

DISERTASI

**PENDEKATAN *NON-INVASIVE* UNTUK
PENGUKURAN KADAR GLUKOSA DAN
KOLESTEROL DARAH**

*A Non-Invasive Approach To Measuring Blood Glucose And
Cholesterol Levels*

**USMAN UMAR
D053171005**



**PROGRAM STUDI S3 TEKNIK ELEKTRO
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2023**

PENGAJUAN DISERTASI

**PENDEKATAN *NON-INVASIVE* UNTUK
PENGUKURAN KADAR GLUKOSA DAN
KOLESTEROL DARAH**

Disertasi

Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar Doktor
Program Studi Teknik Elektro

Disusun dan diajukan oleh

**USMAN UMAR
D053171005**

Kepada

**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2023**

DISERTASI

PENDEKATAN NON-INVASIVE UNTUK PENGUKURAN KADAR GLUKOSA DAN KOLESTEROL DARAH

USMAN UMAR
D053171005

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian Disertasi yang dibentuk dalam rangka penyelesaian studi pada Program Doktor Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin pada tanggal 26 Januari 2023 dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui,
Promotor



Prof. Dr. Ir. H. Syafruddin Syarif, M.T
NIP: 196111251988021001.

Co. Promotor



Dr. Ir. Ingrid Nurtanio, M.T
NIP: 196108131988112001

Co. Promotor



Prof. Dr. Indrabayu, S.T., M.T., M.Bus.Sys
NIP: 197507162002121004

Dekan Fakultas Teknik
Universitas Hasanuddin



Prof. Dr. Eng. Ir. Muhammad Isran Ramli, S.T., M.T.
NIP: 197309262000121002

Ketua Program Studi
S3 Teknik Elektro



Prof. Dr. Ir. H. Andani Achmad, M.T.
NIP: 196012311987031022

PERNYATAAN KEASLIAN DISERTASI DAN PELIMPAHAN HAK CIPTA

Yang bertanda tangan di bawah ini

Nama : Usman Umar
Nomor mahasiswa : D053171005
Program studi : Program S3 Teknik Elektro

Dengan ini menyatakan bahwa, disertasi berjudul “Pendekatan Non-invasive Untuk Pengukuran Kadar Glukosa dan Kolesterol Darah” adalah benar karya saya dengan arahan dari komisi pembimbing (Prof. Dr. Ir. H. Syaruddin Syarif, M.T. sebagai Promotor, Dr. Ir. Ingrid Nurtanio, M.T sebagai co-promotor-1 dan Prof. Dr. Indrabayu, S.T., M.T., M.Bus.Sys sebagai co-promotor-2). Karya ilmiah ini belum diajukan dan tidak sedang diajukan dalam bentuk apa pun kepada perguruan tinggi mana pun. Sumber informasi yang berasal atau dikutip dari karya yang diterbitkan maupun tidak diterbitkan dari penulis lain telah disebutkan dalam teks dan dicantumkan dalam Daftar Pustaka disertasi ini. Sebagian dari isi disertasi ini telah dipublikasikan di Prosiding International Conference on Urban Disaster Resilience (ICUDR 2019), diterbitkan oleh MATEC Web of Conferences Volume 331, 0605, Halaman 1-10 , dan DOI: <https://doi.org/10.1051/matecconf/202033106005>, sebagai artikel dengan judul “A real time non-invasive cholesterol monitoring system ” dan di Jurnal International Journal of Engineering Research and Technology, Volume 13, Nomor 12, Halaman 4899-4907, sebagai artikel dengan judul “Development Reflective Optical Sensor for Blood Cholesterol Measurement Using LED Infrared 940 nm”. di Jurnal Journal of Hunan University (Natural Sciences), Volume 49, Nomor 10, Halaman 163 -173, DOI : <https://doi.org/10.55463/issn.1674-2974.49.10.18>, sebagai artikel dengan judul “Applied a Non-Invasive Method to Measure Cholesterol and Glucose Levels”. di Jurnal Journal of Southwest Jiaotong University), Volume 57, Nomor 5, Halaman 611 -620, DOI : <https://doi.org/10.35741/issn.0258-2724.57.5.49>, sebagai artikel dengan judul

“Developing a Non-Invasive Technique to Monitor Cholesterol Using Image Processing”. Dan pada Jurnal Teknologi Elektroika, Volume 19, Nomor 2, Halaman 78-88, DOI : <http://dx.doi.org/10.31963/elekterika.v6i2.3756>, sebagai artikel dengan judul “Application of Artificial Neural Network and Gray Level Co-occurrence Matrix to detect blood glucose levels through the skin of the hands”

Dengan ini saya melimpahkan hak cipta dari karya tulis saya berupa disertasi ini kepada Universitas Hasanuddin.

Gowa, 24 Pebruari 2023

Yang menyatakan



Usman Umar

PRAKATA

Puji syukur penulis haturkan kehadirat Allah SWT yang telah memberikan nikmat-Nya berupa nikmat Kesehatan, kekuatan dan semangat serta rahmat dan Hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian dan disertasi dengan judul “Pendekatan *Non-invasive* untuk Pengukuran Kadar Kolesterol dan Gluosa Darah”, sebagai salah satu syarat penyelesaian. studi pada Program Doktoral di Departemen Teknik elektro Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin.

Pada pelaksanaan penelitian dan penulisan disertasi ini, penulis banyak mengalami kendala yang kami hadapi selama dalam penelitian maupun dalam penyusunan disertasi ini. Bukan hal yang mudah untuk mewujudkan gagasan-gagasan tersebut dalam sebuah susunan disertasi, berkat bimbingan, arahan dan motivasi berbagai pihak maka disertasi ini bisa disusun sebagaimana kaidah-kaidah yang dipersyaratkan. Alhamdulillah dengan izin Allah SWT serta doa dan bantuan dari berbagai pihak, maka penelitian dan disertasi ini dapat diselesaikan dan dirampungkan.

Dalam kesempatan ini penulis dengan tulus menyampaikan terima kasih kepada:

1. Bapak Prof. Dr. Ir. H. Syafruddin Syarif, MT. sebagai ketua komisi penasehat (promotor) sekaligus sebagai penilai disertasi, Ibu. Dr. Ir. Ingrid Nurtanio MT, dan Bapak Dr. Indrabayu ST.MT.M.Bus.Sys., sebagai anggota komisi penasehat (co-promotor) sekaligus sebagai penilai disertasi atas motivasi dan bimbingan yang diberikan sehingga penyusunan disertasi ini dapat terselesaikan. Melalui beliau bertiga yang penuh kesabaran serta perhatiannya, telah memberikan arahan arahan dan saran maupun koreksi baik pada aspek penulisan, metodologi serta penyajian isi dari disertasi ini secara keseluruhan.
2. Bapak Dr. Elyas Palentei, S.T., M.T., Dr. Eng. Ir. Zulfajri B Hasanuddin, M. Eng, Dr. Muhamaad Niswar, S.T., M.T dan Ibu Merna Baharuddin, S.T., M.Tel. Eng., Ph.D. selaku komisi penguji. Terima kasih atas segala saran dan masukan,, serta kesempatan meluangkan waktu mendiskusikan segala hal yang mejadi keterbatasan kami selama penyusunan disertasi ini.

3. Bapak Prof. Dr. Ir H. Bambang Guruh Irianto, AIM. MM, selaku komisi penguji eksternal yang telah meluangkan waktunya sebagai penguji dalam ujian pra-promosi dan promosi saya. Terima kasih atas arahan dan masukannya semoga dapat menambah pengetahuan pada bidang Elektronia dan Komputer vision yang diaplikasikan pada bidang medis sekaligus menjadi inspirasi buat promovendus kedepannya.
4. Rektor Universitas Hasanuddin, Bapak Prof. Dr. Ir. Jamaluddin Jompa,.M.Sc., Dekan Fakultas Teknik Prof. Dr. Eng. Ir. Muhammad Irsan Ramli, ST.,M.T., serta wakil dekan, Ketua Departemen Teknik Elektro, Ibu Dr. Eng. Ir. Dewiani, M.T., Ketua Program Studi S3 Teknik Elektro Bapak Prof. Dr. Ir. H. Andani Achmad, M.T., dan seluruh dosen Teknik Elektro yang telah memberikan kesempatan dan bekal kepada penulis berupa ilmu dan wawasan yang sangat berarti dalam menyelesaikan studi sampai pada penyelesaian disertasi ini. Kepada seluruh staf S3 Teknik Elektro yang telah memberikan layanan pada aspek administrasi selama penulis belajar di Teknik Elektro Universitas Hesamuddin.
5. Bapak ketua dan Anggota BPH serta Direktur Politeknik Kesehatan Muhammadiyah Makassar yang telah berkenan memberikan izin belajar kepada penulis untuk melanjutkan studi. dan Dosen dan staf Poltekkesmu atas doa dan dukungannya selama ini.
6. Para sahabat, teman seangkatan maupun sesama mahasiswa S3 Teknik Elektro UNHAS yang tidak sempat saya sebut satu persatu. Terima kasih atas supportnya selama ini, semoga kebersamaan kita tetap terjalin dan terjaga dan terus bekerja sama mengembangkan ilmu pengetahuan

Ucapan terima kasih yang tak terhingga kepada orang tua saya tercinta ibunda Hj. Radiah yang telah mendidik dan membesarkan kami dan teriring doa kepada Bapak Kandung saya Alm .H.Umar Malatta serta mertua Alm. H.Baginda Ali dan Alm Hj.Hamaisah semoga mendapat tempat yang layak disisi-Nya.

Ucapan terima kasih yang tak terhingga juga kepada Istri saya tercinta Ir. Risnawaty Alyah, MT dan Anak-anak saya yang tercinta Awal Muhammad Usry, Arief Muhammad Usry dan Aisyah Mufidah Usry. yang selalu mendoakan dan mendukung dengan penuh kesabaran

Akhir kata penulis sangat berharap semoga penelitian ini dapat berkontribusi kepada masyarakat dan pada perkembangan ilmu dan teknologi di bidang teknologi kesehatan di masa yang akan datang.

Makassa, Desember 2022

Penulis

Usman Umar

ABSTRAK

Usman Umar, *Pendekatan Non-invasive Untuk Pengukuran Kadar Glukosa dan Kolesterol Darah* (dibimbing oleh **Syafruddin Syarif, Ingrid Nurtanio, dan Indrabayu**).

Pemantauan glukosa dan kolesterol saat ini masih menggunakan teknik *invasive* yang mengambil sampel darah. Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan teknik *non-invasive* untuk mendeteksi kadar glukosa dan kolesterol darah dengan Infrared Glucose dan Cholesterol Monitoring (IR-GluchoM) menggunakan optik sensor *near infrared* (NIR) 940 nm dan *photodiode* yang dipasang pada ujung jari dan pergelangan tangan. Glukosa dan kolesterol merupakan komponen penting dalam tubuh manusia mempunyai fungsi masing masing, glukosa berfungsi sebagai sumber energi seluruh sel tubuh, memperlancar *metabolisme*, sebagai bahan bakar utama otak, dan mengatur suhu tubuh. Kolesterol berfungsi sebagai sumber *hormon testosterone* pada pria dan *hormone estrogen* pada wanita. Kedua komponen darah ini perlu dikontrol secara teratur untuk menjaga kualitas kesehatan. Pada penelitian ini ada 20 peserta sebagai rujukan klinis untuk mengidentifikasi kadar kolesterol dan glukosa darah *invasive* yang digunakan untuk membuat model matematika untuk menentukan kadar kolesterol dan glukosa darah *non-invasive*. kinerja model matematika diuji dengan menentukan nilai *standard error prediction* (SEP) dan koefisien korelasi. Menentukan akurasi model divalidasi pada 40 partisipan usia 20 – 60 tahun dan menilai dengan *root mean square error* (RMSE), *analysis variance* (ANOVA) dan Uji-T, untuk akurasi secara klinis dengan menggunakan *Clarke-Error Grid Analysis* (C-EGA). Hasil analisa prediksi kadar glukosa dan kolesterol darah non-invasive semua berada pada zona A. Penelitian ini juga mengembangkan proses citra untuk menentukan kadar kolesterol *non-invasive* melalui tekstur pada *gray level co-occurrence matrix* (GLCM) yang diproses pada jaringan saraf tiruan (JST). Untuk mendeteksi kadar kolesterol, citra wilayah tekstur tangan pasien diambil sebagai sampel citra, beserta kadar kolesterol yang melalui uji laboratorium. Citra yang diperoleh digunakan untuk membangun *database* dengan berbagai nilai kolesterol. Untuk memudahkan analisis dan akurasi gambar, sampel citra dikelompokkan berdasarkan umur. Analisis citra dilakukan dengan menggunakan metode GLCM. Dalam penelitian ini, jaringan saraf tiruan (JST) digunakan untuk semua pelatihan dan pengujian tekstur kulit tangan untuk mendeteksi kadar kolesterol. Berdasarkan hasil menunjukkan bahwa RMSE sesuai dengan nilai standar, r adalah 89%, T-test: nilai t lebih kecil dari T-tabel (-3,907, -1,949 dan -1,838 kurang dari -1,708), analisis Clarke EGA: 96 % dan 88% untuk akurasi klinis di zona A. Temuan penelitian menunjukkan bahwa model yang diajukan dapat diterapkan untuk pengukuran kolesterol.

Kata kunci: Kolesterol, glukosa, *Invasive non-invasive*, Near Infrared, Infrared Glukosa Cholesterol Monitor, Gray level co-occurrence, Jaringan Syaraf Tiruan

ABSTRACT

Usman Umar, *Non-invasive Approach to The Measurement of Blood Glucose and Cholesterol Levels* (supervised by **Syafruddin Syarif, Ingrid Nurtanio, and Indrabayu**)

Measurement of glucose and cholesterol is currently still using invasive techniques that take blood samples. This study aims to develop a non-invasive technique for detecting blood glucose and cholesterol levels with Infrared Glucose and Cholesterol Monitoring (IR-GluchoM) using a 940 nm near-infrared (NIR) optical sensor and a photodiode attached to the fingertips and wrist. Glucose and cholesterol are important components in the human body that have their respective functions, glucose serves as an energy source for all body cells, facilitates metabolism, is the main fuel for the brain, and regulates body temperature. Cholesterol serves as a source of the hormone testosterone in men and the hormone estrogen in women. Both of these blood components need to be controlled regularly to maintain the quality of health. In this study, there were 20 participants as clinical references to identify invasive blood glucose and cholesterol levels which were used to create a mathematical model to determine non-invasive blood glucose and cholesterol levels. The performance of the mathematical model is tested by determining the standard error prediction (SEP) value and the correlation coefficient. Determining the accuracy of the model was validated on 40 participants aged 20-60 years and assessed by root mean square error (RMSE), analysis of variance (ANOVA), and T-test, for clinical accuracy using Clarke-Error Grid Analysis (C-EGA). The results of the non-invasive predictive analysis of blood glucose and cholesterol levels were all in zone A. This study also develops an image process to determine cholesterol levels non-invasively through textures on a gray-level co-occurrence matrix (GLCM) which is processed on an artificial neural network (ANN). To detect cholesterol levels, an image of the patient's hand texture area was taken as an image sample, along with cholesterol levels through laboratory tests. The obtained images are used to build a database with various cholesterol values. To facilitate analysis and image accuracy, image samples are grouped by age. Image analysis was performed using the GLCM method. In this study, an artificial neural network (ANN) was used for all training and hand skin texture testing to detect cholesterol levels. Based on the results show that the RMSE corresponds to the standard value, r is 89%, T-test: t -value is smaller than T-table (-3.907, -1.949 and -1.838 less than -1.708), Clarke EGA analysis: 96% and 88 % for clinical accuracy in zone A. Research findings indicate that the proposed model can be applied to cholesterol measurement.

Keywords: Cholesterol, Glucose, Invasive, non-invasive, Near Infrared, Infrared Glucose Cholesterol Monitor, Gray level co-occurrence, Artificial Neural Network.

DAFTAR ISI

| | Halaman |
|---------------------------------------------|-----------|
| HALAMAN JUDUL | i |
| PENGAJUAN DISERTASI | ii |
| PERSETUJUAN DISERTASI | iii |
| PERNYATAAN KEASLIAN DISERTASI | iv |
| KATA PENGANTAR | vi |
| ABSTRAK | ix |
| ABSTRACT | x |
| DAFTAR ISI | xi |
| DAFTAR GAMBAR | xv |
| DAFTAR TABEL | xix |
| DAFTAR LAMPIRAN | xxi |
| DAFTAR SIMBOL DAN SINGKATAN | xxii |
| BAB I PENDAHULUAN | 1 |
| I.1. Latar Belakang | 1 |
| I.2. Rumusan Masalah | 6 |
| I.3. Tujuan Penelitian | 7 |
| I.4. Batasan Masalah | 7 |
| I.5. Manfaat Penelitian | 8 |
| I.6. Ruang Lingkup Penelitian | 8 |
| I.7. Penelitian Terkait | 9 |
| I.8. State of the Art Penelitian | 13 |
| BAB II TINJAUAN PUSTAKA | 40 |
| II.1. Kolesterol Darah | 40 |
| II.1.1. Low density Lipoprotein (LDL) | 41 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|--------|
| II.1.2. High Density Lipoprotein (HDL) | 43 |
| II.2. Glukosa Darah | 44 |
| II.2.1. Diabetes Tipe 1 | 45 |
| II.2.2. Diabetes Tipe 2 | 46 |
| II.2.3. Gestatonal Diabees | 46 |
| II.2.4. Cara mengukur Glukosa Darah | 47 |
| II.3. Anatomi Tangan Manusia | 50 |
| II.4. Pengukuran Kadar Kolesterol dan Glukosa darah Non-invasive..... | 51 |
| II.4.1. Pendekatan multi-sensor non-invasive blood glucose and cholesterol monitor (NBGCM) | 52 |
| II.4.2. Near Infrared (NIR) Sensor | 53 |
| a. Vibrational Spectroscopy | 54 |
| b. Komponen Sensor NIR | 58 |
| 1. LED IR dan Photodiode | 58 |
| 2. Desain Sensor | 62 |
| 3. <i>Operational Amplifier</i> (Op-Amp) | 63 |
| 4. Desain Pengkondisian Sinyal | 66 |
| II.4.3 Mikrokontroler | 69 |
| II.5. Pengolahan Citra Digital | 73 |
| II.5.1. Pengertian Citra Digital | 73 |
| II.5.2. Ruang Warna RGB | 75 |
| II.5.3. Citra Grayscale | 75 |
| II.5.4. Teksture | 76 |
| II.5.5. <i>Gray Level Co-Occurrence Matrix</i> (GLCM) | 77 |
| II.6. Jaringan Syaraf Tiruan (JST) | 80 |
| II.7. Algoritma Backpropagation | 81 |
| II.8. Kerangka Pikir | 84 |
| BAB III. METODOLOGI PENELITIAN | 88 |
| III.1. Rancangan Penelitian | 88 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|
| III.2. Jenis Penelitian | 90 |
| III.3. Lokasi dan Waktu Penelitian | 90 |
| III.4 Teknik pengumpulan, Pengolahan dan Validasi Data | 90 |
| III.5 Parameter Ukur | 91 |
| III.6. Alat Penelitian | 92 |
| III.7. Prosedur Penelitian | 93 |
| III.8. Model Prototype IR-GluchoM untuk mendeteksi Kadar Kolesterol dan Glukosa Darah Non-invasive | 94 |
| III.9. Model Regresi | 96 |
| III.10. Image Processing | 101 |
| III.11 Jaringan Syaraf Tiruan <i>Back Propagation</i> | 104 |
| III.12. Statistik Analyiis | 112 |
| III.12.1. <i>Analysis Variance (ANOVA)</i> | 112 |
| III.12.2. Uji-T | 116 |
| III.12.3. Root Mean Square Error (RMSE) dan Koefisien Korelasi (r) | 117 |
| III.12.4. Clarke- Grid Error Analysis | 118 |
| BAB IV. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN | 123 |
| IV.1. Desain prototype IR-GluchoM Stand Alone Electronic Device..... | 123 |
| IV.2. Hasil Pengujian Sensor NIR IR-GluchoM | 128 |
| IV.3. Menentukan model regresi non linear IR-GluchoM untuk mendeteksi kadar kolesterol dan glukosa darah non invasive | 129 |
| IV.3.1. Deteksi Kadar Kolesterol dengan IR-GluchoM menggunakan Sensor NIR yang dipasang pada ujung jari tangan..... | 131 |
| IV.3.2. Deteksi Kadar Kolesterol dan glukosa darah dengan IR-GluchoM Sensor NIR yang dipasang pada pergelangan tangan | 139 |
| IV.4. Deteksi kadar kolesterol non-invasive melalui image procesing dengan GLCM dan Jaringan Syaraf Tiruan (JST)..... | 156 |
| IV.5. Pembahasan Dan Analisis | 186 |

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| IV.6. Uji Klinis Prototype IR-GlucoM untuk Deteksi Kadar Kolesterol dan Glukosa Darah secara Non-Invasive..... | 194 |
| BAB V PENUTUP | 199 |
| V.1. Kesimpulan | 199 |
| V.2. Saran – Saran..... | 200 |
| DAFTAR PUSTAKA | 201 |
| LAMPIRAN | 211. |

