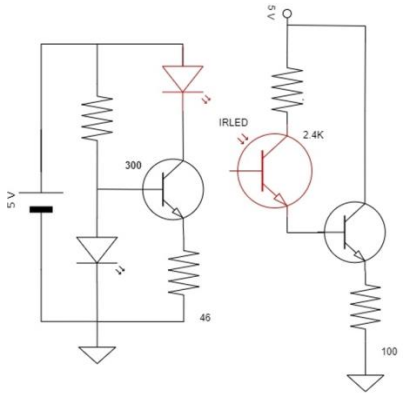
En el diagrama a bloques mostrado en la Figura 5, se presentan las etapas que conforman el trabajo realizado.

Fig. 5. Esquema general del diseño electrónico.



La Figura 6 presenta el arreglo del sensor, en el cual se aplica el Transistor 2N2222A en configuración Darlington, donde su principal ventaja es la alta ganancia de corriente. Implicando que, una pequeña cantidad de corriente de base puede activar el transistor. Así mismo, aporta una alta impedancia de entrada que se traduce en una disminución igual de la impedancia de salida

Fig.6. Diagrama del sensor IR, el valor de las resistencias es en ohm.



Los datos experimentales que se tienen al momento son mostrados en la Tabla 1, la cual toma como referencia [18], donde primeramente se considera la participación de dos personas sanas; esto con el objetivo de identificar que los sensores y el diseño electrónico son capaces de estimar efectivamente los niveles de glucosa.

Tabla 1. Datos en voltaje de cada usuario en Ayunas y una hora después de haber ingerido alimento.

Días	Participante 1		Participante2	
	Voltaje en Ayuno	1 hora después del desayuno	Voltaje en Ayuno	1 hora después del desayuno
1	3.5182	3.5112	3.4965	3.5128
2	3.5605	3.5622	3.5628	3.5791
3	3.5464	3.5521	3.5590	3.5810
4	3.5308	3.541	3.5303	3.4782
5	3.5449	3.5615	3.5616	3.5123
6	3.5301	3.5509	3.5453	3.4619
7	3.5293	3.5555	3.5466	3.4275
8	3.5289	3.5605	3.5541	3.4193
9	3.5211	3.5575	3.5466	3.3769
10	3.5206	3.5623	3.5510	3.3557
11	3.5165	3.5633	3.5510	3.3304
12	3.5123	3.5642	3.5494	3.2985
13	3.5100	3.5671	3.5516	3.2753
14	3.5058	3.5680	3.5509	3.2467
15	3.5026	3.5699	3.5512	3.2192
16	3.4994	3.5719	3.5519	3.1932
17	3.4957	3.5733	3.5517	3.1652
18	3.4924	3.5752	3.5522	3.1384
19	3.4890	3.5769	3.5524	3.1115
20	3.4855	3.5785	3.5526	3.0841
21	3.4821	3.5803	3.5530	3.0572
22	3.4787	3.5820	3.5532	3.0300
23	3.4753	3.5837	3.5534	3.0029
24	3.4719	3.5855	3.5537	2.9759
25	3.4684	3.5872	3.5539	2.9487
26	3.4650	3.5889	3.5542	2.9216
27	3.4616	3.5906	3.5545	2.8945
28	3.4582	3.5923	3.5547	2.8674
29	3.4547	3.5941	3.5550	2.8403
30	3.4513	3.5958	3.5552	2.8132

3. ANALISIS COMPARATIVO

En la Tabla 2, se muestra un análisis comparativo de trabajos similares donde aplican un NIR Led en el rango de los 940nm y la concentración de glucosa (mg/dL) se

identifica por la variable (Y), en la columna de técnica (Tec) se hace referencia al tipo de fotopletismografía, si es reflectiva (r) o transmisiva (tr). El valor de R^2 implica el porcentaje al modelo lineal propuesto. Por lo tanto, primeramente, vamos a comparar nuestros resultados con los datos que se muestran en la Tabla 3. Para mayor simplicidad se tomará como referencia las investigaciones [19-21] debido a que su unidad es el voltaje; además de considerar por el momento el nivel de concentración de glucosa primeramente en ayudas en usuarios sanos.