DAFTAR GAMBAR

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Gambar 1 Jaringan pembuluh darah pada tangan manusia | 50 |
| Gambar 2 Glukosa dan kolesterol dalam pembuluh (artery) darah | 51 |
| Gambar 3. Panjang gelombang optik sensor | 53 |
| Gambar 4. Ilustrasi rambatan cahaya optik dalam jaringan tubuh | 56 |
| Gambar 5. Ilustrasi rambatan cahaya optik dalam jaringan tubuh | 57 |
| Gambar 6. Ilustrasi sensor optik LED IR dan photodioda | 58 |
| Gambar 7. Sudut pantul cahaya LED IR | 59 |
| Gambar.8. Rangkaian sensor NIR dengan LED IR dan Photodioda | 61 |
| Gambar 9, Desain sensor NIR jenis reflektif | 62 |
| Gambar 10, Rangkaian dasar penguat diferensial | 64 |
| Gambar 11. Blok diagram penguat diferensial (Op-Amp) | 64 |
| Gambar 12. bentuk dan symbol Op-Amp | 65 |
| Gambar 13. Op-Amp LM358N | 65 |
| Gambar 14. Rangkaian pengkondisian sinyal analog | 66 |
| Gambar 15. Papan sirkuit arduino uno R3 | 70 |
| Gambar 16. Integrated Development Environment (IDE) Arduino | 72 |
| Gambar 17. Koordinat citra digital | 74 |
| Gambar 18. Ilustrasi digitalisasi citra | 74 |
| Gambar 19. Ilustrasi ruang warna RGB | 75 |
| Gambar 20, Grayscale level | 76 |
| Gambar 21. Citra kulit tangan manusia | 77 |
| Gambar 22. Ilustrasi arah sudut ketetangaan pixel metode GLCM | 79 |
| Gambar 23. Ilustrasi matriks GLCM | 79 |
| Gambar 24. Arsitektur algoritma backpropagation | 81 |
| Gambar 25. Bagan kerangka pikir penelitian sistem deteksi kadar glukosa dan kolesterol darah | 85 |
| Gambar 26. Bagan Kerangka pikir desain system deteksi kadar kolesterol dan glukosa darah non-invasive dengan sensor NIR jenis reflective LED IR 940nm | 86 |
| Gambar 27. Bagan Kerangka pikir desain system deteksi kadar | |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| kolesterol darah non-invasive dengan proses citra dan jaringan saraf tituan (JST) | 87 |
| Gambar 28 Rancangan penelitian | 90 |
| Gambar 29, Skema penelitian | 93 |
| Gambar 30. Diagram blok. Infrared Glucose dan Kolesterol Monitoring (IR-GluchoM) model deteksi kadar kolesterol dan glukosa darah non-invasive | 94 |
| Gambar 31. Diagram alur proses Infrared Glucose dan Kolesterol Monitoring (IR-GluchoM) model deteksi kadar kolesterol dan glukosa darah non-invasive | 95 |
| Gambar 32. Preprocessing Citra RGB | 102 |
| Gambar 33. Tahap proses ekstraksi tekstur | 103 |
| Gambar 34. Diagram alur GLCM | 104 |
| Gambar 35. Arsitektur Jaringan Backpropagation metode GLCM-ANN untuk prediksi kadar kolesterol darah non-invasive | 104 |
| Gambar 36. (a) Diagram alur Pelatihan JST, (b) Pengujian JST | 112 |
| Gambar 37. Original Clarke – Error Grid Analysis | 113 |
| Gambar 38. Prototipe IR- GluchoM untuk deteksi kadar kolesterol dan glukosa darah non-invasive | 123 |
| Gambar 32. Diagram Schematik sensor NIR pada IR-GluchoM..... | 124 |
| Gambar 39, Sentivity sensor NIR dengan LED IR 940 nm yang dipasang pada ujung jari tangan | 128 |
| Gambar 40, Sentivity sensor NIR LED dengan IR 940 nm yang dipasang pada pergelangan tangan | 129 |
| Gambar 41. Grafik korelasi antara kadar kolesterol dengan output sensor NIR Yang dipasanga pada ujung jari tangan..... | 132 |
| Gambar 42. Grafik korelasi antara kadar kolesterol dengan output sensor NIR Yang dipasang pada pergelangan tangan | 141 |
| Gambar.43. Grafik korelasi antara kadar glukosa dengan output sensor NIR Yang dipasang pada pergelangan tangan | 142 |
| Gambar.44. Kadar glukosa darah invasive dibandingkan dengan kadar glukosa darah non-invasive (IR-GluchoM dengan sensor | |

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| gelang) | 146 |
| Gambar.45. Kadar kolesterol darah invasive dibandingkan dengan kadar kolesterol darah non-invasive (IR-GluchoM dengan sensor gelang) | 146 |
| Gambar 46. Analisis Clarke - EGA kadar glukosa non-nvasive | 153 |
| Gambar 47. Analisis Clarke –EGA untuk kadar kolesterol non-invasive..... | 154 |
| Gambar 48. Citra Kulit tangan Partisipan usia 20 – 40 tahun | 160 |
| Gambar 49. Citra Kulit tangan Partisipan usia 40 < 60 tahun | 160 |
| Gambar 50. Citra Kulit tangan Partisipan usia > 60 tahun | 161 |
| Gambar 51. Hasil <i>Cropping</i> citra kulit tangan kelompok usia 20 – 40 Tahun | 162 |
| Gambar 52. Hasil <i>Cropping</i> citra kulit tangan kelompok usia 40 < 60 Tahun | 163 |
| Gambar 53. Hasil <i>Cropping</i> citra kulit tangan kelompok usia > 60 Tahun. | 164 |
| Gambar 54. Nilai tekstur melalui GLCM kulit tangan usia 20–40 tahun | 166 |
| Gambar 55. Nilai tekstur melalui GLCM kulit tangan usia 40<60 tahun | 166 |
| Gambar 56. Nilai tekstur melalui GLCM kulit tangan usia >60 tahun | 167 |
| Gambar 57. Pelatihan data dengan metode GLCM-JST | 171 |
| Gambar 58. Hasil pelatihan data latih GLCM dan data Kolesterol referensi kelompok usia 20 – 40 tahun | 172 |
| Gambar 59. Hasil pelatihan data latih GLCM dan data Kolesterol referensi kelompok usia 40 < 40 tahun | 172 |
| Gambar 60. Hasil pelatihan data latih GLCM dan data Kolesterol referensi kelompok usia >60 tahun | 173 |
| Gambar 61. Pengujian data dengan JST menggunakan GUI pada kelompok usia 20 – 40 tahun | 174 |
| Gambar 62. Pengujian data dengan JST menggunakan GUI pada kelompok usia 40 < 60 tahun | 174 |
| Gambar 63. Pengujian data dengan JST menggunakan GUI pada kelompok usia > 60 tahun | 174 |
| Gambar 64. Grafik hasil pengujian data kadar kolesterol referensi dan prediksi (GLCM-JST) pada kelompok (a) usia 20 – 40 tahun, (b) usia 40 < 60 tahun dan (c) usia > 60 tahun..... | 178 |
| Gambar 65. Grafik Analisa C-EGA untuk prediksi kadar kolesterol | |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| dengan GLCM – JST kelompok usia 20 – 40 tahun..... | 184 |
| Gambar 66. Grafik Analisa C-EGA untuk prediksi kadar kolesterol dengan GLCM – JST kelompok usia 40 < 60 tahun | 184 |
| Gambar 67. Grafik Analisa C-EGA untuk prediksi kadar kolesterol dengan GLCM – JST kelompok usia > 60 tahun | 185 |

DAFTAR TABEL

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabel 1 State of the Art Penelitian | 13 |
| Tabel 2. Kebaharuan penelitian yang diajukan | 39 |
| Tabel 3 Kategori nilai total kolesterol dalam darah | 41 |
| Tabel 4 Nilai kadar total kolesterol referensi | 42 |
| Tabel 5. kategori nilai kolesterol HDL dalam darah | 43 |
| Tabel 6. Metode Pemantauan Glukosa darah | 47 |
| Tabel.7. Rumus analisis Anova untuk Kadar Kolesterol | 115 |
| Tabel.8. Rumus analisis Anova untuk Kadar Glukosa | 116 |
| Tabel 9. Daftar komponen Infrared Glucose dan Cholesterol Monitoring (IR-GluchoM) model alat ukur kadar glukosa dan koleterol darah noninvasive..... | 126 |
| Tabel 10. Rekapitulasi perhitungan TKDN barang IR-GluchoM | 127 |
| Table 11. Hasil deteksi output sensor NIR dan pengukuran kadar kolesterol <i>invasive</i> | 131 |
| Tabel.12 Analisis prediksi kadar kolesterol non-invasive | 134 |
| Tabel 13. Hasil pengukuran kadar kolesterol <i>invasive</i> dan kadar kolesterol <i>non-invasive</i> | 135 |
| Tabel 14. Hasil perhitungan ANOVA untuk Kadar Kolesterol <i>non-invasive</i> | 138 |
| Tabel 15. Analisa ANOVA single factor | 138 |
| Tabel 16. Data referensi klinis pengukuran kadar kolesterol dan glukosa darah <i>invasive</i> dan output sensor NIR yang dipasang pada pergelangan tangan | 140 |
| Tabel 17. Hasil pengukuran kadar kolesterol dan glukosa invasive dan Non-invasive (IR-GluchoM) dengan sensor NIR pada pergelangan tangan..... | 145 |
| Tabel 18. Hasil perhitungan Anova untuk Kadar Glukosa | 149 |
| Tabel 19. Hasil perhitungan ANOVA untuk Kadar Kolesterol | 150 |
| Tabel 20. Analisis uji t menggunakan data analisis, kadar glukosa <i>invasive</i> dan <i>non-invasive</i> | 151 |
| Tabel 21. Analisis uji t menggunakan data analisis, kadar kolesterol | |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <i>invasive</i> dan <i>non-invasive</i> | 152 |
| Tabel 22. Hasil analisis pengujian prototype deteksi kadar kolesterol dan glukosa darah <i>non-invasive</i> | 155 |
| Tabel.23. Data pengukuran kadar kolesterol dengan metode <i>invasive</i> usia 20-40 tahun | 157 |
| Tabel.24. Data pengukuran kadar kolesterol dengan metode <i>invasive</i> usia 40 < 60 tahun | 158 |
| Tabel.25. Data pengukuran kadar kolesterol dengan metode <i>invasive</i> usia > 60 tahun | 159 |
| Tabel 26. Nilai karakteristik GLCM kelompok usia 20 -40 tahun | 168 |
| Tabel 27 Nilai karakteristik GLCM kelompok usia 40 < 60 tahun | 169 |
| Tabel 28 Nilai karakteristik GLCM kelompok usia > 60 tahun | 170 |
| Tabel 29. Hasil pengujian metode JST untuk menentukan kadar kolesterol prediksi pada 4 posisi gambar kulit tangan pada kelompok usia 20 – 40 tahun | 175 |
| Tabel 30. Hasil pengujian metode JST untuk menentukan kadar kolesterol prediksi pada 4 posisi gambar kulit tangan pada kelompok usia 40 < 60 tahun | 176 |
| Tabel 31. Hasil pengujian metode JST untuk menentukan kadar kolesterol prediksi pada 4 posisi gambar kulit tangan pada kelompok usia > 60 tahun | 177 |
| Tabel 32, Analisa hasil Uji-T data pengujian metode GLCM -JST | 181 |
| Tabel 33. Hasil analisis deteksi kolesterol melalui kulit tangan dengan image pricessing (GLCM dan JST) | 185 |
| Tabel 34. Perbandingan sistem dengan beberapa model pengembangan sebelumnya | 192 |
| Tabel 35. Pengujian Prototype Alat Ukur Non-invasive oleh dokter dirumah skait dan puskesmas | 195 |

DAFTAR LAMPIRAN

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Lampiran 1. Script Program Prototype alat ukur kolesterol dan glukosa darah | 211 |
| Lampiran 2. Data pengukuran output sensor optik | 216 |
| Lampiran 3. Script Pelatihan Citra | 246 |
| Lampiran 4. Script Cropping Citra | 249 |
| Lampiran 5. Script Pengujian Citra | 250 |
| Lampiran 6. Script Clarke-Error Grid Analysis (C-EGA) kolesterol | 257 |
| Lampiran 7. Script Clarke-Error Grid Analysis (C-EGA) Glukosa | 262 |
| Lampiran 8. Data Pengujian Klinis prototype alat ukur kolesterol dan glukosa darah non-invasif di Rumah Sakit dan Puskesmas | 267 |
| Lampiran 9. Data Kolesterol dan glukosa darah invasif dan citra kulit tangan | 277 |
| Lampiran 10. Citra Cropping untuk data latih | 285 |
| Lampiran 11. Surat permohonan Kalibrasi IR-glucoM ke BPFK | 291 |
| Lampiran 12. Surat balasan BPFK | 292 |

DAFTAR SIMBOL DAN SINGKATAN

| Simbol atau Singkatan | Arti dan Keterangan |
|-----------------------|--------------------------------------------------------------------|
| IR-GluChoM | Infrared Glucose Cholesterol Monitor |
| NCEP-ATP III | National Cholesterol Education Program - Adult Treatment Panel III |
| IDF | International diabetes Federation |
| PTM | Penyakit Tidak Menular |
| WHO | World Health Organization |
| MN | Microneedle |
| SAM | Spectral Angle Mapper |
| MNF | Minimum Noise Fraction |
| HOG | Histogram of Oriented Gradients |
| Nf | ionomer biokompatibel Nafion |
| ANN | Artificial Neural Network. |
| LED | Liquid Emitter Diode |
| IR | Infrared |
| NIR | Near Infrared |
| JST | Jaringan Syaraf Tiruan |
| nm | Nano meter |
| GLCM | Gray Level Co-occurrence Matrix |
| R | Koefisien Korelasi |
| SEP | Square error prediction |
| RMSE | Root mean square error |
| ANOVA | Analysis of varian |
| C-EGA | Clarke -Error Grid Analysis |
| ATR | Attenuated total internal reflection |
| ADC | Analog to Digital Converter |
| LabVIEW | Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench. |
| LIFA | LabView Interface for Arduino |
| CGM | continuous glucose monitoring |

| | |
|----------------|-----------------------------------------|
| FEM | Finite element model |
| CDR | Cholesterol Detection Regresi |
| GLM | Gray level mean |
| MARD | mean absolute relative difference |
| VNA | vector network analyzer |
| GSR | Galvanic skin response |
| SMBG | self-monitoring blood glucose |
| THz-TDS | Terahertz time-domain spectroscop |
| PCR | principal component regression |
| PLS | partial least-square |
| SVM | support vector machine |
| CMOS | complementary metal oxide semiconductor |
| R ² | Kuadrat Koefisien Korealsi |
| RMSEP | Root means square error of prediction |
| LDL | Low density Lipoprotein |
| HDL | High density lipoprotein |
| NIRS | Nera Infrared Spectroscopy |
| IRCE | indeks refraksi cairan ekstraseluler |
| ISM | indeks sel membrane |
| PDF | Panjang Jalur diferensial |
| Op-Amp | Operational amplifier |
| HPF | High pass filter |
| NIA | NonInverting Amplifier |
| LPF | Low Pass Filter |
| IDE | Integrated Development Environment |
| Ct | Kontras |
| Cn | Korelasi |
| Ey | Energi |
| Hy | homogenitas |
| KDN | Kandungan dalam negeri |
| KLN | Kandungan luar negeri |

| | |
|-------|---------------------------------------------------------|
| SS | Total Sum of Square |
| MS | Mean Squared |
| df | Derajat kebebasan |
| NCCLS | National committee for Clinical Laboratory Standards |
| NCEP | National Cholesterol Education Program |

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Pada jaringan tubuh manusia terdapat unsur kolesterol dan glukosa darah merupakan unsur sangat penting dalam tubuh manusia. Kolesterol merupakan zat lemak yang ikut pada darah berwarna kekuningan yang diproduksi oleh hati, dan mempunyai fungsi sebagai sumber hormon testosterone pada pria dan hormon estrogen pada wanita. Kolesterol mempunyai rumus kimia $C_{27}H_{46}O$ yang berbasis air, dan tidak dapat larut pada plasma darah. Kolesterol dialirkan melalui darah dalam jaringan tubuh dengan lipoprotein, sehingga kolesterol dapat menyebabkan penyumbatan arteri oleh akumulasi lipoprotein (H. H. Wang et al., 2017) Glukosa merupakan unsur karbohidrat yang berfungsi sebagai sumber energy untuk seluruh sel tubuh, memperlancar metabolisme, sebagai bahan bakar utama otak dan mengatur suhu tubuh. Glukosa memiliki rumus kimia $C_6H_{12}O_6$, glukosa diperoleh dari makanan yang mengandung karbohidrat. Peningkatan glukosa darah atau hiperglikemia dapat terjadi apabila insulin tidak cukup yang diproduksi oleh pankreas (Zheng et al., 2020).

Kadar kolesterol dan glukosa pada darah memiliki batas yang normal, menurut *National Cholesterol Education Program - Adult Treatment Panel* (NCEP-ATP III) menentukan nilai rujukan total kolesterol darah standard yang normal <200 mg/dl. Glukosa darah yang normal berkisar <180 mg/dl. Kadar kolesterol berlebihan atau Hiperkolesterolemia menyebabkan penyakit kardiovaskular yaitu penyakit gangguan jantung dan pembuluh darah, begitu pula dengan meningkatnya glukosa darah menyebabkan penyakit Diabetes melitus.

Perkembangan teknologi kesehatan dewasa ini telah banyak dilakukan penelitian tentang korelasi antara peningkatan kadar kolesterol darah dan terjadinya penyakit kardiovaskular, seperti arterosklerosis dan hipertensi.(Al-Rawhani et al., 2017; Mathews et al., 2016) Hiperkolesterolemia merupakan suatu gejala tingginya kadar kolesterol dalam darah, termasuk low density lipoprotein

(LDL). Kontribusi LDL dapat meningkatkan populasi penyakit kardiovaskular yang merupakan penyakit gangguan pada jantung dan pembuluh darah, sebagai penyebab utama kematian di dunia (Jaramillo et al., 2016; Roth et al., 2015). Data WHO tahun 2012 kematian 17,5 juta dan diprediksi akan mengalami peningkatan tahun 2030 menjadi 23,4 juta dan 80% disebabkan oleh serangan jantung dan stroke, dan lebih dari 75% terjadi di negara-negara berpenghasilan rendah dan menengah, kematian akibat penyakit kardivaskular tersebut sekitar 34% pada usia di bawah 70 tahun (World Health Organization (WHO), 2016)

Data *International diabetes Federation* (IDF), bahwa tahun 2017 penderita diabetes 451 juta dan diprediksi meningkat 693 juta pada tahun 2045, sekitar 5 juta orang meninggal di seluruh dunia akibat diabetes.(Cho et al., 2018). Data WHO tahun 2016 diperkirakan 17,9 juta orang meninggal karena penyakit kardiovaskular dan 85% diakibatkan oleh serangan jantung dan stroke (*World Health Organization* (WHO), 2017). Kedua komponen darah tersebut dapat mempengaruhi perkembangan penyakit pada penderita kolesterol dan glukosa jika tidak dilakukan pemantauan secara rutin (Y. fu Sun et al., 2019). Pemantauan kadar kolesterol dan glukosa darah secara rutin agar dapat mengetahui lebih dini untuk melakukan pencegahan terjadinya penyakit kardiovaskular dan diabetes melitus.

Pengukuran kadar kolesterol dan glukosa saat ini masih menggunakan cara *invasive* yang menggunakan sampel darah untuk strip alat ukur, sampel darah diambil dengan menusuk pada ujung jari dan menyakitkan. Alat ukur *invasive* yang ada saat ini dapat mengukur tiga komponen darah antara lain glukosa, kolesterol dan asam urat darah seperti *Easy Touch GCU*, *NESC Multicheck*, *Autocheck* dan *Accu-Check*. Beberapa penelitian telah dilakukan antara lain penelitian (Chinnadayala et al., 2021) meminimalkan kondisi negatif dari metode *invasive* studi ini dengan pengembangan metode *non-invasive* untuk pemantauan glukosa kontinyu dengan bebas rasa sakit. berdasarkan platinum hitam yang sangat berpori. Permukaan platinum black ini dimodifikasi dengan menggunakan *ionomer biokompatibel Nafion* (Nf). Dalam studi yang diusulkan bahwa pemindaian mikroskop elektron (SEM) dan analisis sinar-X dispersif energi (EDX) diterapkan

untuk mengidentifikasi tingkat glukosa. Hasilnya, perangkat ini menunjukkan stabilitas yang baik selama 7 hari dan kehilangan aktivitas fungsionalnya setelah 7 hari. Penelitian lain (Zhang et al., 2021) memperkenalkan teknologi *microneedle* (MN) pada perangkat penginderaan medis. Teknologi ini dikembangkan karena keunggulannya yaitu minimnya invasi, real-time, dan kenyamanan. Studi yang diusulkan dikembangkan berdasarkan biosensor elektrokimia, polimer konduksi (CP), enzim, nanopartikel, dan kompositnya. Hasil penelitian menunjukkan penerapan MN dapat digunakan untuk memantau glukosa secara selektif (Zhang et al., 2021)

Metode invasive memiliki dampak yang menimbulkan rasa nyeri pada tangan. akibatnya banyak pasien tidak mau memeriksa kadar kolesterol dan glukosa secara terus menerus. Saat ini, pemantauan kolesterol total dan glukosa tanpa sampel darah. Beberapa peneliti memperkenalkan metode untuk mengukur kadar kolesterol dan glukosa. Beberapa penelitian yang dilakukan antara lain: penelitian (S. Phetsang et.al. 2019) yang menerapkan biosensor amperometri untuk menentukan kadar kolesterol dan glukosa. Dalam kondisi optimasi yang diilustrasikan, sensor yang diusulkan memiliki sensitivitas tinggi untuk mendeteksi glukosa dan kolesterol yang berkisar antara 0,25 hingga 6,00 mM dan 0,25 hingga 4,00 mM. Berdasarkan hasil penelitian diilustrasikan kedua sensor menunjukkan kemampuan anti-interferensi yang baik dan secara jelas menunjukkan pemulihan yang dapat diterima untuk mendeteksi glukosa dan kolesterol dalam sampel serum manusia (98,2-104,1%). Penelitian (X. T. Sun et al., 2017) menerapkan metode penginderaan visual untuk mengukur glukosa dan kolesterol. dengan mikropartikel hidrogel Janus, kadar glukosa dan kolesterol terdeteksi. Hasilnya, potensi mikropartikel dapat diterapkan untuk mengukur kadar glukosa dan kolesterol. Penelitian (X. T. Sun et al., 2017) mengembangkan sensor bio serat optik yang digunakan untuk menentukan kadar kolesterol dan glukosa. Sensor ini dapat mencapai deteksi optimal dengan pH 7,0, 40 ° C dan 10 mg COD (dalam pembawa 75 mg), dan untuk glukosa dicapai dengan pH 6,5, 35 ° C dan 12 mg GOD (dalam

pembawa 90 mg. Biosensor ini efektif untuk melakukan pengulangan, hasil deteksi yang selektif dan memuaskan.

Seiring dengan perkembangan teknologi kesehatan yang pesat saat ini, Untuk menghindari nyeri pada tangan pasien, sebagian besar penelitian meneliti dengan metode *non invasive* menggunakan sensor untuk mengukur kadar kolesterol dan glukosa misalnya pada penelitian (Ekaterina Aristovich & Khan, 2013) pengembangan sensor impedansi, untuk mendeteksi partikel kolesterol, yang didasarkan pada perubahan dalam pengukuran impedansi pada media konduksi yang diberikan karena perubahan konsentrasi partikel. Makalah ini mengatasi masalah ini dengan mengadopsi strategi koagulasi partikel (agregasi) yang efektif dalam pemodelan finite element tanpa mempengaruhi akurasi komputasi lapangan secara signifikan.

Penelitian (Hartono et al., 2018) Menggunakan Biosensor Kapasitif Berdasarkan Film Tipis Polyvinylidene Fluoride (PVDF) untuk mendeteksi glukosa dengan biosensor kapasitif. Sensor bekerja berdasarkan perubahan muatan energi listrik yang dapat disimpan oleh sensor. Hasilnya menunjukkan bahwa biosensor kapasitif dapat diterapkan dengan baik untuk mendeteksi glukosa dan memberikan peluang untuk fabrikasi dengan berbiaya rendah dengan bahan PVDF.

Penelitian (S.V. Mahesh Kumar, R. Gunasundari, 2016) mengusulkan metode pemantauan kadar kolesterol non-invasive dengan menggunakan analisis citra mata. yang diperoleh dari subjek dengan kadar kolesterol normal / abnormal. Metode dengan menghitung nilai *Gray Level Mean* (GLM) dari deposisi lipid tersegmentasi. Model Regresi Deteksi Kolesterol (CDR) dibuat dengan menggunakan nilai GLM dari deposisi lipid di gambar mata masukan dan kadar kolesterol serumnya yang sesuai Proses evaluasi menunjukkan bahwa kinerja metode yang diusulkan lebih baik daripada metode deteksi kolesterol non-invasive yang ada.

Penelitian (Lu et al., 2020) pemantauan kadar kolesterol dengan menggunakan sensor *fiber optic surface plasmon resonance* (SPR) dengan

mengadopsi struktur reflektif dari film emas untuk membangkitkan SPR. Hasilnya bahwa pada konsentrasi kolesterol dari $0 \mu\text{M}$ – $0.05 \mu\text{M}$ terjadi pergeseran panjang gelombang secara linear dengan perubahan konsentrasi kolesterol pada sensitivitas yang tinggi sebesar $156.18 \text{ nm}/\mu\text{M}$, memiliki potensi diaplikasikan dalam bidang biomedik.

Penelitian (Rachim & Chung, 2019) mengembangkan sensor glukosa darah untuk sistem pemantauan glukosa darah non-invasive jangka panjang dengan menggunakan sinyal optic dari spektroskopi inframerah-dekat (Vis-NIR) melalui eksperimen in-vivo dengan 12 sukarelawan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa model yang dirancang dapat memperkirakan konsentrasi BG selama sehari yang dapat dilanjutkan pada hari berikutnya dengan performansi yang baik.

Penelitian yang dilakukan oleh (Haxha & Jhoja, 2016); Monitoring glukosa dengan optical sensor berbasis non invasive, sebuah studi tentang teknik pengukuran non invasive untuk menentukan tingkat glukosa dalam tubuh manusia berbasis spektroskopi. Jenis sensor yang digunakan adalah *Spektroskopi Near Infrared* Transmisi.

Pengukuran kolesterol darah *non invasive* dengan menggunakan sensor near infrared penelitian yang dilakukan oleh (Yusoff et al., 2016), berfokus pengukuran kolesterol *non invasive* dengan menggunakan Near Infrared (NIR) yang panjang gelombangnya lebih panjang dari cahaya tampak yang berada pada kisaran 700 nm - 1400 nm pada spektrum elektromagnetik.

Melanic.et.al, mengembangkan analisis citra untuk mendeteksi kadar kolesterol dengan analisa citra kulit normal dan kulit kaya kolesterol pada kulit kelopak mata, metode proses citra dengan kalibrasi image menggunakan white reflectance standard data, masking image dengan Algoritma *Spectral Angle Mapper* (SAM) menganalisa kulit normal dan kaya kolesterol dengan menggunakan Transformasi *Minimum Noise Fraction* (MNF), dengan R^2 0,573 analisa hanya pada kulit mata kiri (Milanič et al., 2015). Pemantauan kadar kolestserol *non invasive* dikembangkan oleh Shanker.et.al, dengan mengajukan metode deteksi kadar kolesterol menggunakan processing citra pada kulit tangan,

pengambilan gambar tangan bersamaan dilakukan dengan pengukuran kadar kolesterol *invasive*, citra tangan dikelola dengan tahapan pre processing, menentukan RGB dan menentukan nilai rata rata citra dengan algoritma mean untuk mengklasifikasi kadar kolesterol (Shanker, Ezhil, & Archana, 2012). Siddik et.al mendeteksi kadar kolesterol dengan citra mata menggunakan metode pengolahan citra mata melalui algoritma *Histogram of Oriented Gradients* (HOG) untuk ekstraksi tekstur dari citra dan *Artificial Neural Network*. (ANN) sebagai klasifikasi (Siddik, Novamizanti, & Ramatryana, 2019). Alternatif pemantauan kadar kolesterol di atas pada umumnya berfokus pada pengukuran total kadar kolesterol darah.

Pada penelitian ini mengajukan pengembangan deteksi kadar kolesterol dan glukosa dengan penerapan optik sensor menggunakan LED IR 940nm dan *Photodiode*, dan mengajukan metode pemantauan kadar kolesterol total dalam darah dengan menggunakan citra pada kulit tangan menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST) yang bertujuan memudahkan penderita *Hiperkolestroemia* dan diabetes melakukan pemantauan secara rutin. Penelitian ini diawali dengan tinjauan pustaka tentang pemantauan kadar kolesterol dan kadar glukosa dengan tidak melukai (*non-invasive*) yang tidak menggunakan sampel darah dari berbagai penelitian dan kondisi saat ini sehingga dapat diketahui cakupan dan fokus pada studi tersebut.

I.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan identifikasi masalah tersebut, perlu dirumuskan permasalahan yang ada untuk memberikan solusi dalam penyelesaian permasalahan tersebut. Rumusan masalah adalah,

1. Bagaimana mengembangkan model dengan memanfaatkan reflective optik sensor untuk mendeteksi kadar kolesterol dan glukosa darah menggunakan satu jenis sensor optik dengan LED IR panjang gelombang 940nm dan photodiode.

2. Bagaimana mengembangkan model untuk mendeteksi kadar kolesterol darah melalui citra kulit tangan dengan *gray level co-occurrence matrix* (GLCM) menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST).

I.3 Tujuan Penelitian

Sesuai dengan latar belakang permasalahan dan rumusan masalah yang ada, sehingga tujuan utama penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mengembangkan model untuk mendeteksi kadar kolestrol darah dengan teknik non invasive yang memanfaatkan sensor. Infra red panjang gelombang 940nm.
2. Mengembangkan model untuk mendeteksi kadar kolesterol dan glukosa darah dengan teknik non invasive menggunakan satu jenis sensor NIR dengan LED IR 940nm dan *photodiode*.
3. Mengembangkan teknik non invasive untuk mendeteksi kadar kolesterol dengan image processing melalui tekstur kulit tangan menggunakan *gray level co-occurrence matrix* (GLCM) dan Jaringan syaraf tiruan JST.

I.4 Batasan Masalah

1. Model teknik *non invasive* menggunakan sensor NIR dengan IR LED 940nm sebagai receiver dipasang pada ujung jari tangan yang diterapkan pada rentan usia 20 - 60 tahun pria dan wanita dan hanya untuk mendeteksi total kadar kolesterol darah
2. Model teknik *non invasive* menggunakan sensor NIR dengan IR LED 940nm dipasang pada pergelangan tangan yang diterapkan pada pria dan wanita dengan usia 20 – 60 tahun dan hanya untuk mendeteksi total kadar kolesterol dan glukosa darah
3. Model teknik *non invasive* dengan image processing citra kulit tangan melalui tekstur menggunakan GLCM dan JST pada usia 20 tahun ke atas pria dan wanita. Hanya untuk mendeteksi total kadar kolesterol darah

4. Validasi total kadar kolesterol dan glukosa darah prediksi dengan menggunakan statistik analisis antara lain koefisien korelasi (R), *square error prediction* (SEP), *root mean square error* (RMSE), *analysis varian* (ANOVA), Uji-T dan *Clarke -Error Grid Analysis* (C-EGA) akurasi secara klinis.

I.5 Manfaat Penelitian

Berdasarkan latar belakang permasalahan dan rumusan masalah dan tujuan penelitian tersebut diatas, diharapkan dari hasil penelitian ini dapat memberikan manfaat yang sebesar besarnya pada dunia kesehatan, masyarakat pada umumnya dan khususnya bagi para peneliti dibidang biomedik dan elektromedik yang berhubungan teknologi kesehatan. Manfaat penelitian ini sebagai berikut:

1. Teoritis

Diharapkan dapat memberikan kontribusi untuk pengembangan ilmu pengetahuan pada ruang lingkup teknologi peralatan Kesehatan khususnya dalam bidang teknik elektro medis dan teknik biomedik

2. Praktis

- a) Menjadi sumber rujukan bagi peneliti lainnya yang tertarik untuk meneliti peralatan Kesehatan khususnya yang berhubungan dengan teknologi elektro medik dan biomedik
- b) Menjadi sumber acuan bagi masyarakat yang bergerak dibidang teknik elektro medik untuk dapat menentukan kebijakan yang terkait dengan pengembangan peralatan Kesehatan khususnya peralatan non invasive.

I.6 Ruang Lingkup Penelitian

Pada penelitian ini dibatasi pada masalah penggunaan sensor untuk memantau kadar glukosa dan kolesterol darah non-invasive dengan ruang lingkup sebagai berikut:

1. Mendeteksi kadar kolesterol dan glukosa darah dengan menggunakan sensor optic jenis reflective yang terdiri dari LED IR 940 nm dan photodiode yang dipasang pada ujung jari dan pergelangan tangan. yang menghasilkan model persamaan matematika untuk memprediksi kadar kolesterol dan glukosa darah non-invasive
2. Mendeteksi kadar kolesterol darah non-invasive melalui proses imaging kulit tangan dengan menggunakan metode gray level co-occurrence matrix (GLCM) dan algoritma backpropagation dengan jaringan syaraf tiruan.

I.7 Penelitian Terkait

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan suatu solusi dan kontribusi yang lebih efektif dan efisien dalam dunia kesehatan masyarakat. Mengingat sangat penting menurunkan tingkat prevalensi penyakit diabetes dan penyakit tidak menular (PTM) lainnya seperti kolesterol, yang saat ini Indonesia peringkat 7 setelah China dan jumlah penderita diabetes terbesar di Asia Tenggara.

Kontribusi sama yang telah dilaksanakan oleh para peneliti lainnya adalah sebagai berikut:

1. Peneliti (Choi et al., 2015) menyajikan sebuah desain sensor pemantau glukosa darah *non invasive* yang kontinyu. Dengan mengembangkan sensor yang terdiri dari dua resonator cincin split dan dipisahkan secara spasial, di mana seseorang berinteraksi dengan perubahan tingkat glukosa sampel yang diuji sementara cincin lainnya digunakan sebagai referensi. Efek dari interferensi endogen yang umum terjadi pada semua subjek, yaitu, gula umum, vitamin (asam askorbat), dan metabolit (asam urat) juga telah diteliti. Dari uji interferensi, ditunjukkan bahwa perubahan respon sensor didominasi oleh perubahan tingkat glukosa untuk konsentrasi yang relevan dengan darah, dan efek interferensi dapat diabaikan.
2. Peneliti (Yusoff et al., 2016), penelitian ini berfokus pada metode sederhana non invasive untuk mengukur kolesterol darah menggunakan sensor cahaya *Near Infrared* (NIR) yang panjang gelombangnya lebih panjang dari cahaya

tampak yang berada pada kisaran 700 nm-1400 nm pada spektrum elektromagnetik. Metode yang dikembangkan dengan sistem analisis darah non invasive dengan menerangi darah dalam jaringan, seperti kulit, dengan berbagai panjang gelombang, Kadar kolesterol dapat diukur dalam aliran darah yang bersirkulasi dalam suatu subjek, pada absorbansi cahaya pada sekitar $1720 \text{ nm} \pm 15 \text{ nm}$, atau sekitar $2300 \text{ nm} \pm 15$. Perangkat keras untuk desain sirkuit dengan sensor NIR dan pelindung keypad LCD. Sementara mikrokontroler memiliki komponen software yang terdiri dari aliran operasional.

3. Peneliti (Cherkasova et al., 2016) melakukan pemantauan glukosa darah dengan *non invasive* pada rentang frekuensi terahertz. Dimana Sifat optik kulit manusia dipelajari secara *in vivo* menggunakan spektroskopi dengan domain terahertz (THz). Untuk *attenuated total internal reflection* (ATR) dengan menggunakan prisma silikon Dowe. Metode ini melakukan pengukuran pada enam sukarelawan dengan konsentrasi glukosa darah normal dan dalam keadaan sehat untuk mengambil standar sebagai pembanding. Spektrum ATR kulit manusia diukur secara berurutan pada 0-90 menit setelah pemberian asupan glukosa. Variasi spektrum ATR pada kulit manusia berkorelasi dengan perubahan kadar glukosa darah. Pada saat amplitudo sinyal ATR pada kulit manusia meningkat tetapi fase menurun ketika konsentrasi glukosa dalam darah naik di atas tingkat normal. Hasil kami menunjukkan kemungkinan pengukuran kadar glukosa darah non invasive dapat dilakukan.
4. Peneliti (Haxha & Jhoja, 2016), menjelaskan sebuah studi tentang teknik pengukuran non invasive untuk menentukan tingkat glukosa dalam tubuh manusia, dengan pemantauan glukosa non invasive berbasis spektroskopi untuk mengukur konsentrasi glukosa. Spektroskopi Near Infrared Transmisi yang digunakan pada metode penelitian tersebut. Spektrum NIR beroperasi pada panjang gelombang berkisar antara 750-2500 nm. Rumus molekul untuk molekul glukosa adalah $\text{C}_6\text{H}_{12}\text{O}_6$, yang terdiri dari ikatan C-H, O-H dan C = O. Kehadiran ikatan ini menyebabkan penyerapan cahaya NIR dalam darah atau cairan tubuh manusia lainnya. Output sensor dikumpulkan dan dikonversi

menggunakan modul *Analog to Digital Converter* (ADC). kemudian data disaring (menghilangkan noise dari data) dan nilai absorbansi serta konsentrasi dihitung dengan menggunakan algoritma pengolahan data. Hukum Beer-Lambert adalah gabungan dua hukum - hukum, yang dikombinasikan untuk membentuk model matematis untuk mengungkapkan bagaimana cahaya diserap oleh materi; (a) intensitas cahaya yang dipancarkan berkurang secara eksponensial karena konsentrasi zat dalam larutan meningkat, dan (b) intensitas cahaya yang dipancarkan berkurang secara eksponensial karena jarak yang ditempuh melalui zat meningkat. Fungsi pengganda multiplier yang diimplementasikan bertujuan untuk mengambil nilai perhitungan sebelumnya sebagai acuan untuk membandingkan dataset yang baru. Pengganda diekstraksi dan data diurai ke LabVIEW menggunakan modul LabView Interface untuk modul Arduino (LIFA) yang kemudian ditampilkan pada widget chart.

5. Peneliti (Chen et al., 2017) tinjauan ini berfokus terutama pada kemajuan dalam pengembangan teknologi continuous glucose monitoring CGM, yang secara khusus berfokus pada sensor glukosa elektrokimia implan subkutan. Metode deteksi glukosa yang dinamis pada umumnya menggunakan sensor kecil yang diselipkan dalam kulit dan jaga untuk jangka waktu tertentu dalam kontak dengan cairan interstisial, metode invasive. Elektroda enzimatik menggunakan enzim untuk mengkatalisis reaksi reduksi-oksidasi (redoks), dan pergerakan elektron yang dapat menghasilkan arus atau voltase dan bergantung pada konsentrasi yang dapat diukur dengan elektroda. Elektroda yang sering digunakan untuk teknologi sensor *invasive* meliputi *mikrodialisis*, *mikropor*, *microneedles*, *elektroda amperometric subkutan*, dan perangkat *implan intravena*.
6. Peneliti (Pandey et al., 2017) pemantauan glukosa darah dengan Spektroskopi Raman. Pendekatan penginderaan lebih baik dengan teknologi optik telah muncul sebagai alat yang menarik bagi para periset yang berusaha memanfaatkan kontras endogen glukosa, terutama sifat penyerapan, hamburan, dan polarisasi nya. Spektroskopi getaran, terutama hamburan

Raman spontan, menunjukkan keberhasilan yang substansial karena molekularnya yang khusus dan indah serta sedikit gangguan air dalam profil spektral yang diperoleh dari matriks jaringan darah. Metodologi yang baru dikembangkan dengan membahas tantangan utama untuk mengukur glukosa darah secara akurat dengan menggunakan spektroskopi Raman dan membuka prospek baru untuk diterjemahkan ke pengukuran non invasive yang berkelanjutan pada orang dengan diabetes. Pemodelan perpindahan massa ke dalam algoritma chemometric yang tidak hanya membahas kelambatan fisiologis antara glukosa darah aktual dan nilai glukosa cairan interstisial yang diukur tetapi juga menawarkan alat yang hebat untuk pengukuran hipoglikemia prediktif. Temuan ini dikembangkan oleh hasil studi toleransi glukosa terkini pada subyek manusia, yang juga mengisyaratkan perlunya merancang model kalibrasi nonlinier yang dapat menjelaskan variasi subjek-ke-subjek pada tingkat heterogenitas dan hematokrit kulit.