Tabla 2. Estimación de Glucosa mediante un nivel de voltaje

	Ecuación cuadrática lineal	R^2	Tec	Ref.
Volt	$Y = 1.8375v^2 + 18.945v + 41.288$	0.9389	tr	[19]
Volt	$Y = 21.998v^2 - 157.73v + 335.55$	-	r	[20]
Volt	$Y = -0.0002v + 3.4495$	0.3293	r	[21]
$\mu Volt$	$Y = 94.3632 - 0.071425v$	0.7373	tr	[22]

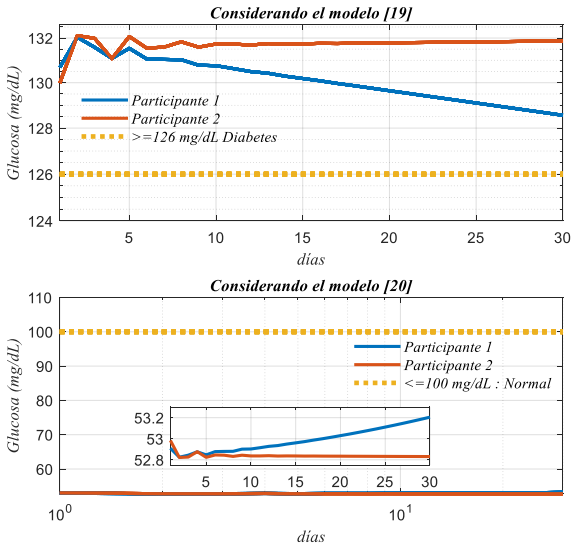
Tabla 3. Datos Voltajes

Días	Concentración de glucosa del Participante 1		Concentración de glucosa del Participante 2	
	[19]	[20]	[19]	[20]
1	130.6844	52.9096	129.9936	52.9839
2	132.0360	52.8245	132.1096	52.8221
3	131.5847	52.8441	131.9879	52.8262
4	131.0863	52.8761	131.0703	52.8773
5	131.5367	52.8467	132.0696	52.8234
6	131.0623	52.8779	131.5495	52.8460
7	131.0384	52.8797	131.5903	52.8438
8	131.0264	52.8806	131.8302	52.8324
9	130.7776	52.9012	131.5907	52.8438
10	130.7597	52.9028	131.7310	52.8368
11	130.6294	52.9148	131.7312	52.8368
12	130.4962	52.9278	131.6816	52.8392
13	130.4221	52.9354	131.7519	52.8358
14	130.2905	52.9494	131.7272	52.8370
15	130.1870	52.9610	131.7376	52.8365
16	130.0843	52.9729	131.7604	52.8355
17	129.9668	52.9872	131.7532	52.8358
18	129.8638	53.0002	131.7698	52.8350
19	129.7538	53.0145	131.7776	52.8347
20	129.6436	53.0295	131.7823	52.8345
21	129.5372	53.0444	131.7945	52.8339
22	129.4273	53.0604	131.8007	52.8336
23	129.3191	53.0766	131.8092	52.8333
24	129.2111	53.0933	131.8184	52.8329
25	129.1021	53.1107	131.8258	52.8326
26	128.9941	53.1284	131.8346	52.8322
27	128.8857	53.1468	131.8429	52.8318
28	128.7773	53.1656	131.8510	52.8315
29	128.6692	53.1850	131.8596	52.8311
30	128.5609	53.2049	131.8678	52.8308

En la Figura 7, se observa la comparativa de las concentraciones de glucosa para cada usuario; en el cual de acuerdo con [23], se toma una muestra de sangre después de ayunar durante al menos ocho horas o durante la noche.
En general:

1. Un nivel de glucosa en la sangre en ayunas por debajo de 100 miligramos por decilitro (mg/dL) (5.6 milimoles por litro (mmol/L)) se considera normal.
2. Un nivel de glucosa en la sangre en ayunas de 100 a 125 mg/dL (5.6 a 7.0 mmol/L) se considera prediabetes. Este resultado a veces se denomina alteración de la glucosa en ayunas.
3. Un nivel de glucosa en la sangre en ayunas de 126 mg/dL (7.0 mmol/L) o más alto indica diabetes tipo 2.

Fig. 7. Niveles estimativos de glucosa mediante dos técnicas de fotopletismografía considerando un nivel de voltaje



4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Los resultados obtenidos en este trabajo de investigación contribuyen en el análisis de estudio asociado con las técnicas de fotopletismografía para la estimación de los niveles de glucosa. Se identifica que la técnica reflectiva se satisface en presencia de un IR Led de 940nm.
Se propone circuitos electrónicos de bajo costo con un alto nivel de ganancia de aproximadamente 100; permitiendo detectar corriente en el dominio de los micro amperes a miliamperes para transformarlas en voltaje mediante la configuración Darlington. En el trabajo de investigación presentado en [18], concluyen la importancia de los niveles de voltaje, debido a un fotodetector idóneo; por lo que en nuestro trabajo se aplica el fototransistor de la familia LTR-301.

Una de las ventajas de emplear el fototransistor en la técnica reflectiva es debido a que se enfoca en su patrón de radiación de 20º con un 90% de sensibilidad a 940nm, lo que permite validar la reflexión del haz luminoso por las moléculas de glucosa en el dedo índice.

Es importante destacar que la fixtura diseñada posee un filtro óptico en el cual elimina posibles fuentes de ruido óptico externo; el diseño está enfocado a que sea ergonómico y practico, como lo manifestaron los participantes voluntarios en el proceso.

La separación entre los componentes es de aproximadamente 2mm para que no se produzca alguna interferencia por lecturas paralelas de fotones IR.

De acuerdo con los resultados obtenidos, el modelo reportado en [21], se observa que presenta una serie de datos que no se pudieran satisfacer en la realidad. Por ende, de acuerdo con la Tabla 2, el modelo lineal presentado en [20] presenta una serie de datos cercanos a la realidad de los usuarios participantes donde previamente se identifican como participantes sanos a pesar de que se desconoce el R^2 del modelo propuesto. Por lo que solo faltaría validarlos con las medidas de un glucómetro invasivo de referencia. De acuerdo con el modelo presentado en [19], que es transmisivo; arroja datos elevados de glucosa en comparación con [20] mediante a la técnica reflectiva: el análisis comparativo se aplicó para observar cómo se comportaba el fototransistor en comparación con el modelo desarrollado con base a un fotodiodo; por lo que se descarta para futuras comparaciones.

4.1 Recomendaciones

Es importante destacar que en este trabajo de investigación se aplica el método reflectivo en fotopletismografía mediante el uso del IR Led LTE-302 y el fototransistor LTR-301. Los usuarios que participaron en esta investigación son personas sanas que no se les ha identificado por el momento en una situación de prediabetes y voluntariamente aceptaron participar. El comparar los datos obtenidos de nuestro diseño mostrados en la Tabla 1, con investigaciones previamente reportadas en la literatura; conlleva a establecer un preámbulo electrónico en el que los sensores implican una importante función en fotopletismografía y que además orienta a trabajar datos obtenidos con otro enfoque. Es decir, las ecuaciones en la Tabla 2 evidencian un modelo lineal; sin embargo, dado la dispersión de los datos y la complejidad que conlleva la relación de datos de una persona con el padecimiento de la diabetes, nos conduce a la hipótesis en la que un modelo lineal pudiera evidenciar una sólida razón por la que los dispositivos no invasivos no son altamente confiables en comparación con los dispositivos invasivos.

Como trabajo a futuro, se tiene contemplado validar estos resultados y compararlos contra el rendimiento de un fotodiodo sensible a los 940 nm y con amplificadores operacionales.

4.2 Observaciones generales

El presente trabajo tiene participación en el proyecto de investigación científica `Caracterización y procesamiento de señales infrarrojas para el desarrollo de un glucómetro no invasivo', registrado en el TecNM.

5. REFERENCIAS

[1] Shokrekhodaei, M., Cistola, D. P., Roberts, R. C., & Quinones, S. (2021). Non-Invasive Glucose Monitoring Using Optical Sensor and Machine Learning Techniques for Diabetes Applications. *IEEE Access*, *9*, 73029-73045.

[2] Yadav, J., Rani, A., Singh, V., &Murari, B. M. (2014, February). Near-infrared LED based non-invasive blood glucose sensor. In *2014 International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)* (pp. 591-594). IEEE.

[3] Antonio-Arques, V., Franch-Nadal, J., &Caylà, J. A. (2021). Diabetes y tuberculosis: una sindemiacomplicada por la COVID-19. *MedicinaClinica*.

[4] Kononenko, I. V., Smirnova, O. M., Mayorov, A. Y., &Shestakova, M. V. (2020). Classification of diabetes. World Health Organization 2019. What's new? *Diabetes mellitus*, *23*(4), 329-339.