I.8 State of the Art Penelitian

Tabel 1 State of the Art Penelitian

| No | Peneliti dan Tahun | Judul Penelitian | Pokok Permasalahan | Metode (solusi Masalah) | Korelasi dengan Usulan Penelitian |
|----|------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| 1 | (E. Aristovich & Khan, 2013) | <i>Non-invasive measurement of cholesterol in human blood by impedance technique: an investigation by 2D finite element field modelling.</i> | Pengembangan model dan perhitungan distribusi medan listrik antara dua elektroda untuk menentukan kadar kolesterol darah non-invasif yang didasarkan perubahan impedansi antara kedua elektroda yang terjadi akibat perubahan konsentrasi partikel. | Menggunakan finite element model (FEM) 2D untuk mendeskripsikan medan arus dan potensial elektroda. Studi pemodelan matematis menggunakan software COSMOL. | Pengukuran Kolesterol darah dengan teknik non-invasif. |
| 2 | (Mohktar et al., 2013) | <i>Non-Invasive Approach to predict the cholesterol level in blood using bioimpedance and neural network techniques.</i> | Teknik bioimpedansi dan jaringan saraf tiruan (JST) untuk menentukan total kadar kolesterol darah dengan pendekatan non-invasif melalui enam parameter antara lain usia, indeks massa tubuh (IMT), kapasitansi tubuh, | Menggunakan teknik Bioelektrik impedansi analisis (BIA) dengan analisis regresi logistic dan Jaringan Syaraf Tiruan (JST) yang terdiri empat JST yaitu 1. Gradien momentum | Pengukuran Kolesterol darah dengan teknik non-invasif |

| | | | | | |
|----------|--------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|
| | | | laju metabolisme basal, massa ekstraseluler dan massa tubuh tanpa lemak. | 2. The Resilient 3. Gradien Konjugasi berskala 4. Levenberg Marquardt. | |
| 3 | (Bandodkar et al., 2015) | <i>Tattoo-Based Non invasive Glucose Monitoring: A proof Of Concept</i> | Pemantauan glukosa non-invasif berbasis tato yang pasang pada kulit menggunakan biosensor amperometri dengan operasi ionofor etik terbalik | Membuat sensor tato terdiri dari sepasang elektroda iontophoresis terbalik | Mendeteksi glukosa darah dengan non invasive. |
| 4 | (Mathews et al., 2016) | <i>A Fiber Optic Biosensor for the Detection of cholesterol levels based on Chitosan coated long period grating</i> | Dalam tiga dekade banyak penelitian yang menghubungkan antara peningkatan kadar kolesterol dengan penyakit kardiovaskular, arterosklerosis dan hipertensi, sehingga pengendalian kolesterol sangat penting. Penelitian ini mengusulkan pengembangan biosensor sensor Long Period Grating (LPG) dengan lapisan chitosan | Menggunakan analisis spektrum optik (OSA) (Yokogawa-AQ6319) dan sumber cahaya putih (Yokogawa-AQ4305) | Mendeteksi Kolesterol darah dengan min invasive |

| | | | | | |
|---|-------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|
| 5 | (S.V. Mahesh Kumar, R. Gunasundari, 2016) | <i>Non-Invasive Measurement of Cholesterol Levels Using Eye Image Analysis</i> | Kebutuhan alat untuk memantau kadar kolesterol non invasive dari berbagai bagian tubuh manusia. Penelitian ini mengusulkan pengukuran kadar kolesterol non invasive dengan menggunakan gambar mata yang diperoleh dari kolesterol normal dan tidak normal yang didokumentasikan untuk dianalisis. | <p>Metode penelitian</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Data collection; mengumpulkan gambar mata dan data kolesterol normal dan tidak normal pada partisipan yang berpuasa 2. Pre Processing; yang difokuskan pada penghapusan masalah refleksi specular pada citra mata. 3. Lipid detection; dilakukan dengan 2 tahap; <ol style="list-style-type: none"> a. Mendeteksi batas iris luar b. Melakukan segmentasi pada daerah iris dan pupil. 4. Membuat Cholesterol Detection Regresi (CDR) model untuk menghitung nilai Gray level mean (GLM). | Mendeteksi Kolesterol darah dengan non-invasive |
|---|-------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|

| | | | | | |
|---|------------------------|--------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| 6 | (Milanič et al., 2015) | <i>Hyperspectral imaging for detection of cholesterol in human skin.</i> | Teknik pencitraan optic memiliki potensi untuk pemantauan hiperkolesterolemia. Penelitian ini mengajukan metode pencitraan hiperspektral dalam mengidentifikasi karakteristik spektral dan spasial untuk membantu mendeteksi penderita hiperkolesterolemia pada kulit wajah | Metode penelitian 1. Study literature; melakukan identifikasi morfologi dan fisiologi dengan model realistic dan <i>simulacion Monte Carlo</i> . 2. <i>Transformasi Minimum Noise Fraction</i> (MNF) digunakan untuk menganalisa kulit normal dan kulit kaya kolesterol 3. Verifikasi dengan melakukan studi klinis pada relawan dengan kolesterol normal dan tinggi. | Mendeteksi Kolesterol darah dengan non-invasive. |
| 7 | (Saur et al., 2014) | <i>Accuracy of a Novel Non invasive Transducermal Continuous Glucose</i> | Pengukuran glukosa darah pada pasien kritis yang terputus-putus, sehingga dapat melewati episode hiper dan hipoglikemia. Tujuan dari penelitian ini adalah | Akurasi data CGM yang secara retrospektif dibandingkan dengan nilai BG acuan ditentukan dengan menggunakan analisis grid | Analisis keakuratan hasil pengukuran glukosa non-invasive dengan Error Grid Analysis. |

| | | | | |
|---|------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|
| | <i>Monitor in Critically III Patients</i> | untuk mengetahui keakuratan monitor glukosa Symphony® continuous glukosa (CGM) pada pasien bedah jantung kritis. | glukosa-error grid (CG-EGA) dan mean absolute relative difference (MARD). | |
| 8 | (Buda & Addi, 2014) <i>A portable non-invasive blood glucose monitoring device</i> | Pemantauan glukosa darah sangat penting terutama pasien diabetes untuk menentukan dosis insulin dan untuk memastikan kadar glukosa dalam keadaan normal. penelitian ini mengembangkan alat pemantau glukosa portable dengan memanfaatkan sensor near infra merah dengan pendekatan teknik non invasive. | Percobaan dengan in vitro dan in vivo untuk menentukan keandalan alat dengan metode 1. Mengimplementasikan perangkat keras dengan mendesain sensor dan perangkat sistem kontrol 2. Mengembangkan software untuk program algoritma untuk mikrokontroler arduino uno 3. Pengujian alat dengan membandingkan hasil pengukuran invasive dan non invasive | Mendeteksi Glukosa darah dengan teknik non- invasive. dengan sensor near infrared (NIR) |

| | | | | | |
|----|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|
| 9 | (Yadav et al., 2015) | <i>Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy</i> | Diabetes dapat dicegah dengan pemantauan glukosa secara rutin untuk menjaga kadar glukosa pada kisaran normal. Pemantauan teknik invasive nyaman, menyakitkan dan tidak ekonomis. Penelitian ini memberikan gambaran prospect pemantauan kadar glukosa darah dengan teknik non-invasive dengan fokus pada sensor Near Infrared spectroscopy dengan mendemonstrasikan pada prospek, tantangan teknis dan batasan pengukuran glukosa non-invasive dengan sensor NIRS. | Memperkenalkan metode pengukuran glukosa dengan teknik non-invasive dengan sensor spectroscopy. 1. Raman Spectroscopy 2. Polarimetry 3. Optical Coherence tomography 4. Photoacoustic Spectroscopy 5. Impedance Spectroscopy 6. Mid-infrared Spectroscopy 7. Near Infrared spectroscopy | Gambaran alat pemantau Glukosa darah dengan teknik non invasive. Dengan sensor spectroscopy. |
| 10 | (Caduff et al., 2015) | <i>The effect of a Global, Subject, and Device – Specific Model on a Non-invasive Glucose</i> | Mempelajari pengaruh perangkat yang berbeda pada pasien yang sama untuk sinyal dan pemodelan data pengukuran pada sistem pemantauan kadar glukosa dengan | Analisis, global (berlaku untuk populasi pasien), pribadi (d disesuaikan dengan pasien tertentu), dan model regresi | Mendeteksi glukosa darah dengan non invasive, dengan multi sensor dan didasarkan pada |

| | | | | |
|----|--------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|
| | <i>Monitoring Multi sensor System</i> | teknik <i>non invasive</i> pada pasien diabetes tipe 1. Menggunakan mullti sensor yang mencakup beberapa sensor untuk pemantauan biofisik kulit dan jaringan dasar yang terintegrasi pada satu substrat | linier berganda beberapa perangkat diturunkan. Algoritma, yang didasarkan pada model dan parameterisasi yang diturunkan secara statistic, model regresi multivariat dikembangkan berdasarkan data yang diukur | algoritma dengan model regresi multivariat |
| 11 | (Shih et al., 2015) <i>Non invasive Glucose Sensing by Transcutaneous Raman Spectroscopy.</i> | Pendeteksian glukosa darah dengan <i>non invasive</i> melalui pengembangan sistem <i>spektroskopi Raman transcutaneous</i> dan algoritma analisis Instrumen dan algoritma diuji dalam studi praklinis dengan menggunakan anjing sebagai model percobaan. | Sensor optic NIR <i>spektroskopi Raman transcutaneous</i> dengan kalkulasi menggunakan <i>curvature correction algorithm</i> | Mendeteksi glukosa darah dengan <i>non invasive</i> dengan optic sensor NIR Raman Spectroscopy. |
| 12 | (Haungjae Choi et.al 2015) <i>Design and In Vitro Interference Test of Microwave Non-</i> | Pemeriksaan Glukosa darah yang <i>invasive</i> dengan menusuk jari pada pemeriksaan rutin misalnya | Mendsain <i>Double Split-Ring Resonators</i> dengan 3-D structure sensor based on | Mendeteksi glukosa darah dengan <i>non</i> |

| | | | | | |
|-----------|-------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|
| | | <i>invasive Blood Glucose Monitoring Sensor.</i> | pada pasien Tipe I dan juga masalah bagi beberapa kelompok pasien seperti pada anak dan bayi. pada penelitian ini diusulkan sistem non invasive dengan dua resonator cincin terpisah | discrete double split-ring resonators, menggunakan vector network analyzer (VNA) controlled by a PC by using LabVIEW | invasive tetapi tidak portable. |
| 13 | (I.M.M Yusoff, et, al 2015) | <i>Non invasive Cholesterol Meter Using Near Infrared Sensor</i> | Pemantauan kadar kolesterol darah dengan menggunakan sensor optik Near Infrared (NIR) yang panjang gelombangnya lebih panjang dari cahaya tampak yang berada di kisaran 700 nm-1400 nm pada spektrum elektromagnetik | Metode pengukuran dengan sensor optik NIR dengan Fotodioda ThorLabs FGA I0 panjang gelombang elektromagnetik antara 800 nm hingga 1800 nm Modul digunakan Mikrokontroler Arduino | Mendeteksi kolesterol dengan non invasive menggunakan NIR sensor |
| 14 | (Balachander & Shankar, 2018) | <i>Non-Invasive Blood Glucose Analysis Based On Galvanic Skin Response For Diabetic Patients</i> | Pengukuran glukosa pada penderita diabetes setiap hari tidak nyaman karena harus mengambil sampel darah, sehingga dikembangkan teknik pemantauan glukosa non invasive untuk | Material GSR menggunakan elektroda dan step down trafo untuk menurunkan tegangan dari 230V ke 12V dan 5V dan mikrokontroler. | Mendeteksi Glukosa dengan <i>non invasive</i> dengan statistical analysis t-test dan ANOVA. |

| | | | | | |
|----|---------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------|
| | | <p>mengatasi masalah tersebut. Penelitian ini bertujuan untuk:</p> <p>a) menghubungkan resistansi kulit berdasarkan Galvanic skin response (GSR) dan kadar glukosa DM dan non-DM</p> <p>b) menentukan nilai glukosa darah sesuai tegangan dan resistansi GSR dengan regresi linear secara bertahap.</p> | <p>Data pengujian dari 50 pasien diabetes dan 50 non diabetes, dengan mengukur kadar glukosa <i>invasive</i> dengan alat Accu Check dan mengukur tegangan dengan elektroda GSR,</p> <p>Data dianalisis dengan statistical menggunakan SPSS dengan t-test dan ANOVA oneway analysis</p> | | |
| 15 | (Dewi et al., 2017) | <p><i>Kansei Engineering Approach for Designing A Self Monitoring Blood Glucose Application</i></p> | <p>Merancang aplikasi pemantauan kadar glukosa darah untuk memenuhi kebutuhan penderita diabetes dengan self-monitoring blood glucose program (SMBG) karena beberapa kesulitan, termasuk kesulitan menafsirkan kadar glukosa darah dan konsumsi makanan yang dibutuhkan.</p> | <p>Analisis statistik - terutama Analisis Faktor dan Analisis Kuadrat Parsial Sedikit - digunakan untuk mendukung metode Kansei Engineering. Pengembangan KE, dengan Metode QFD, CA dan VoC</p> | <p>Aplikasi berbasis Android SMBG</p> |

| | | | | | |
|----|---------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 16 | (Ding & Schumacher, 2016) | <i>Sensor Monitoring of Physical Activity to Improve Glucose Management in Diabetes Patient: A Review.</i> | Penderita diabetes perlu mengontrol konsentrasi glukosa darah secara ketat. metode telah dikembangkan untuk tujuan tersebut, seperti menusuk ujung jari atau continuous glucose monitoring system (CGMs). Namun, kelemahan invasive. dan, CGM memiliki akurasi yang terbatas, terutama untuk mendeteksi hipoglikemia. Penelitian berfokus pada sensor non-invasive dengan menggunakan parameter fisiologis berhubungan dengan latihan fisik memperbaiki pemantauan glukosa pada pasien diabetes tipe 1 (T1DM). | Data dari biosensor diproses dan diintegrasikan algoritma pertama yang mendefinisikan konteks (latihan versus tidak berolahraga) dan kemudian model regresi yang memberikan perkiraan tingkat glukosa untuk konteks yang telah ditentukan sebelumnya. Kualitas model sesuai dinilai melalui validasi silang k-fold untuk melatih model/. | Mendeteksi glukosa darah dengan non invasive dengan biosensor, algoritma tingkat pertama, model regresi validasi dengan Silang K-Fold. |
| 17 | (Rodbard, 2016) | <i>Continuous Glucose Monitoring: A Review</i> | Pemantauan glukosa secara terus-menerus dengan program CGM | Perbandingan Real-Time Continuous Glucose Monitoring | Pemanfaatan sensor |

| | | | | | |
|-----------|----------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------|
| | <i>of Successes, Challenges and Opportunities.</i> | yang dapat memberi informasi, pada penderita diabetes, Meski CGM mengalami kemajuan yang luar biasa, dengan CGM yang hubungkan pompa insulin dengan suspensi insulin secara otomatis | (CGM) dan Analisis Profesional Masked Data CGM Perbandingan Penggunaan sensor | | |
| 18 | (Cherkasova et al., 2016) | <i>Non invasive blood glucose monitoring in the terahertz frequency range</i> | Pemantauan kadar glukosa darah yang akurat dan efisien sangat penting dalam pengelolaan klinis dari banyak kondisi patologis pada populasi manusia, Terahertz time-domain spectroscopy (THz-TDS) belum menemukan aplikasi yang luas di bidang ini. Sehingga dapat dikembangkan melalui sifat optik kulit manusia yang dipelajari secara in vivo menggunakan spektroskopi domain terahertz (THz) | Menggunakan radiasi laser Ti:safir dengan panjang gelombang 790 nm dan durasi pulsa 90 fs dengan daya rata-rata 1 w. Dengan metode refleksi internal dan dibandingkan dengan refleksi konvensional, amplitudo ATR | Mendeteksi glukosa darah dengan non invasive |

| | | | | |
|-----------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>19 (Ascaso, 2016)</p> | <p><i>Non invasive Continuous Monitoring of Tear Glucose Using Glucose Sensing Contact Lenses.</i></p> | <p>Mengkaji sistem pemantauan glukosa air mata dengan teknologi pemantauan glikemik fisiologis secara kontinyu dengan memanfaatkan sensor berbasis kontak lensa yang dikomunikasikan dengan smartphone dan komputer</p> | <p>Tear Glucose Monitoring by Electrochemical Determination Method Tear Glucose Monitoring by Spectral Determination Method</p> | <p>Mendeteksi glukosa darah dengan non invasive penggunaan biosensor dan kontak lensa.</p> |
| <p>20 (Shyqyri Haxha dan Jaspreet Jhoja, 2016)</p> | <p><i>Optical Based Non invasive Glucose Monitoring Sensor Prototype</i></p> | <p>Penyakit jantung dan ginjal, yang disebabkan oleh diabetes, meningkat pada tingkat yang mengkhawatirkan. Penelitian ini melaporkan sistem pemantauan glukosa non-invasive berbasis spektroskopi untuk mengukur konsentrasi glukosa darah. Spektroskopi transmisi dekat inframerah (NIR) digunakan dan percobaan in vitro dilakukan, serta in vivo.</p> | <p>Prototype dengan; Eksperimen mengkonfirmasi korelasi antara tegangan keluaran sensor dan tingkat konsentrasi glukosa darah. Formulasi matematis dari metode untuk perhitungan absorbansi sampel dari konsentrasi dan ketebalan sampel oleh The Beer-Lambert Law</p> | <p>Mendeteksi glukosa darah dengan non invasive penggunaan Optic sensor (NIR) dan interface dengan Smartphone</p> |

| | | | LabView Interface for Arduino (LIFA) module | | |
|-----------|---------------------------|---------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|
| 21 | (Cheng Chen et, al, 2017) | <i>Current and Emerging Technology for Countinuous Glucose Monitoring</i> | Mengembangkan teknologi sistem continuous glucose monitoring (CGM) dengan sensor glukosa elektrokimia implant subkutan yang bertujuan untuk membrikasi sistem CGM berbasis biosensor dengan teknik mini invasive dan non-invasive, | Raman spectroscopy, Near-infrared (NIR) spectroscopy, polarimetry, photo acoustic probes, fluorescence Methods, biosensors, | Non-invasive dengan biosensor non-enzimatik. |
| 22 | (Pandey et al., 2017) | <i>Non invasive Monitoring of Blood Glucose With Raman Spectroscopy.</i> | Membahas tentang tantangan utama akurasi pengukuran kadar glukosa darah yang menggunakan spektroskopi raman merupakan prospek baru pengukuran non-invasive secara kontinyu bagi penderita diabetes yang berfokus pada sinyal penyusun darah melalui rancangan geometri | Model pemindahan massa ke algoritma chemometric, Kalibrasi secara linear dengan principal component regression (PCR) dan partial least-square (PLS). Kalibrasi dengan non linear menggunakan support vector machine (SVM). | Pengukuran kadar glukosa darah non invasive, SVM nonlinear untuk kalibrasi. |

| | | | | | |
|----|---------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| | | | dengan mengumpulkan eksitasi dan metode modulasi jaringan | | |
| 23 | (Emaminejad et al., 2017) | <i>Autonomous Sweat Extraction and analysis applied to cystic fibrosis and glucose monitoring using a fully integrated wearable platform</i> | Inheren pada keringat individu tidak dapat diperoleh volume besar ($\geq 10 \mu\text{L}$) untuk bahan analisis sehingga menyulitkan proses pemantauan dengan non-invasif yang membutuhkan sampel. Dengan merancang miniatur dan program iontophoresis yang diperkuat secara elektrokimia dengan platform penginderaan yang didemonstrasikan untuk ekstraksi keringat periodic dan analisis situ. | Membuat elemen elektroda Iontophoresis dengan elektrokimia Metode analisis on-demand dan in situ | Pengukuran kadar glukosa darah non invasif |
| 24 | (Hartono et al., 2018) | <i>Glucose Sensing Using Capacitive Biosensor Based on Polyvinylidene Fluoride Thin Film</i> | Pemantauan glukosa menggunakan biosensor kapasitif yang dibuat dari bahan polyvinylidena fluorida (PVDF) dengan bentuk film yang terpasang antara dua elektroda (perak). | Membuat Film PVDF dengan teknik deep coating. Dari hasil Karakteristik Spektroskopi inframerah Transformasi Fourier (FTIR) dan Difraksi Sinar-X (XRD) di analisis. | Pengukuran glukosa darah dengan teknik mini invasif. |

| | | | | | |
|----|----------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| 25 | (V. Oncescu, 2013) | <i>Cholesterol Testing on a smartphone</i> | <p>Pemantauan kadar kolesterol darah pada umumnya menggunakan strip untuk media pembacaan kuantitatif sampel darah dengan biaya mahal. Untuk mengatasi masalah tersebut dikembangkan aplikasi pemantauan kadar kolesterol pada smartphone dengan memanfaatkan kamera dan lampu smartphone sebagai sensor</p> | <p>Mengembangkan kurva kalibrasi yang menghubungkan kolesterol dengan representasi silinder silinder HSL (Hue Saturation Lightness) dari nilai warna RGB (Red Green Blue). di pusat strip tes kolesterol.</p> | <p>Pengukuran kadar Kolesterol darah mini invasive</p> |
| 26 | (Huang et al., 2017) | <i>A temperature triggered fiber optic biosensor based on hydrogel magnetic immobilized enzyme complex for sequential determination of</i> | <p>Mengembangkan sensor serat optic untuk biosensor digunakan untuk mendeteksi kadar kolesterol dan glukosa darah berdasarkan poli (N-isopropylacrylamide), co-akrilamida) (P-(.NIPAAm, co-AAm)), kompleks oksidasi glukosa imobilisasi kronis (GIM)</p> | <p>Pemanfaatan biosensor dengan Sistem pendeteksian penguat pengunci, LED panjang gelombang eksitasi 416 nm sebagai sumber cahaya, kepala sensor dengan membran penginderaan oksigen,</p> | <p>Pemantauan kolesterol dan glukosa darah dengan teknik mini invasive</p> |

| | | | |
|-----------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| | <i>cholesterol and glucose.</i> | dan oksidasi kolesterol imobilisasi kronis (COD) | pengontrol suhu, dan komputer untuk pemrosesan data. |
| 27 (Ali et al., 2017) | <i>Novel Approach to Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Based on Transmittance and Refraction of Visible Laser Light</i> | Pada umumnya pemantauan kadar glukosa dengan teknik invasive yang menyakitkan dan biaya mahal. Karena memantau glukosa darah secara rutin sangat penting untuk menghindari diabetes. Pengembangan sensor dengan memanfaatkan sinar laser merah dengan panjang gelombang 650 nm untuk RL-BGM dengan tiga keunggulan dibanding dengan NIR, yaitu memiliki transmisi 30 kali lebih baik pada jaringan manusia, lebih sensitif pada variasi glukosa dan memiliki linearitas yang lebih tinggi | Merancang perangkat alat pemantau RL- BGM dan dilakukan pengujian dengan kasus in vitro dan in vivo dengan beberapa kali pengujian. Metode Analisis dengan berdasarkan pada hukum Snall's, dan Clarke-EGA digunakan untuk menentukan akurasi secara klinis. Pemantauan glukosa darah dengan teknik non invasive dengan sensor optic. |

| | | | | |
|------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| 28 (Mathews et al., 2016) | <i>A fiber optic biosensor for the detection of cholesterol levels based on chitosan coated long period grating</i> | <p>Penelitian telah mengungkapkan hubungan antara peningkatan konsentrasi kolesterol dan terjadinya penyakit kardiovaskular, Oleh karena itu, deteksi dan pengendalian kolesterol sangat penting, pengembangan sensor kolesterol sederhana, murah, langsung dan real-time terus berlanjut, karena metode tradisional untuk pengukuran kolesterol memerlukan analisis laboratorium yang lebih mahal. biosensor kolesterol yang memanfaatkan sensitivitas LPG dilapisi chitosan untuk menguji konsentrasi larutan sampel kolesterol.</p> | <p>Mengembangkan biosensor LPG dilapisi dengan Chitosan Mengukur dengan optical spectrum analyzer (OSA) (Yokogawa-AQ6319) dan white-light source (Yokogawa-AQ4305)</p> | <p>Pemantauan kolesterol darah dengan mini invasive</p> |
| 29 (Al-Rawhani et al., 2017) | <i>A colorimetric CMOS based platform for</i> | <p>Salah satu metode pengukuran kolesterol darah manusia dengan</p> | <p>Design Software versi 5.10, dan dibuat dengan proses CMOS</p> | <p>Pengukuran kolesterol darah</p> |

| | | | | |
|----|------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| | <i>rapid total serum cholesterol quantification.</i> | test enzim menggunakan media optic melalui spektrofotometer alat ini penggunaannya terbatas di laboratorium. Oleh karena itu dikembangkan alat pendeteksi kolesterol yang didasarkan pada proses complementary metal oxide semiconductor (CMOS) menggunakan photodiode array and an off-the-shelf light emitting diode (LED). Untuk mengkuantifikasi total kolesterol dalam darah. | AMS 0,35 μm yang disediakan oleh sistem mikro Austria. Chip ini menggabungkan array fotodiode 16x16 dengan rangkaian pengalaman dan pembacaan yang terintegrasi. Pembacaan ditransfer oleh universal serial bus (USB) ke program LabVIEW berbasis komputer, di mana data tersebut diproses dan dianalisis. | dengan teknik mini invasive |
| 30 | (Milanič et al., 2015) <i>Hyperspectral imaging for detection of cholesterol in human skin</i> | Hiperkolesterolemia ditandai dengan tingginya kadar kolesterol dalam darah dan dikaitkan dengan peningkatan risiko aterosklerosis dan penyakit jantung koroner. penelitian ini bertujuan untuk mengidentifikasi karakteristik | Simulasi Monte Carlo digunakan untuk mendapatkan gambar hyperspectral. Berdasarkan optimalisasi simulasi panjang gelombang untuk diferensiasi antara kulit normal dan banyak kolesterol | Pemantauan kolesterol darah dengan non invasive, melalui teknik pencitraan optic, |

| | | | | | |
|----|------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
| | | spektral dan spasial yang dapat membantu identifikasi hiperkolesterolemia pada kulit wajah dengan teknik pencitraan optic. | diidentifikasi. <i>Noise Fraction transformation</i> (MNF) digunakan untuk analisis. Algoritma MNF diimplementasikan dalam MATLAB 2014a (MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) | | |
| 31 | (Karpova et al., 2019) | <i>Non invasive Diabetes Monitoring through Continuous Analysis of Sweat Using Flow-Through Glucose Biosensor</i> | Mengembangkan metode pemantauan glukosa darah dengan keringat murni yang diekskresi melalui biosensor glukosa. Biosensor yang digunakan Prussian Blue dan glukosa oksidase yang dialirkan dalam perfluorosulfonatedionomer atau gel alkoxysilane. Perubahan glukosa keringat, terekam melalui biosensor dan kadar glukosa darah dipantau secara real time | Eksperimen dilakukan dengan menggunakan material Millipore Air milli-Q. Semua garam anorganik, ionomer <i>perfluorosulfonate</i> MF4 SK (Nafion analog), pelarut organik, dan hidrogen peroksida (larutan 30%), <i>Pilocarpine</i> (1% solution) dan Glucose oxidase (EC 1.1.3.4) from <i>Aspergillus niger</i> (type VII, lyophilized powder, activity 200 IU) | Pemantauan glukosa darah dengan teknik mini invasive. |

| | | | |
|-----------|---------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| | | | Pengukuran Voltammetry, amperometry dilakukan dengan menggunakan PalmSens 3 potentiostat dan untuk mendeteksi glukosa darah menggunakan Eco Basic. Analisis Pearson digunakan untuk menentukan korelasi sebelum dan sesudah testing |
| 32 | (Umar et al., 2020) | <i>Development Reflective Optical Sensor for Blood Cholesterol Measurement Using LED Infrared 940 nm</i> | Pengembangan dan penelitian pemantauan kadar kolesterol saat ini pada umumnya menggunakan metode mini invasive dengan menggunakan biosensor dan masih mengambil setetes darah untuk sampel. Penelitian ini menggunakan metode non invasive dengan memanfaatkan pantulan cahaya yang tidak terserap pada jaringan tubuh |
| | | Mendesian sensor optic dan perangkat hardware dan software , pengujian pada 25 partisipan laki laki dan perempuan pada usia 20- 60 tahun, analisis dengan regresi nonlinear, validasi kelayakan dengan uji T dan analisis varian (ANOVA). | Pemantauan kadar kolesterol non invasive. |

| | | | | | |
|-----------|----------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| | | | menggunakan sensor optic dengan LED IR pada panjang gelombang 940 nm | | |
| 33 | (Al-Dhaheeri et al., 2020) | <i>Non-Invasive blood glucose monitoring system based on a near infra-red method.</i> | Mengembangkan teknik non invasive untuk memantau kadar glukosa darah dengan sensor cahaya Near infrared (NIR) menggunakan LED 940nm, dan pengumpul sinyal menggunakan photoplethysmography (PPG), yang direalisasikan dengan penguat sinyal untuk dikelolah oleh mikrokontroler dari sinyal analog ke sinyal digital | Analisa hubungan antara sinyal PPG dengan BCG digunakan regresi linear, kaibrasi hasil percobaan dengan metode Root Mean Square error (RMSE). Validasi nilai akurasi dengan menggunakan metode analisis Clarke –Error Grid Analysis (C-EGA) untuk menentukan range nilai klinis yang diterima | Pemantauan kadar g;ukosa darah dengan teknik non invasive dengan sensor NIR. |
| 34 | (Zheng et al., 2020) | <i>Highly-sensitive and reflective glucose sensor based on optical fiber surface plasmon resonance</i> | Mengembangkan sensor optik dengan memanfaatkan reflektif cahaya berdasarkan surface plasmon resonance (SPR) untuk mengukur konsentrasi glukosa, | Mendesain sensor yang terdiri dari Marine light source (Ocean Optics HL-2000 dengan rentang panjang gelombang 360 nm-2000 nm), serat tipe-Y (Ocean | Pemantauan konsentrasi glukosa dengan teknik miniinvasi |

| | | | | | |
|----|-------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------|
| | | <p>Sensor SPR serat optic reflektif dikombinasikan dengan glukosa oksidasi (GOD) pada permukaan film emas yang diawali dengan deaminasi dengan <i>merk apto etil amin</i> (MEA) kemudian diamino bebas pada permukaan film emas. Penentuan konsentrasi glukosa diperoleh berdasarkan pergeseran panjang gelombang resonansi.</p> | <p>Optics, BIF 600-VIS-NIR) dan spektrometer Kelautan (Ocean Optics Maya 2000 PRO). Menganalisa resonance dengan menggunakan Scanning electron micrograph (SEM).</p> | <p>memanfaatkan biosensor SPR.</p> | |
| 35 | (Li et al., 2019) | <p><i>A non invasive accurate measurement of blood glucose levels with raman spectroscopy blood in microvessel.</i></p> | <p>Penelitian sebelumnya spectrum raman epidermis dan cairan interstisial karena penetrasi laser dangkal pada kulit, maka dikembangkan penetrasi laser langsung pada pembuluh mikro pada lapisan superfisial dibawah kuku manusia sehingga spectrum yang diperoleh langsung dari jaringan darah</p> | <p>Metode dengan multivariat analisis menggabungkan <i>principal compenent analysis</i> (PCA) dan jaringan syaraf tiruan backpropagation (JST-BPP) dengan melakukan pengukuran glukosa pada 12 partisipan yang dipilih secara acak. Dan dianalisis statistic <i>root means square error of prediction</i></p> | <p>Pemantauan kadar glukosa darah dengan teknik non invasive</p> |

| | | | | | |
|-----------|---------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| | | | (RMSEP) dan koefisien korelasi (R^2). Akurasi hasil pengukuran secara klinis menggunakan Clarke –error grid analisis (C-EGA). | | |
| 36 | (Zhou et al., 2018) | Performance of a new real-time continuous glucose monitoring system: A multicenter pilot study. | Pengembangan sistem RT-CGM baru oleh meditrum technologies inc. yaitu Meditrum A6 Touchcare CGM System menggunakan sensor glukosa elektrokimia berbasis oksidasi glukosa yang lunak, kecil dan transkutan (MD-JY-006). Studi melakukan analisis sistem kerja RT-CGM yang baru ini. | Pengujian pada 63 partisipan pada usia 18 -70 tahun. Data dikumpulkan pada software Oracle Remote Data Capture. Efektifitas analisis dengan ketentuan deviasi $\pm 20\%$ terhadap data primer referensi. Analisis sekunder yang digunakan metode statistic seperti Clarke –EGA, Bias Analisis (<i>mean, median, standard deviation, etc</i>), dan <i>Correlation analysis</i> , linear Model dan <i>Bland-Altman</i> . | Pemantauan glukosa darah metode non invasive, dengan statistical analysis. |

| | | | | | |
|----|-------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 37 | (Andana et al., 2019) | <i>Measurement of cholesterol condition of eye image using fuzzy local binary pattern (FLBP) and linear regression</i> | Dalam dunia iriologi, analisis penyakit dapat dilihat dari bentuk iris, salah satu komponen penyebab penyakit dapat dianalisis dengan iris adalah kadar kolesterol. Penelitian ini merancang suatu metode untuk mengukur kadar kolesterol dengan analisis citra mata. sehingga apat memantau kadar kolesterol lebih cepat. | Proses penelitian dengan mengambil citra mata pada 60 partisipan untuk data latih dan 30 partisipan untuk data uji menggunakan kamera handphone. Foto di ekstraksi tekstur dengan fuzzy local binary pattern (FLBP), analisis regresi linear digunakan untuk mendapatkan model atau formulasi pengukuran untuk menentukan kadar kolesterol. | Pemantauan kolesterol darah dengan teknik non invasive dan penggunaan analisis regresi linear. |
| 38 | (Phetsang et al., 2019) | <i>Sensitive amperometric biosensors for detection of glucose and cholesterol using a platinum/reduced graphene oxide/poly (3aminobenzoic acid)</i> | Pengembangan nanokomposit menunjukkan peningkatan stabilitas kimia dan konduktivitas listrik lebih besar dan luas yang dapat memindahkan elektron lebih cepat ke sistem, sehingga nanokomposit banyak digunakan dalam ilmu elektroanalitik, tetapi | Pengembangan modifikasi nanokomposit untuk penginderaan berdasarkan platinum/grafena direduksi dengan oksida/poli (aminobenzoat) menjadi (Pt/rGO/P3ABA). sebagai | Pemantauan glukosa dan kolesterol dengan teknik mini invasive |

| | | | | |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|
| | <i>film-modified screen-printed carbon electrode</i> | memiliki persiapan yang lebih rumit dibanding dengan metode konvensional karena membutuhkan bahan kimia, waktu yang lama dan biaya besar | elektroda biosensor glukosa dan kolesterol. | |
| 39 | (Rachim & Chung, 2019b) <i>Wearable-band type visible-near infrared optical biosensor for non invasive blood glucose monitoring</i> | Saat ini sebagian besar penelitian mengenai pengembangan perangkat monitoring kadar glukosa d menggunakan biofluida seperti keringat, air mata dan air liur untuk media penelitian yang pada umumnya belum tuntas. Penelitian ini mengajukan biosensor dengan sinyal optic yang memanfaatkan reflektif yang dikombinasikan dengan Visible- dan near infrared (Vis-NIR) | Desain biosensor optic gabungan 2 jenis cahaya yaitu visible laser (380 – 720) nm dan LED IR (530-950 nm). Validasi sensor dengan menggunakan Squarer error prediction (SEP), Korelasi koefisien (Rp) dan <i>Clarke – Error Grid Analysis</i> (C-EGA) | Pemantauan kadar glukosa non invasive dengan sensor Vis-NIR dan Validasi dengan C-EGA) |
| 40 | (Umar et al., 2022a) <i>A Non-Invasive Method Applied to</i> | Mengembangkan pengukuran kadar glukosa dan kolesterol darah sistem non-invasive dengan satu | Mendeteksi kadar glukosa dan level kolesterol dengan Sensor optik menggunakan LED IR | Pemantauan kadar glukosa dan kolesterol, darah |

| | | | | |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|
| | <i>Measure Cholesterol and Glucose Levels</i> | unit sensor optik dengan memanfaatkan pantulan cahaya yang tidak terserap pada jaringan tubuh menggunakan sensor optik dengan LED IR pada panjang gelombang 940 nm. | 940nm dan photodiode yang dipasang pada pergelangan tangan, dianalisa dengan ANOVA, RMSE, Uji-t dan Clarke-EGA | dengan non invasive yang real time. |
| 41 | (Umar et al., 2022b) <i>Developing a Non-Invasive Technique to Monitor Cholesterol Using Image Processing</i> | Mengembangkan Model prediksi kadar kolesterol darah teknik non-invasive dengan menggunakan proses citra yang diambil bagian tubuh antara lain citra kulit tangan yang dipress dengan jaringan syaraf tiruan (JST). | Model prediksi kadar kolesterol dengan menggunakan gray level co-occurrence (GLCM) dan jaringan syaraf tiruan (JST) menggunakan Algoritma Backpropagation, dan model dianalisa berdasarkan usia 20 - 40 dan 40 < 60 tahun. Validasi hasil dengan statistic analisis antara lain RMSE, koefisien regresi (r), ANOVA, Uji T dan Clarke -EGA, | Prediksi kadar kolesterol non-invasive melalui proses citra kulit tangan. |

Tabel 2. Kebaharuan penelitian yang diajukan

| Penelitian Yang Diajukan | Kebaharuan Yang Ditawarkan |
|-----------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Pendekatan Noninvasive Untuk Pengukuran Kadar Kolesterol Dan Glukosa Darah. | <ol style="list-style-type: none"> <li data-bbox="837 450 1385 1032">1. Pengembangan IR-GluchoM menggunakan sensor NIR type Reflective optical sensor, untuk menentukan total kadar kolesterol dan glukosa darah dengan teknik non-invasive, menggunakan IR LED 940nm dan Photodiode dan penerapan analisis <i>Clarke Error Grid Analysis</i> (C-EGA) pada penentuan akurasi secara klinis total kadar kolesterol darah. <li data-bbox="837 1111 1385 1413">2. Menentukan total kadar kolesterol darah dengan proses citra kulit tangan melalui tekstur kulit dengan <i>Gray Level Co-Occurrence matrix</i> (GLCM) menggunakan Jaringan Syaraf Tiruan (JST). |

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

II.1 Kolesterol Darah

Dalam tiga dekade terakhir, banyak penelitian telah mengungkapkan hubungan antara peningkatan konsentrasi kolesterol dan terjadinya penyakit kardiovaskular, seperti arterosklerosis dan hipertensi. Oleh karena itu, deteksi dan pengendalian kolesterol telah menjadi sangat penting dalam pengendalian mutu produk makanan (Mathews et al., 2016). Kadar kolesterol tinggi diketahui karena hubungannya dengan peningkatan risiko penyakit jantung koroner (angina atau serangan jantung), penyempitan arteri (aterosklerosis), stroke, penyakit jantung perifer, dan hipertensi (Al-Rawhani et al., 2017). Hiperkolesterolemia ditandai dengan tingginya kadar kolesterol dalam darah dan dikaitkan dengan peningkatan risiko aterosklerosis dan penyakit jantung koroner. Penyakit kardiovaskular adalah penyebab utama kematian di seluruh dunia, deteksi dini hiperkolesterolemia diperlukan untuk mencegah meningkatnya penyakit kardiovaskular (Milanić et al., 2015).

Kolesterol serum yang tinggi dianggap oleh banyak orang sebagai penyebab utama aterosklerosis dalam tubuh manusia terjadi karena akumulasi kolesterol. Kolesterol pada tubuh manusia merupakan lipid dengan empat cincin hidrokarbon yang dihubungkan bersama satu kelompok hidrokarbon yang memiliki gugus hidroksil sebagai ekor dan ujung lainnya dihubungkan dengan steroid yang tidak larut dalam darah. Sekitar 80% kolesterol dihasilkan oleh hati manusia sedangkan sisanya berasal dari makanan dari makanan melalui produk hewani seperti daging, unggas, ikan dan produk susu. Tingkat kolesterol tergantung bagaimana lipoprotein diangkut. Yang menyebabkan penyumbatan arteri adalah akumulasi lipoprotein bukan kolesterol. Lipoprotein yang menyebabkan aterosklerosis disebut aterogenik, dan Polipoprotein (apoB) ditemukan sebagai komponen terpenting lipoprotein aterogenik. Lipoprotein

diklasifikasikan sebagai Low density lipoprotein (LDL) dan High density lipoprotein (HDL)(Kakani, 2017).

Tabel 3. Kategori nilai total kolesterol dalam darah

| Total Kolesterol | Kategori |
|-----------------------|--------------------------------------------------------------------------------|
| Kurang dari 200 mg/dl | Nilai normal, yang memiliki resiko rendah untuk penyakit jantung koroner |
| 200 sampai 239 mg/dl | Batas nilai tinggi, memiliki resiko terkena penyakit jantung koroner |
| ≥ 240 mg/dl | Kolesterol Tinggi, memiliki resiko yang besar terkena penyakit jantung koroner |

II.1.1 Low density Lipoprotein (LDL)

Ukuran LDL bervariasi yang terdiri dari sejumlah asam lemak yang terus berubah jumlahnya. Dengan Peningkatan jumlah LDL dapat menyebabkan berkembangnya penyakit jantung koroner. Partikel LDL bergerak ke dalam arteri dan partikel-partikel ini menarik makrofag sehingga menyebabkan aterosklerosis (Kakani, 2017). Partikel LDL memiliki struktur yang homogen. Terdiri dari dua pola yang berbeda; pola A dan pola B. Pola B dianggap berbahaya karena ukurannya lebih kecil dan lebih padat serta bisa menembus dengan mudah melalui endothelium, memiliki ukuran yang bervariasi antara 19,0 hingga 20,5nm, sedangkan pola A memiliki ukuran 20,6-22nm (Garcia-garcia et al., 2010).

a. Estimasi Kolesterol LDL

Cara paling umum untuk memeriksa LDL adalah melalui tes darah. Teknik ini umumnya melaporkan berapa banyak lipoprotein densitas rendah yang mendorong penyakit kardiovaskular. Secara klinis menghitung persentase kolesterol menggunakan rumus yang diberikan dari persamaan Friedewald (Kakani, 2017).

$$L = C - H - kT \dots\dots\dots (1)$$

H = HDL kolesterol, L = LDL kolesterol, C = total kolesterol, T= triglycerides and k = 0.20 when the quantities are measured in mg/dl and 0.45 when measured in mmol/l

Nilai LDL <1000 mg / l dianggap sebagai nilai optimal sementara yang dengan LDL <1300 mg / l cenderung berada pada risiko tinggi dan LDL <1600 mg / l dianggap tidak memiliki risiko.

b. Keterbatasan Tes Darah.

Untuk melakukan pengetesan darah masih terbatas. Keterbatasan tes darah tersebut meliputi

- 1) Sampel darah harus diperoleh hanya setelah 12-14 jam setelah puasa
- 2) Trigliserida tidak boleh lebih besar dari 4,52 mmol / l

Teknik mempunyai dampak yang besar untuk mengetahui konsentrasi partikel LDL dan ukuran partikel LDL untuk menemukan persentase kolesterol yang ada dalam darah. Hasil ini telah membuktikan bahwa semakin besar konsentrasi partikel LDL dan partikel berukuran lebih kecil meningkatkan risiko penyakit jantung. (Kakani, 2017).

Tabel 4. Nilai kadar total kolesterol referensi

| LDL Kolesterol | Kategori |
|-----------------------|-------------------------------|
| Kurang dari 100 mg/dl | Optimal |
| 100 sampai 129 mg/dl | Mendekati atau diatas optimal |
| 130 sampai 159 mg/dl | Batas nilai tinggi |
| 160 sampai 189 mg/dl | Tinggi |
| ≥ 190 mg/dl | Sangat tinggi |

II.1.2 High Density Lipoprotein (HDL)

HDL adalah partikel kecil dan merupakan yang terkecil di antara semua lipoprotein. Ini adalah bentuk pelek yang terdiri dari partikel 80-100 yang menutupi kolesterol. Membawa sampai ratusan molekul lemak setiap partikel dan dianggap lebih solid daripada lipoprotein lainnya. HDL dianggap sebagai lemak esensial yang menstabilkan tubuh. HDL menghilangkan LDL dari tubuh dengan mengangkutnya ke hati dan juga menyembuhkan lapisan dalam dari arteri yang rusak dengan menggosok dinding arteri. HDL juga dimasukkan ke adrenal, ovarium, dan testis, dan menjadi sangat penting untuk proses sintesis hormon steroid. Proses pengangkutan kolesterol HDL dari arteri ke hati sampai konversi asam empedu disebut transport reverse kolesterol. Partikel HDL mengandung lipid dan protein yang sangat rendah dalam konsentrasi tetapi sangat aktif. Partikel-partikel ini meningkatkan kemampuan partikel HDL untuk melindungi orang dari aterosklerosis. Teknik pengukuran yang langsung dianggap mahal disebabkan HDL dilakukan pengujian dengan pengambilan sampel darah (Kakani, 2017)

Pada saat ini laboratorium menggunakan teknik analisis dengan memblokir partikel Apo-B menggunakan antibodi dan kemudian reaksi enzim kolorimetri digunakan untuk mengukur partikel HDL yang tidak tersumbat. Ultrasentrifugasi dikombinasikan dengan elektroforesis yang digunakan untuk mengukur partikel HDL sebab memiliki muatan bersih dan bervariasi menurut densitas dan ukurannya (Warnick et al., 2001).