[5] Mathers, C. D. (2006). Projections of global mortality and burden of global disease from 2002 to 2030. *PLoS Med*, *3*, e422.

[6] Klonoff, D. C. (2014). Point-of-care blood glucose meter accuracy in the hospital setting. *Diabetes Spectrum*, *27*(3), 174-179.

[7] Viskupicova, J., Blaskovic, D., Galiniak, S., Soszyński, M., Bartosz, G., Horakova, L., &Sadowska-Bartosz, I. (2015). Effect of high glucose concentrations on human erythrocytes in vitro. *Redox biology*, *5*, 381-387.

[8] Pichardo-Lowden, A. R. (2021). Clinical Decision Support for Diabetes Care in the Hospital: A Time for Change Toward Improvement of Management and Outcomes. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 1932296820982661.

[9] Paglinawan, A. C., Cruz, F. R., Paglinawan, C., Blas, D. F., Daza, J. C., Felix, A. A., ... &Sauli, Z. (2018). Multi-user glucose meter with insulin dosage recommendation. *Journal of Telecommunication, Electronic and Computer Engineering (JTEC)*, *10*(1-17), 105-109.

[10] Pérez-Gandía, C., Facchinetti, A., Sparacino, G., Cobelli, C., Gómez, E. J., Rigla, M., ... & Hernando, M. E. (2010). Artificial neural network algorithm for online glucose prediction from continuous glucose monitoring. Diabetes technology & therapeutics, 12(1), 81-88.

[11] Li, X., & Li, C. (2015, October). Research on non-invasive glucose concentration measurement by NIR transmission. In *2015 IEEE International Conference on Computer and Communications (ICCC)* (pp. 223-228). IEEE.

[12] Narkhede, P., Dhalwar, S., & Karthikeyan, B. (2016). NIR based non-invasive blood glucose measurement. *Indian Journal of science and technology*, *9*(41), 1-5.

[13] Kim, J., Campbell, A. S., & Wang, J. (2018). Wearable non-invasive epidermal glucose sensors: A review. *Talanta*, *177*, 163-170.
[14] Wardana, H. K., Indahwati, E., &Fitriyah, L. A. (2018, April). Measurement of non-invasive blood glucose level based sensor color tcs3200 and Arduino. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* (Vol. 336, No. 1, p. 012019). IOP Publishing.
[15] https://www.diabetes.co.uk/diabetes_care/blood-sugar-levelranges.html
[16] Oregon State University. Laser biological hazards-skin. 2017.http://ehs.oregonstate.edu/laser/training/laser-biological-hazards-skin.
[17] Saleh, G., Alkaabi, F., Al-Hajhouj, N., Al-Towailib, F., & Al-Hamza, S. (2018). Design of non-invasive glucose meter using near-infrared technique. *Journal of medical engineering & technology*, *42*(2), 140-147.
[18] Susana, E., Ramli, K., Murfi, H., &Apriantoro, N. H. (2022). Non-Invasive Classification of Blood Glucose Level for Early Detection Diabetes Based on Photoplethysmography Signal. Information, 13(2), 59.
[19] Lawand, K., Parihar, M., & Patil, S. N. (2015, December). Design and development of infrared LED based non invasive blood glucometer. In *2015 Annual IEEE India Conference (INDICON)* (pp. 1-6). IEEE.
[20] Narkhede, P., Dhalwar, S., & Karthikeyan, B. (2016). NIR based non-invasive blood glucose measurement. *Indian Journal of science and technology*, *9*(41), 1-5.
[21] Javid, B., Fotouhi-Ghazvini, F., &Zakeri, F. S. (2018). Noninvasive optical diagnostic techniques for mobile blood glucose and bilirubin monitoring. *Journal of medical signals and sensors*, *8*(3), 125.
[22] Saleh, G., Alkaabi, F., Al-Hajhouj, N., Al-Towailib, F., & Al-Hamza, S. (2018). Design of non-invasive glucose meter using near-infrared technique. *Journal of medical engineering & technology*, *42*(2), 140-147.
[23] Adaobi, O. O., Iwueze, I. S., Biu, E. O., &Arimie, C. O. (2021). On The Analysis of Blood Glucose Levels of Diabetic Patients. *Fortune Journal of Health Sciences*, *4*(1), 257-283.