Tabel 5 Kategori nilai kolesterol HDL dalam darah

| HDL Kolesterol | Kategori |
|----------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|
| Kurang dari 40 mg/dl untuk laki laki Kurang dari 50 mg /dl untuk Wanita | HDL rendah, faktor utama terkena penyakit jantung |
| ≥ 60 mg/dl | HDL tinggi, protektsi terhadap penyakit jantung. |

II.2 Glukosa Darah.

Menurut WHO, diabetes adalah penyakit kronis yang serius yang terjadi ketika pankreas tidak menghasilkan cukup insulin (hormon yang mengatur glukosa darah), atau pada saat tubuh tidak dapat secara efektif menggunakan insulin yang dihasilkannya. Peningkatan glukosa darah, efek umum dari diabetes yang tidak terkontrol, dari waktu ke waktu, menyebabkan kerusakan serius pada jantung, pembuluh darah, mata, ginjal dan syaraf. Lebih dari 400 juta orang hidup dengan diabetes (WHO, 2016)

Menurut Kementerian Kesehatan RI pengertian diabetes melitus (DM) merupakan salah satu penyakit kronis serius terjadi pada gangguan metabolic menahun yang diakibatkan oleh pankreas tidak memproduksi insulin yang cukup atau tubuh tidak dapat menggunakan insulin secara efektif yang diproduksi oleh tubuh. Insulin adalah hormon yang mengatur keseimbangan gula dalam darah, mengakibatkan terjadinya peningkatan konsentrasi glukosa dalam darah (Ogurtsova et al., 2017).

Menurut International Diabetes Federation (IDF) Diabetes adalah kondisi kronis yang terjadi saat tubuh tidak dapat memproduksi cukup insulin atau tidak dapat menggunakan insulin, dan didiagnosis dengan mengamati peningkatan kadar glukosa dalam darah. Insulin adalah hormon yang diproduksi di pankreas; Hal ini diperlukan untuk mengangkut glukosa dari aliran darah ke sel-sel tubuh dimana ia digunakan sebagai energi. Kurangnya, atau ketidakefektifan insulin pada seseorang dengan diabetes berarti glukosa tetap bersirkulasi dalam darah. Seiring waktu, tingginya kadar glukosa dalam darah (dikenal sebagai hiperglikemia) menyebabkan kerusakan pada banyak jaringan di tubuh, yang menyebabkan perkembangan komplikasi kesehatan yang lambat dan mengancam jiwa (Ogurtsova et al., 2017)

Ada tiga jenis diabetes utama: diabetes tipe 1, diabetes tipe 2 dan gestational. Ada dua jenis diabetes yang tidak lazim yaitu: diabetes monogenik, akibat dari mutasi genetic, contohnya seperti *Maturity-Onset of Young dan Neonatal Diabetes Mellitus*. Diperkirakan 4% sampai 13% diabetes pada anak-anak disebabkan oleh

diabetes monogenik. Yang kedua adalah diabetes sekunder, yang timbul akibat komplikasi penyakit lain, seperti gangguan hormon (misalnya penyakit *Cushing* atau akromegali) atau penyakit pankreas. (IDF ,2016).

II.2.1 Diabetes Tipe 1

Diabetes tipe 1 sebelumnya dikenal sebagai insulin-dependent, remaja atau diabetes masa kanak-kanak. Diabetes tipe 1 ini disebabkan oleh reaksi autoimun, dimana sistem pertahanan tubuh menyerang sel beta penghasil insulin di pankreas. Akibatnya, tubuh tidak bisa lagi memproduksi insulin yang dibutuhkannya. Penyebab diabetes tipe 1 tidak diketahui dan saat ini tidak dapat dicegah. Penyakit ini bisa menyerang orang-orang dari segala usia, tapi biasanya terjadi pada anak-anak atau remaja. Orang dengan jenis diabetes ini membutuhkan insulin setiap hari untuk mengendalikan kadar glukosa dalam darahnya. Tanpa insulin, penderita diabetes tipe 1 akan meninggal. (WHO, 2016)

Diabetes tipe 1 berkembang secara tiba-tiba dan menghasilkan gejala seperti:

- Kehausan dan mulut kering yang tidak normal
- Sering buang air kecil
- Kurangnya energi, sangat lelah
- Kelaparan konstan
- Penurunan berat badan mendadak
- Penglihatan kabur.

Diabetes tipe 1 didiagnosis dengan peningkatan kadar glukosa darah dengan adanya gejala seperti di atas. Di beberapa bagian dunia, diabetes tipe 1 kurang umum, gejalanya mungkin salah satu untuk penyakit lain, dan oleh karena itu penting bahwa glukosa darah diukur dengan satu atau lebih gejala. Terkadang jenis diabetes tidak jelas dan tes tambahan diperlukan untuk membedakan antara diabetes tipe 1 dan tipe 2 atau bentuk diabetes yang tidak lazim. Dengan pengobatan insulin setiap hari, pemantauan glukosa darah secara teratur dan pemeliharaan diet dan gaya hidup sehat, penderita diabetes tipe 1 dapat menjalani

kehidupan normal dan sehat. Jumlah penderita diabetes tipe 1 semakin meningkat. Alasan untuk ini masih belum jelas, namun mungkin karena perubahan faktor risiko lingkungan dan / atau infeksi virus. (IDF, 2016)

II.2.2 Diabetes Tipe 2

Diabetes tipe 2 adalah jenis diabetes yang paling umum. Pada umumnya terjadi pada orang dewasa, tetap juga semakin meningkat pada anak-anak dan remaja. Pada diabetes tipe 2, tubuh mampu memproduksi insulin namun menjadi resisten sehingga insulin tidak efektif. Seiring dengan waktu, tingkat insulin kemudian menjadi tidak mencukupi. Baik resistensi insulin maupun defisiensi menyebabkan kadar glukosa darah tinggi (WHO,2016)

Gejala diabetes tipe 2 meliputi:

- Sering buang air kecil
- Rasa haus berlebihan
- Penurunan berat badan
- Penglihatan kabur

Banyak orang mengalami diabetes tipe 2 tetapi tidak menyadari kondisi mereka untuk waktu yang lama, karena gejalanya biasanya kurang ditandai daripada pada diabetes tipe 1 dan mungkin memakan waktu bertahun-tahun untuk mengenalinya. Namun, tubuh sudah mengalami kerusakan akibat glukosa darah berlebih. Akibatnya, banyak orang sudah memiliki bukti komplikasi saat mereka didiagnosis dengan diabetes tipe 2. (IDF, 2016)

II. 2. 3 Gestational Diabetes

Hiperglikemia yang pertama kali terdeteksi sewaktu-waktu selama kehamilan diklasifikasikan sebagai:

- Gestational diabetes melitus
- Diabetes mellitus saat hamil

Wanita dengan *hiperglikemia* yang terdeteksi selama kehamilan berisiko lebih besar terhadap hasil kehamilan dan dapat merugikan. Ini termasuk tekanan darah tinggi dan makrosomia janin (bayi yang secara signifikan lebih besar dari

rata-rata), sehingga membuat kelahiran normal sulit dan berisiko. Dengan mengontrol glukosa darah yang baik selama kehamilan dapat mengurangi risiko ini. Gestational diabetes biasanya hilang setelah lahir. Tetapi wanita yang sebelumnya telah didiagnosis berisiko tinggi terkena diabetes gestasional pada kehamilan berikutnya dan menyebabkan diabetes tipe 2 di kemudian hari. Bayi yang lahir dari ibu dengan gestational diabetes juga memiliki risiko lebih tinggi terkena diabetes tipe 2 pada saat remaja atau awal masa dewasa.

II.2.4 Cara Mengukur Glukosa Darah.

Pada saat ini jika pasien penderita diabetes benar-benar mematuhi diet, olahraga, pengobatan dan melakukan pengukuran kadar glukosa darah yang teratur, mereka dapat mempertahankan kesehatannya, dan menyebabkan kehidupan yang relatif normal. Jika alat tes sederhana, murah, andal tersedia, dan bisa melakukan pengukuran sendiri dan teratur dapat membantu pasien dan tidak perlu mendatangi klinik klinik kesehatan, puskesmas dan rumah sakit. Ada tiga cara untuk mengontrol glukosa darah yaitu; *invasive*, *minimalis invasive* dan *non invasive*

Tabel 6. Metode Pemantauan Glukosa darah

| No | Method | Type of method | Sample/continuous |
|----|------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------|
| 1 | Invasive Method | Finger Stick | sample |
| 2 | Minimal invasive | Subcutaneous Implemented biosensor Iontophoresis Microdialysis sonophoresis | Continuous |
| 3 | Non-invasive | Sweat, saliva, tears, urine Raman spectroscopy Optical coherence Tomography Polarimetry Photoacoustic | Sample Continuous |

Ultrasound
 Bio-Impedance-Spectroscopy.
 Mid-Infrared-Spectroscopy
 Near-Infrared-Spectroscopy.

Sumber: Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy (Jyoti Yadav et.al. 2015).

a. Pengukuran Glukosa Invasive

Pengukuran dilakukan dengan menusuk jari dan mengeluarkan setetes darah yang diaplikasikan pada strip tes yang terdiri dari bahan kimia yang peka terhadap glukosa dalam sampel darah. Meteran optik (glucometer) digunakan untuk menganalisis sampel darah dan memberikan pembacaan glukosa numerik (M. K. M. Elzubair, N. M. T. Ahmed, 2011)

Pengujian dengan metode konvensional dilakukan dengan menusuk jari atau area kulit lainnya dan mengambil sejumlah kecil (± 5 ml) darah. Darah kemudian diuji coba pada strip dimana perkiraan glukosa diproduksi dengan metode elektrokimia, kolorimetri atau optik. Pengambilan darah secara berulang sangat menyakitkan dan menimbulkan risiko infeksi, satu kali strip berbasis enzim biaya mahal, sehingga dapat membatasi pengujian (Yadav et al., 2015)

b. Pengukuran Minimal Invasive

Pemantauan minimal invasive adalah metode alternatif di mana meminimal cedera kulit. Kulit manusia terdiri dari beberapa lapisan sehingga teknologi yang berbeda memerlukan berbagai mekanisme transduksi untuk mendapatkan sampel darah yang cukup untuk analisis. Beberapa teknik telah diusulkan untuk pengukuran minimal invasive seperti biosensor implan subkutan, iontophoresis, sonophoresis dan mikrodialisis yang menyebabkan kerusakan sangat sedikit pada kulit. Oleh karena itu diperlukan kalibrasi yang sering dengan pengukuran glukosa darah konvensional. Selanjutnya masa pakai perangkat ini adalah beberapa hari, setelah itu mereka memerlukan

penggantian, yang membatasi meluasnya penggunaan perangkat tersebut.(Yadav et al., 2015).

c. Pengukuran Glukosa Non invasive

Pengukuran kadar glukosa darah tanpa mengambil sampel darah, menusuk kulit, atau menyebabkan rasa sakit atau trauma. Dengan metode optik non-invasive menggunakan sinar cahaya untuk menyinari beberapa bagian tubuh manusia yang dipilih, seperti jari, lengan bawah, lidah, bibir, paha atau perut dan sebagainya. Cahaya yang ditularkan melalui, tercermin atau tersebar dari kulit terdiri dari informasi tentang komposisi jaringan yang diterangi. Cahaya ini kemudian diterima oleh detektor optik dan dianalisis untuk menentukan konsentrasi analit tertentu, seperti oksigen atau hemoglobin. Pengukuran non invasive ini diperlukan oleh penderita diabetes saat ini agar lebih mudah mengontrol kadar gula mereka untuk mencegah komplikasi kronis dan akut dari penyakit ini (Li et al., 2019)

Pengukuran dengan non-invasive ini tidak hanya dilakukan dengan mendeteksi glukosa dari darah tapi bisa juga cairan cairan seluruh tubuh, seperti urine, air mata dan keringat. Glukosa dalam urin hanya dapat ditemukan jika ambang ginjal (sekitar 170 mg / dl (9,44 mmol / L), - namun bervariasi secara luas) terlampaui, dan dengan demikian tidak representatif. Cairan air mata telah menjadi target pengukuran glukosa, walaupun hubungan antara glukosa dalam cairan air mata dan darah tidak jelas, dan mungkin ada waktu penundaan antara kenaikan atau penurunan glukosa darah dan kenaikan atau penurunan air mata yang terlalu lama bisa diterima (Bauer et al., 2018).

II.3 Anatomi Tangan Manusia

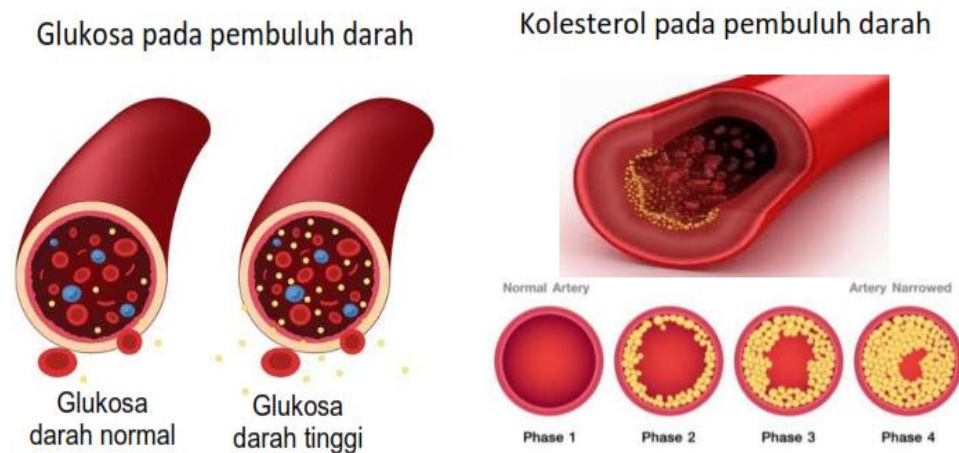
Anatomi tangan seperti terlihat pada gambar berikut;



Gambar 1 Jaringan pembuluh darah pada tangan manusia

Gambar 1 menunjukkan pembuluh darah pada lengan dan tangan, pada jaringan tersebut terdapat pembuluh darah radial artery dan ulnar artery yang merupakan aliran darah untuk tangan dan jari. Artery radial terletak antara brakioradialis dan tendon fleksor karpi radialis pada pergelangan tangan. Arteri radial ini terbagi 2 cabang yaitu cabang dorsal dan cabang palmar. Cabang dorsal lebih besar mengalir dibawah kompartemen dorsal pertama melalui sunfflox anatomis antara jari telunjuk dan tulang metakarpal ibu jari, dan kedalam cekungan telapak tangan. Cabang palmar lebih kecil berkegarak melawati tendon fleksor karpi radialis, dibawah melewati otot thenar dan membentuk komponen radial arkus palmar superfisial.

Arteri ulnaris terletak pada lateral nervus ulnaris di pergelangan tangan bersebelahan dengan tendon fleksor karpi ulnaris. Nervus ulnaris dan artery ulnaris bergerak bersama masuk kedalam kanal guyon, tetapi dibatasi oleh pisiform dan lengkungan dari hamate.(Johnson S.P, Sebastian S.J , Rehim S.A, 2015).



Gambar 2 Glukosa dan kolesterol dalam pembuluh (artery) darah.

Dalam tubuh manusia terdapat tiga pembuluh darah utama dalam jaringan tubuh manusia yaitu arteri, vena dan kapiler. Pembuluh darah arteri berfungsi membawa darah yang kaya oksigen keseluruh tubuh dari jantung dengan dinding pembuluh yang elastis sehingga dapat mempertahankan tekanan darah dengan konsisten. Pembuluh darah vena yang berfungsi membawa darah yang mengandung karbon dioksida atau minim oksigen ke jantung dari seluruh tubuh, dinding pembuluh vena lebih tipis dari arteri. Pembuluh darah kapiler merupakan penghubung arteri terkecil dengan vena terkecil memiliki dinding yang sangat tipis sehingga memungkinkan terjadinya pertukaran senyawa dengan jaringan lainnya. pada gambar 2.2 memperlihatkan kondisi konsentrasi glukosa dan kolesterol dalam aliran darah dan jika berlebihan dapat menyebabkan gangguan aliran darah yang berdampak pada kerusakan organ tubuh lainnya hingga menimbulkan penyakit yang serius.

II.4. Pengukuran kadar kolesterol dan glukosa darah non-invasive

Pengembangan teknik atau metode pengukuran kadar glukosa dan kolesterol darah telah banyak dilakukan penelitian dan pengembangan dengan menggunakan berbagai metode antara lain:

II.4.1 Pendekatan multi-sensor non invasive blood glucose and cholesterol monitor (NBGCM)

Pemantauan glukosa non-invasive masih menghadapi masalah ketidaktepatan. Berbagai faktor yang menyebabkan keterbatasan pemantauan glukosa non-invasive ini. Untuk masalah tersebut diperlukan suatu solusi dengan pendekatan multi-sensor yang dapat menjadi pertimbangan dalam beberapa tahun terakhir. Ini terdiri dari kombinasi dari beberapa teknik pemantauan glukosa non-invasive yang disebutkan pada penelitian penelitian sebelumnya, agar kinerja menjadi lebih baik dalam hal sensitivitas dan spesifisitas. Perlu diperhatikan beberapa properti yang dapat mempengaruhi pengukuran kadar glukosa dan kolesterol, antara lain:

- Dampak air dan senyawa biologis
- Faktor lingkungan seperti suhu dan kelembaban.

Berdasarkan penjelasan penelitian sebelumnya, jelas bahwa setiap teknik masing masing memiliki keuntungan dan kerugiannya tersendiri. Sehingga dengan menggabungkan ke dalam suatu pendekatan multi-sensor yang dapat menyelesaikan masalah yang ada. Akan tetapi, salah satu faktor yang sangat penting yang dapat dipertanggung jawabkan untuk akurasi adalah model kalibrasi menggunakan analisis regresi dan statistic yang berbeda.

Beberapa pendekatan multisensori yang sudah ada yang telah digunakan untuk memantau glukosa darah dengan non invasive antara lain (Samadarsinee, 2015)

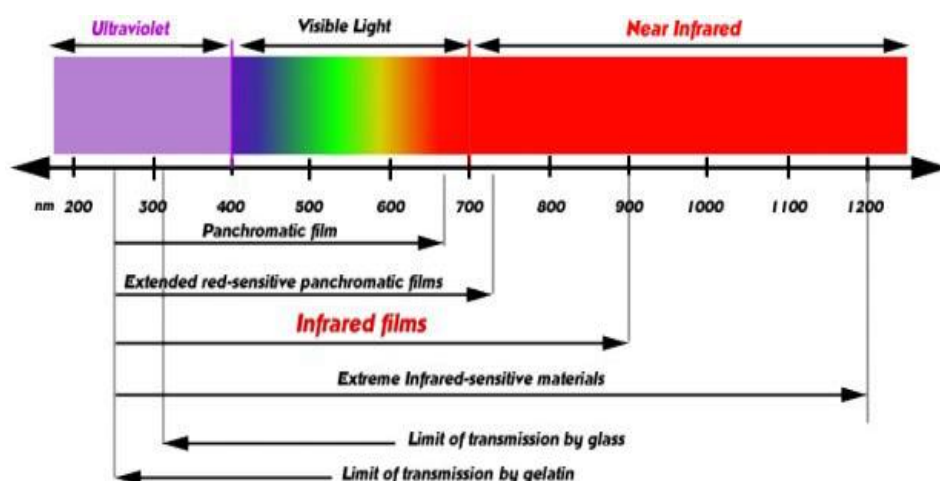
- *GlucoTrack* adalah perangkat pemantauan glukosa non-invasive berdasarkan pendekatan Multisensori. Ini dikembangkan oleh Aplikasi Integritas yang berbasis pada tiga teknologi sensor yaitu foto spektroskopi akustik, penginderaan elektromagnetik dan teknologi emisi termal (Lin et al., 2018). Harga perangkat ini diperkirakan \$ 2000 dengan klip pada telinga dengan \$ 100 yang perlu diganti setiap enam bulan
- *Infrared and Ultrasound Technology – The Power of Two*, pada teknologi ini Sensor infra merah dan sensor ultrasonik digabungkan bersama untuk akurasi

maksimum. Teknologi untuk mengatasi kurangnya sensitivitas sensor inframerah dan meningkatkan spesifisitas sensor inframerah dan ultrasonic (Yadav et al., 2014). Faktor-faktor yang telah dibahas sebelumnya sebagai kerugian untuk teknologi inframerah dekat (NIR) dan teknologi akustik foto harus dipertimbangkan.

- Perangkat pemantauan glukosa berbasis inframerah yang dekat dengan spektroskopi harus diskalakan dalam skala miniaturisasi.
- Sensor ultrasonik yang digunakan dalam foto akustik sangat mahal.

II.4.2 Near Infrared (NIR) Sensor

Near infrared merupakan bagian dari sinar infra merah, yang mempunyai lokasi jangkauan serapan yang kecil sehingga lebih spesifik. Keuntungan menggunakan sinar near infrared karena kemampuan penetrasinya lebih jauh. Spektrum NIR beroperasi pada panjang gelombang berkisar antara 750-2500 nm. Near Infrared memiliki kemampuan jangkauan penetrasi lebih jauh dibanding Mid infrared (Al-Dhaheeri et al., 2020) . NIR spectroscopy merupakan metode analisis dengan menggunakan sinar infra merah pada panjang gelombang 750-2500 nm, yang pada daerah tersebut umumnya terjadi vibrasi pada ikatan $-CH$, $-OH$, $-SH$ dan $-NH$ (Ciurczak, 2008).



Gambar 3. Panjang gelombang optik sensor

Gerakan radiasi NIR dapat menembus kulit lebih dalam dari pada yang terlihat atau radiasi MIR. Area spektral NIR memiliki beberapa jendela di hemoglobin, lipid dan intensitas penyerapan pita air cukup rendah sehingga memungkinkan cahaya menembus ke dalam jaringan, memungkinkan pengukuran spektral Near - Infrared. Penyerapan spesifik oleh senyawa yang relevan untuk diagnosis dan memungkinkan pemantauan serta pengukuran in vivo yang aman dan nyaman (Yadav et al., 2015).

Dengan kemajuan teknologi di bidang mikroelektronika, NIRS telah menjadi populer untuk memantau banyak parameter fisiologis disebabkan dapat memberikan pemantauan on-line yang sederhana, ekonomis, aman dan nyaman. Penggunaan NIRS tidak diperlukan reagen khusus untuk pengukuran, maka analisis berulang dapat dilakukan dengan radiasi NIR rendah, dapat melewati lapisan kulit yang berbeda ke ruang subkutan. Teknik ini berhasil diterapkan dalam pengukuran non-invasive oksigen dan hemoglobin terdeoksigenasi (Aizat Rahmat et al., 2017).

a. *Vibrational Spectroscopy*

NIR Spektroskopi menggunakan radiasi cahaya - elektromagnetik - untuk menganalisis bahan dengan menggambarkan transfer energi antara cahaya dan materi. Energi foton tunggal - partikel cahaya - didefinisikan pada persamaan berikut:

$$E = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda} = h \cdot c \cdot \tilde{\nu} \dots\dots\dots (2)$$

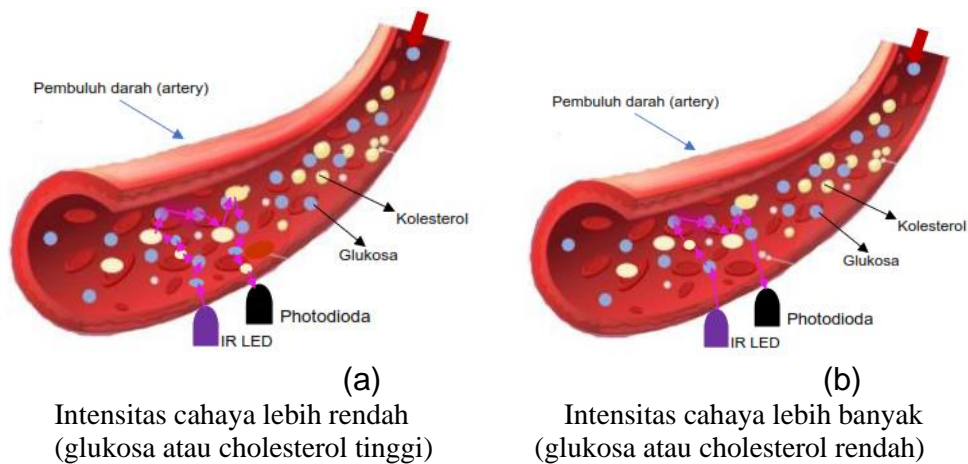
$$\tilde{\nu} = \frac{1}{\lambda} = \tilde{\nu}[cm^{-1}] = \frac{10^7}{\lambda[nm]} \dots\dots\dots (3)$$

- Dimana;
- h: Konstanta Plank dalam m^2kg/s
 - V: Frekuensi Cahaya dalam S^{-1}
 - c; Kecepatan Cahaya dalam m/s
 - λ : Panjang Gelombang Cahaya dalam m
 - $\tilde{\nu}$: Bilangan gelombang cahaya dalam m^{-1}

Pada Umumnya, bilangan gelombang dalam satuan cm^{-1} . Sehingga untuk menyamakan satuan panjang gelombang dalam bilangan gelombang, maka dari panjang gelombang dalam nm dikalikan dengan 10⁷. Dimana persamaan. 2, menunjukkan bahwa semakin pendek panjang gelombang, semakin tinggi bilangan gelombang dan semakin tinggi energi foton (Pu et al., 2020).

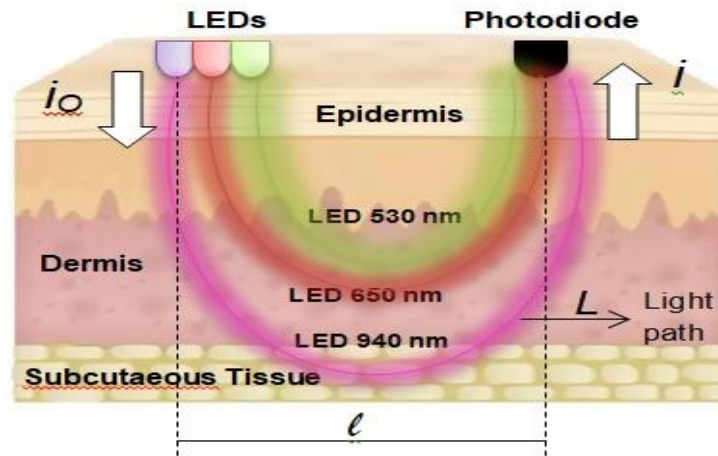
Pengembangan ini dengan menggunakan sinar optik dengan prinsip ilmu fisika modern, bahwa selain cahaya sebagai gelombang cahaya juga dapat berperan sebagai materi yang disebut foton. Foton merupakan paket energi cahaya yang memiliki panjang gelombang tertentu. Oleh karena itu, cahaya yang merambat di jaringan tubuh, bersifat seperti foton. Setiap foton bergerak sesuai dengan sifat optis jaringan tubuh. Sehingga pada daerah tertentu di dalam jaringan foton memiliki intensitas yang tinggi, tetapi pada daerah lain memiliki intensitas yang rendah. Hal ini mempengaruhi cahaya yang terdeteksi. Cahaya yang dipancarkan oleh IR LED berinteraksi dengan jaringan tubuh dilokasi sensor ditempatkan, cahaya akan dilemahkan oleh hamburan serta penyerapan cahaya oleh jaringan. hamburan dan penyerapan cahaya terjadi karena adanya ketidaksesuaian antara indeks refraksi cairan ekstraseluler (IRCE) dan indeks sel membrane (ISM) pada jaringan tubuh. IRCE bervariasi berdasarkan kadar glukosa darah, ISM relative constant (Ashok & Kumar, 2013). Pengukuran absorbansi cahaya hukum Beer – Lambert yang memiliki peranan utama karena absorbansi cahaya yang melalui larutan apa pun sebanding dengan konsentrasi larutan dan panjang jalur yang ditempuh oleh sinar cahaya (Narkhede et al., 2016).

Maka pada koefisien hamburan yang lebih kecil mengakibatkan jalur optik lebih pendek. Pada saat intensitas cahaya dan hamburan lebih banyak karena kurang penyerapan dan jalur optik lebih panjang pada jaringan maka glukosa atau kolesterol rendah, dan pada saat intensitas cahaya dan hamburan lebih rendah karena banyak penyerapan cahaya serta jalur optik lebih pendek pada jaringan tubuh maka glukosa atau kolesterol tinggi, seperti yang diilustrasikan pada gambar 4 berikut:



Gambar 4. Ilustrasi rambatan cahaya optik dalam jaringan tubuh.

Metode dan sistem untuk analisis darah non invasive mengungkapkan bahwa darah pada jaringan kulit pasien diterangi oleh NIR sensor, sehingga Panjang gelombang diperoleh dari spektrum NIR. Pengukuran non-invasive dari penyerapan cahaya pada panjang gelombang tersebut diambil (misalnya, dengan mengukur pantulan atau transmitansi), dan analisis non invasive dari rasio absorpsi dilakukan untuk berbagai set panjang gelombang ini. Perubahan reflektansi yang terdeteksi atau rasio transmitansi kemudian berkorelasi dengan sifat material tertentu, seperti konsentrasi glukosa, urea atau kolesterol dalam sistem sirkulasi subjek. Kadar kolesterol dapat diukur dalam aliran darah yang bersirkulasi dalam suatu subjek, dengan memperoleh data absorbansi cahaya pada sekitar $1720 \text{ nm} + / 15 \text{ nm}$, atau sekitar $2300 \text{ nm} + / 15 \text{ nm}$, dalam kombinasi dengan panjang gelombang referensi yang berjarak dekat. (Yusoff et al., 2016). Panjang gelombang 940 nm pada redaman sinyal optik oleh unsur unsur lain dari darah seperti air, trombosit, sel darah merah, dan lainnya sangat redah, sehingga kedalaman penetrasi yang diinginkan dapat dicapai dan konsentrasi glukosa dapat diprediksi. (Narkhede et al., 2016)



Gambar 5. Pancaran reflektansi dalam beberapa LED IR

Cahaya sensor NIR dapat menembus lapisan kulit, namun LED IR 530-660 nm hanya dapat menembus sampai lapisan dermis, dan LED IR 940nm dapat menembus sampai lapisan subcutaneous,(Rachim & Chung, 2019b). Modifikasi Hukum Beer Lambert pada umumnya digunakan untuk menganalisis data NIR spectroscopy untuk mengetahui perubahan konsentrasi kromofor dalam jaringan. meningkatnya panjang jalur foton karena beberapa hamburan cahaya dalam jaringan yang merupakan parameter factor panjang jalur diferensial (PDF). Modifikasi hukum beer- lambert pada redaman optik dengan hamburan yang sangat tinggi dengan persamaan berikut (Yadav et al., 2014)

$$I = I_0 e^{-\mu_a + PDF \times d} + g \dots\dots\dots (4)$$

Atau alternative

$$OD = -\text{Log} \frac{I}{I_0} = \mu_a \times L + G \dots\dots\dots (5)$$

Dimana I adalah intensitas cahaya yang terdeteksi, I_0 Intensitas cahaya yang datang, OD adalah kerapatan optik (optical density), d adalah jarak sumber-detector, μ_a merupakan koefisien kerapatan optik. Log merupakan algoritma natural yang berbasis e.g, dan G merupakan factor yang ideal untuk menjelaskan pengukuran geometri. Rata rata total panjang lintasan foton yang terdeteksi adalah

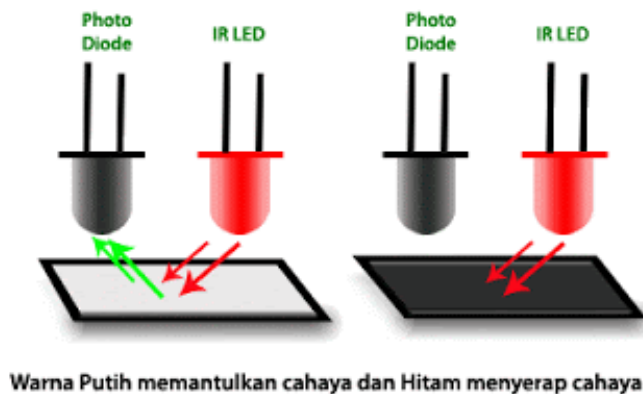
$L = PDF \times d$. dimana L rata rata pada kisaran koefisien penyerapan pada $0 - \mu_a$, sehingga;

$$\tilde{L}(\mu_a) = \frac{1}{\mu_a} \int_0^{\mu_a} L \cdot d \cdot \mu'_a \dots\dots\dots (6)$$

b. Komponen Sensor NIR

1. LED IR dan Photodioda

Sensor Near infrared (NIR) merupakan teknik analisis yang memanfaatkan sinar infrared yang memiliki panjang gelombang 750 -2500 nm. NIR salah satu jenis sensor Optik yang terdiri LED IR sebagai transmitter atau pemancar cahaya infra merah dan Photodiode sebagai receiver atau penerima hamburan dari pantulan cahaya yang terefleksikan. Photodiode pada umumnya digunakan karena memiliki keunggulan yang tidak rentan terhadap noise karena photodiode hanya menerima sinar infrared saja.



Gambar 6. Ilustrasi sensor optik LED IR dan photodioda

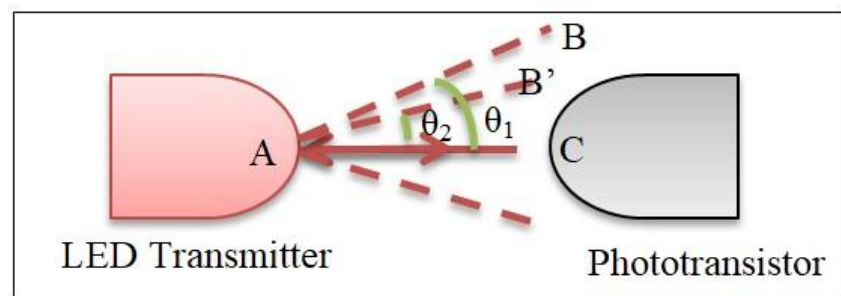
Penjabaran perambatan cahaya pada suatu medium yang sama diuraikan oleh hukum Beer Lambert, yaitu pada saat radiasi berinteraksi dengan jaringan biologis, cahaya terlemahkan oleh penyerapan serta hamburan, sehingga atenuasi cahaya dapat dijabarkan dengan absorbansi cahaya pada panjang gelombang tertentu dalam larutan homogen (Yadav et al., 2015). Dapat ditentukan dengan persamaan sebagai berikut:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\epsilon(\lambda)\beta L} \dots\dots\dots (7)$$

Persamaan 7, I_x merupakan intensitas cahaya yang terpantulkan, I_o adalah insiden intensitas cahaya, ε absorpsi media dan merupakan koefisien media penyerapan, β merupakan konsentrasi dari penyerapan dan L adalah panjang jalur cahaya.

Cahaya yang dipantulkan dan tegangan input (V_{in}) dan tegangan output (V_{out}) disubstitusikan sebagai pengganti intensitas cahaya I_x dan insiden cahaya I_o yang dipantulkan, dijabarkan dengan persamaan linear (3) sebagai berikut.

$$\frac{V_{in}-V_{out}}{V_{in}} = 10^{-\varepsilon\beta L} \dots\dots\dots (8)$$



Gambar 7. Sudut pantul cahaya LED IR

Gambar 7 menjelaskan indeks bias (η_2) dalam mengukur kadar kolesterol dan glukosa dengan menghubungkan titik A, B dan C. Konsentrasi kolesterol dan glukosa darah sangat erat hubungannya dengan sudut reflektansi cahaya yang berkaitan langsung dengan intensitas cahaya I_x dan tegangan output (V_{out}) yang dijabarkan pada persamaan (8). Pada gambar jika terjadi penurunan sudut pantul (θ_2) mengindikasikan meningkatnya kadar kolesterol dalam darah, dimana garis AB merapat membentuk garis baru AB'. Secara matematis dengan menggunakan hukum Snell indeks pembiasan (η_2) dapat dihitung pada persamaan berikut:

$$\eta_2 = \frac{\eta_1(\sin \theta_1)}{\sin \theta_2} \dots\dots\dots (9)$$

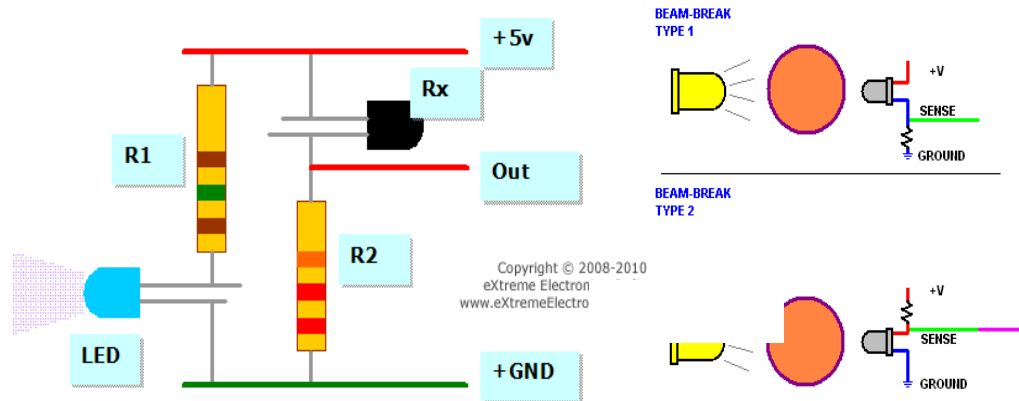
Indeks bias cairan kolesterol diwakili η_2 , dan η_1 mewakili indeks bias air dengan nilai 1,333. Sudut bias air diwakili θ_1 dan θ_2 sudut bias kolesterol atau glukosa darah. Sudut pantul (θ_2) mengalami penurunan pada saat kadar kolesterol atau glukosa darah meningkat sehingga mengakibatkan indeks pantul (η_2) mengalami penurunan dan tegangan output (V_{out}) mengalami peningkatan karena banyak foton yang menyentuh photodiode. Akibat penurunan pada sudut pantul (θ_2), ikut menurunkan radius BC pada cahaya LED, saat sinar cahaya melengkung ke AC menyebabkan kadar kolesterol atau glukosa akan meningkat berdasarkan hukum Snell (Ali et al., 2017).

$$V_{out} = \frac{nKT}{q} \ln \left(\frac{I_x \cdot I_{SC}}{I_0} \right) = \frac{nKT}{q} \left[\ln \left(\frac{I_{SC}}{I_0} \right) + \ln \cdot I_x \right]$$

$$V_{out} = V + \frac{nKT}{q} \ln I_x \dots\dots\dots (10)$$

Dimana: (I_0) Saturasi arus balik, (I_{SC}) Arus hubung singkat, (V) Tegangan awal, $\frac{nKT}{q}$ = Nilai constant pada saat temperature T, sementara nilai $K = 1,380 \times 10^{-23}$ dan $q = 1,602 \times 10^{-19}$

Menganalisis perpindahan energi cahaya pada material yang di bawah setiap foton digunakan radiasi cahaya–elektromagnetik oleh spektroskopi yang dijabarkan dengan persamaan (2), dimana h merupakan Konstanta Planck ($6,620 \times 10^{-34} \text{ m}^2\text{kg/s}$), C adalah Kecepatan Cahaya ($3 \times 10^8 \text{ m/s}$), dan λ sebagai panjang gelombang cahaya (940 nm). Sehingga banyaknya energi yang dibawa oleh foton bergantung pada panjang gelombang dimana NIR berada pada 400 – 1400 nm, semakin pendek panjang gelombang, semakin tinggi bilangan gelombang dan semakin tinggi energi foton (Metrohm, 2014).



Gambar 8. Rangkaian sensor NIR dengan LED IR dan Photodioda

LED pada rangkaian sensor optik seperti yang ditunjukkan pada gambar 8 digunakan sebagai pemancar cahaya, untuk mencegah kerusakan pada LED maka dipasang resistor R1 secara seri, nilai resistor dapat dihitung dengan persamaan berikut:

$$R_1 = \frac{V_{cc} - V_f}{I_f} \dots\dots\dots (11)$$

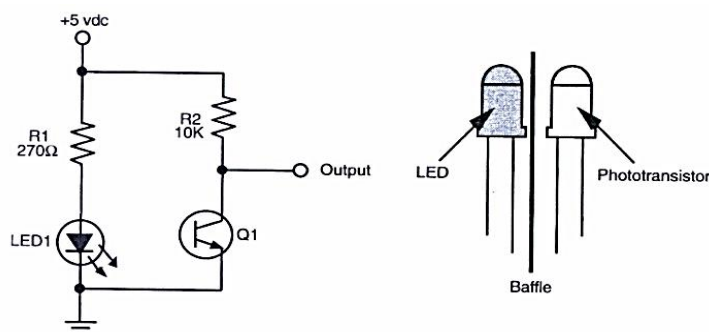
Dimana R1 adalah nilai resistansi dalam Ohm, Vcc adalah sumber tegangan DC dalam Volt, Vf adalah tegangan jatuh melalui LED dalam Volt dan If adalah arus maju pada LED dalam ampere (Anupongongarch et al., 2019). Photodioda pada rangkaian sensor digunakan sebagai penerima cahaya yang terpantulkan, untuk membatasi arus dan mencegah kerusakan pada photodiode maka dipasang resistor R2 untuk menghitung nilai resistor yang dapat digunakan dengan menggunakan persamaan berikut:

$$R_2 = \frac{V_{cc} - V_{CE}}{I_C} \dots\dots\dots (12)$$

Dimana R2 adalah resistansi kolektor terpasang seri dalam satuan ohm, $V_{CE(Sat)}$ adalah tegangan jatuh pada kolektor dan emitter photodiode dalam satuan volt dan I_C adalah arus pada kolektor dalam satuan ampere. (Anupongongarch et al., 2019)

2 Desain Sensor

Bagian pertama adalah sensor NIR yang terdiri dari komponen LED IR, Photodiode dan Resistor. LED IR yang digunakan dengan type IR 333-A 5 mm dengan panjang gelombang 940 nm Everlight, dan photodiode dengan type PT333-3C kecepatan dan sentisivitas tinggi dengan ukuran standar 5 mm. LED IR dan photodiode ini merupakan buatan dalam negeri yang dapat diperoleh dari toko elektronika dengan mudah. Desain sensor dengan LED IR dan Photodiode seperti pada gambar berikut



Gambar 9, Desain sensor NIR jenis reflektif

Dari data yang ada sumber tegangan V_{CC} 5V dan dipasang resistor R_1 sebagai pembatas arus yang berfungsi untuk pengamanan agar tidak terjadi kerusakan pada rangkaian LED IR, untuk menentukan nilai R_1 dapat dihitung berdasarkan persamaan (11), Dimana R_1 adalah nilai resistansi dalam satuan ohm, V_C adalah sumber power dari arus searah (DC) dengan satuan volt, V_F adalah forward voltage dalam satuan Volt dan I_F adalah forward current dalam satuan ampere.

Dari data karakteristik LED IR 333-A dengan nilai forward maju (V_F) adalah 1,2 volt dengan forward current (I_F) 20 mA, dan sumber power suplay 5 volt DC, sehingga resistansi yang dapat digunakan untuk LED IR yang terpasang seri adalah

$$R_1 = \frac{V_C - V_F}{I_F}$$

$$R_1 = \frac{5V - 1.2V}{20 mA}$$

$$R_1 = 190 \text{ ohm}$$

Resistansi yang dipasang seri dengan LED IR adalah 190 ohm

Untuk photodiode secara seri dipasang resistor R_2 pada rangkaian yang berfungsi untuk mencegah terjadinya kerusakan pada photodiode. Besarnya nilai resistansi yang dipasang dapat dihitung dengan persamaan (12). Dimana R_2 adalah resistansi collector dalam satuan ohm, V_{CC} power supply input dalam satuan volts, $V_{CE(SAT)}$ adalah tegangan jatuh pada emitter dan kolektor photodiode dalam satuan volt dan I_C adalah arus kolektor dalam satuan ampere.

Dari data karakteristik photodiode PT333-A Everlight yang dipasang pada rangkaian sensor, nilai collector-emitter saturation voltage ($V_{CE(SAT)}$) adalah 0.4volt dan Current collector (I_C) adalah 2 mA dan dipasang pada sumber tegangan V_{CC} adalah 5 volt. Maka nilai R_2 adalah sebagai berikut:

$$R_2 = \frac{V_{CC} - V_{CE(SAT)}}{I_C}$$

$$R_2 = \frac{5V - 0.4V}{2mA}$$

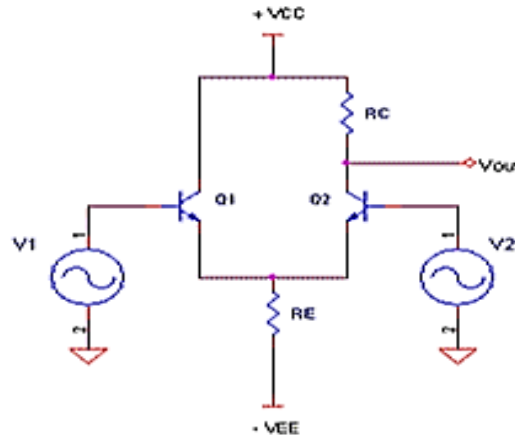
$$R_2 = 2.3 \text{ k}\Omega$$

Resistansi yang dipasang seri dengan Photodiode adalah 2.3 k Ω

3.. *Operational Amplifier (Op-Amp)*

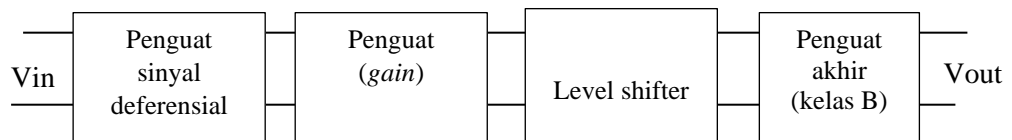
Operational amplifier atau Op-Amp atau penguat diferensial adalah salah satu komponen analog yang sering dipergunakan pada rangkaian elektronika. Op –Amp merupakan komponen integrated circuits (IC) yang mempunyai 2 input tegangan dan 1 output tegangan. Tegangan outputnya merupakan proporsional terhadap perbedaan tegangan dari kedua inputnya.

Gambar 10 merupakan bentuk rangkaian dasar dari penguat diferensial atau Op-Amp.



Gambar 10, Rangkaian dasar penguat diferensial.

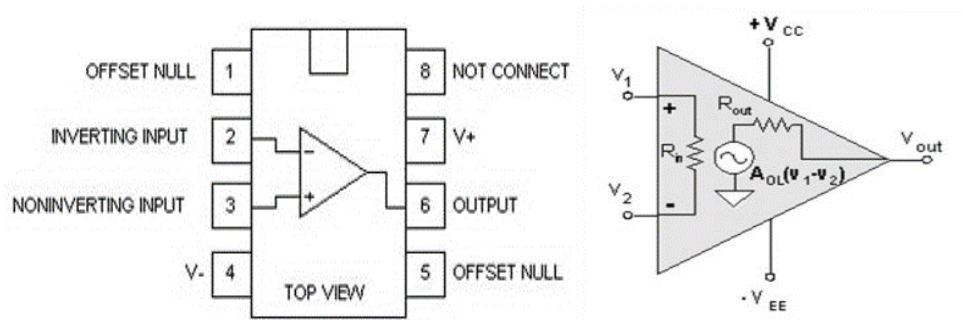
Rangkaian sederhana yang ditunjukkan pada gambar 10, bahwa persamaan untuk titik V_{out} adalah $V_{out} = A (V_1 + V_2)$, dimana A merupakan nilai penguat dari Op-Amp ini. Titik V_1 adalah input tegangan *non-inverting* karena V_1 satu phase dengan V_{out} , untuk titik V_2 disebut *inverting* karena berlawanan phasa dengan tegangan V_{out} . Op-Amp terdiri dari beberapa bagian seperti yang ditunjukkan pada gambar 11, yang disusun dalam blok diagram, bagian dari Op-Amp antara lain yang pertama adalah penguat diferensial, kemudian ada tahapan penguatan (*gain*), lalu dilanjutkan dengan rangkaian penggeser level (*level shifter*) dan yang terakhir dibuat dengan push-pull kelas B,



Gambar 11. Blok diagram penguat diferensial (Op-Amp)

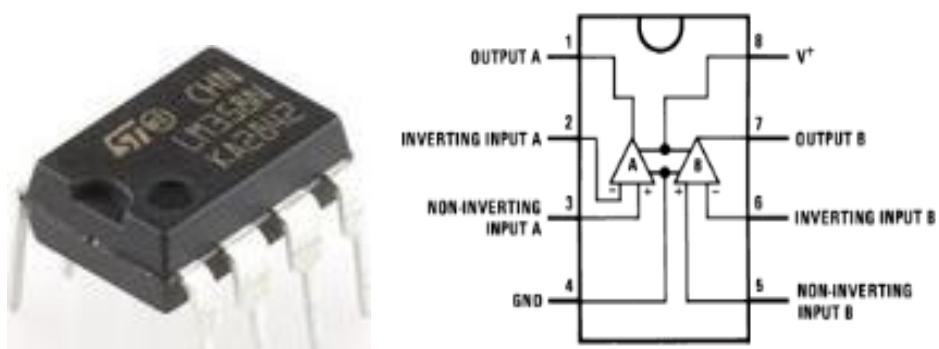
Op-Amp pada gambar schematic dibuat dalam bentuk simbol seperti yang ditunjukkan pada gambar 12. Op-Amp terdiri dari 2 input non-inverting (+) dan input inverting (-), Op-Amp umumnya dioperasikan dengan double

supply (+Vcc dan -Vcc), dan juga Op-Amp yang dioperasikan dengan single supply (Vcc dan Ground). Bentuk dan simbol Op-Amp seperti pada gambar 12 merupakan simbol rangkaian dalam Op-Amp dengan menggunakan parameter umum seperti R_m adalah resistansi input yang nilainya tak terhingga (infinit), R_{out} merupakan resistansi output dengan nilai idealnya sama dengan nol dan A_{OL} nilai penguatan open loop yang idealnya tidak terhingga.



Gambar 12. bentuk dan symbol Op-Amp

Dewasa ini terdapat berbagai jenis dan type Op-Amp dan karakteristik masing masing. Salah satu OP-Amp yang sering digunakan adalah LM358 dengan DIP 8 pin seperti pada gambar 13



Gambar 13. Op-Amp LM358N

Penguat diferensial atau Op-Amp seri LM358 terdiri dari dua operasional penguat independen, penguat (gain) tinggi, kompensasi internal frekuensi dirancang khusus untuk dapat beroperasi dengan catu daya tunggal pada

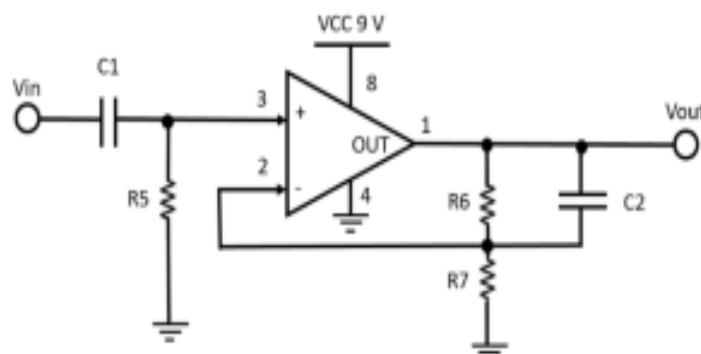
rentang tegangan yang luas. Pengoperasian dengan catu daya terpisah dimungkinkan dan pengurusan arus catu daya yang rendah tidak tergantung pada besarnya nilai tegangan catu daya.

4. *Desain Pengkondisian sinyal*

Sensor optik dengan LED IR dan photodiode yang dipasang pada gelang, sinyal output yang dikeluarkan merupakan pulsa amplitudo. Sinyal output yang masih kecil, sehingga belum bisa digunakan pengukuran kadar kolesterol dan glukosa darah dari absorpsi cahaya. Sinyal output yang rendah perlu dilakukan modifikasi dengan mengkondisikan sinyal dengan membuat rangkaian penguat sinyal. Rangkaian pengkondisian signal terdiri dari high by pass filter, non inverting amplifier dan low pass filter circuit.

Proses pengkondisian sinyal merupakan proses optimalisasi dengan melakukan manipulasi sinyal analog untuk proses selanjutnya. Sinyal yang diperoleh dari rangkaian detektor memiliki tegangan yang kecil bersamaan dengan adanya interferensi elektromagnetik dan sumber noise lainnya. Untuk mempersiapkan proses awal perlu meningkatkan sinyal, hal ini dapat dicapai dengan melakukan aplikasi menggunakan penguat sinyal AC non-inverting dan melakukan penyaringan noise dengan filter band-pass.

Penggunaan Op-Amp LM358 berdaya rendah pada rangkaian penguat sinyal non-inverting, pada tahapan masukan dari amplifier dihubungkan ke RC untuk membentuk bagian high pass dari filter, dan keluaran penguat dihubungkan ke konfigurasi RC Low-pass.



Gambar 14. Rangkaian pengkondisian sinyal analog

Pada gambar 2.14 menunjukkan Rangkaian pengkondisian sinyal analog dimana rangkaian high-pass filter mengizinkan frekuensi sinyal berada diatas frekuensi cut-off untuk melewati tanpa redaman. Sinyal dilemahkan dengan frekuensi sinyal lebih rendah dari frekuensi cut-off. Rangkaian didesain dengan menghubungkan seri dengan kapasitor C1 dan diikuti oleh resistor R5 yang dihubungkan dengan grounding. Rangkaian high-pass filter pada frekuensi cut-off dirancang dengan 0.5Hz dengan kapasitor C1 dipilih dengan nilai 0.1 μ F, sehingga resistor R5 dapat dihitung dengan menggunakan persamaan

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} \dots\dots\dots (13)$$

Desain penguat sinyal AC non-inverting pemilihan resistor disesuaikan dengan kebutuhan untuk memperkuat sinyal dari rangkaian sensor. Sehingga nilai penguatan sinyal (A_v) dapat dihitung dengan persamaan berikut:

$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_f}{R_i}, \quad R_f = R_i(A_v - 1) \dots\dots\dots (14)$$

● *Rangkaian High pass filter (HPF)*

Rangkaian high pass filter circuit merupakan rangkain yang digunakan untuk menghilangkan noise pada frekuensi rendah dan memastikan kestabilan pengukuran penyerapan cahaya. Pada rangkaian ini hanya melewatkan frekuensi diatas titik batas, dan frekuensi dibatas titik batas akan disalurkan ke ground yang bertujuan untuk mengurangi sinyal frekuensi amplitude rendah. Rentang frekuensi untuk mengakomodasi sensor pada denyut nadi berkisar 0.5 – 4 Hz. Untuk titik batas frekuensi 0,5 Hz digunakan capasitor C₁ sebesar 0.1 uF dan memsang resistor R₃ yang dihubungkan ke ground, untuk menentukan nilai R3 dapat dihitung dengan persamaan (14),

Dimana R adalah tahanan pada rangkaian HPF, f_c adalah frekuensi titik batas dan C_1 adalah nilai kapasitansi yang ditetapkan .

Dari data yang ada maka nilai R_3 pada rangkaian sensor optik yang didesain adalah

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C_1}$$

$$R_3 = \frac{1}{2\pi(0.5\text{Hz})(0.1\ \mu\text{F})}$$

$$R_3 = 314,000\ \Omega = 3.14\ \text{M}\Omega$$

Sehingga rangkaian HPF dengan frekuensi 0.5 Hz dan menggunakan kapasitansi C_1 sebesar 0.1 μF maka tahanan yang dipasang (R_3) adalah 3 $\text{M}\Omega$

- Rangkaian *NonInverting Amplifier* (NIA)

Penguat sinyal pada rangkaian sensor yang desain untuk memonitoring kadar kolesterol dan glukosa darah ini menggunakan penguat dengan pengoprasian daya rendah yang terintegrasi yaitu OP – AMP LM 358, difungsikan untuk menguatkan sinyal output dari rangkaian sensor. Sinyal output dari rangkaian sensor dimasukkan pada input A noninverting (3). Untuk meningkatkan sinyal tegangan output dari rangkaian sensor (V_{in}) sebesar 200 mV ke tegangan output maksimum (V_{out}) 5V, dengan amplifikasi (A_V) pada rangkaian non-inverting amplifier dapat ditentukan sebagai berikut:

$$A_V = \frac{V_{out}}{V_{in}}, \quad A_V = \frac{5V}{200mV} = 25\ \text{v}$$

Untuk mendapatkan tingkat penguatan sinyal output rangkaian sensor tersebut digunakan potensi jaringan pembagi agar pemasok arus balik ke inverting dari opsional amplifier dengan rangkaian pengarah. Untuk menentukan nilai resistansi pada rangkai tersebut maka langkah pertama menentukan estimasi nilai $R_g = R_4 = 10\ \text{k}\Omega$ dan resistansi umpan balik ($R_f = R_5$) pada sisi non inverting dapat ditentukan dengan persamaan (15) yaitu:

$$A_V = \frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_f}{R_p}$$

$$R_f = R_p(A_V - 1)$$

$$R_5 = R_4(A_V - 1)$$

$$R_f = 10k\Omega(25 - 1) = 240k\Omega$$

Sehingga rangkaian *non inverting amplifier* pada IC Op-Amp LM 358 untuk resistansi R_4 dan R_5 masing masing $10k\Omega$ dan $240k\Omega$.

- Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF)

Rangkaian LPF di gunakan pada rangkaian ini agar frekuensi yang berada pada titik batas bawah (f_c) bebas lewat dan sambil mengurangi frekuensi yang lebih tinggi. Rangkaian ini titik batas frekuensi (f_c) low-pass 5 Hz, sesuai dengan karakteristik output rangkaian sensor. Dengan kapasitor C_2 sebesar $0.1 \mu F$, dengan batas titik bawah frekuensi (f_c) low-pass sebesar 5 Hz, maka nilai resistansi (R_6). Untuk menentukan nilai R_6 dapat dihitung dengan persamaan (14) yaitu:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C_2} \quad R_6 = \frac{1}{3.14} = 318 k\Omega$$

Sehingga rangkaian *low pass filter* (LPF) pada IC Op-Amp LM 358 untuk nilai resistansi (R_6) sebesar $318 k\Omega$.

II.4.3 Mikrokontroler

Mikrokontroler merupakan perangkat mini komputer yang menggunakan chip tunggal yang dibuat khusus untuk aplikasi sistem kontrol, yang sangat murah dan mudah digunakan pada aplikasi kontrol digital. Mikrokontroler pada umumnya memiliki built-in sirkuit yang dibutuhkan untuk aplikasi pengontrolan seperti memiliki converter Analog/digital (A/D) sehingga sampel sinyal digital dapat diambil selain itu mikrokontroler juga memiliki timer dan logika instruksi bawaan, sehingga dapat digunakan untuk mengimplementasikan algoritma control dengan akurat. (Ibrahim, 2006).

Saat ini pemrograman mikrokontroler sudah menggunakan bahasa program tingkat tinggi seperti bahasa BASIC, PASCAL atau bahasa C dengan keunggulan sebagai berikut:

- Dengan bahasa pemrograman tingkat tinggi lebih mudah mengembangkan program
- Dengan bahasa program tingkat tinggi jauh lebih mudah melakukan pemeliharaan program
- Pengujian program dengan bahasa program tingkat tinggi lebih mudah dilakukan
- Dengan bahasa program tingkat tinggi ramah dan tidak mudah membuat kesalahan oleh pengguna
- Lebih mudah didokumentasikan dengan penggunaan bahasa pemrograman bahasa tingkat tinggi.

Selain kelebihan pemrograman dengan bahasa tingkat tinggi terdapat juga kelemahan seperti panjang kode dalam memori lebih besar. Bahasa program yang digunakan pada programmable interface controller (PIC) mikrokontroler pada umumnya bahasa C tingkat tinggi.(Ibrahim, 2006).

- *Mikrokontroler Arduino uno*

Arduino adalah salah satu jenis mikrokontroler yang merupakan platform open source yang dipergunakan untuk membangun dan memprogram elektronik. Arduino juga dapat menerima dan mengirim informasi ke sebagian besar perangkat dan juga dapat dihubungkan dengan internet untuk mengirim dan menerima informasi dari beberapa perangkat tertentu. Arduino menggunakan papan sirkuit sebagai perangkat keras yaitu arduino uno dan perangkat lunak untuk arduino menggunakan bahasa C++ sebagai program board.(Badamasi, 2014). Papan sirkuit arduino uno seperti ditunjukkan pada gambar 15.

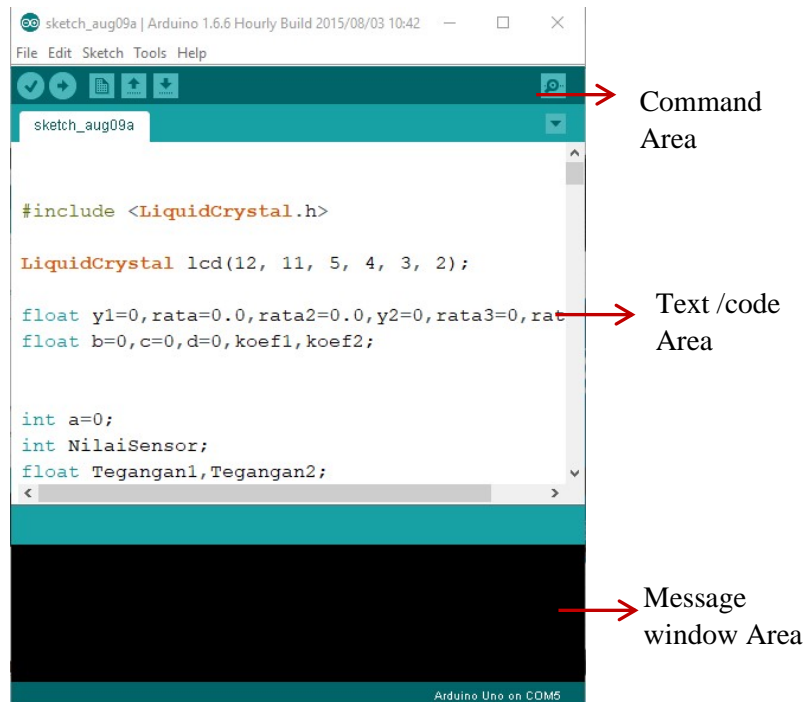


Gambar 15. Papan sirkuit arduino uno R3.

Arduino tidak memiliki perangkat keras yang terpisah untuk membuat code ke papan sirkuit, untuk mengunggah cukup menggunakan kabel USB.

Papan arduino memiliki dua bagian berdasarkan klasifikasi:

1. Hardware; perangkat keras arduino dibangun dari beberapa komponen yang rangkai untuk membuat bekerja. Komponen pendukung dari perangkat keras arduino antara lain:
 - USB Plug: bagian ini merupakan bagian pertama dari Arduino, bagian ini digunakan untuk mengunduh program ke mikrokontroler dan mensupply tegangan yang telah diatur sebesar 5 Volt untuk tegangan ke papan sirkuit arduino.
 - External Power Supply: bagian ini hanya digunakan jika papan arduino membutuhkan suplai tegangan yang telah diatur mulai dari 9 -12 volt.
 - Reset Button: Tombol reset berfungsi untuk mengatur ulang arduino saat ditekan apabila sudah mengunggah perintah lain untuk dikerjakan oleh arduino.
 - Microcontroller: komponen ini merupakan perangkat yang menerima dan mengirimkan informasi atau perintah ke masing masing sirkuit.
 - Analog Pin (0-5): bagian ini adalah pin untuk input analog (A0 sampai A5)
 - Digital I/O pin; bagian ini adalah pin untuk input digital, output pin 2 sampai 13
 - In-Circuit Programmer: pada bagian ini sebagai sumber lain untuk mengunggah atau memprogram yang dapat dilakukan dengan menggunakan output TX, 1 dan input RX, 0.
 - Digital dan Analog Ground Pins
 - Power pins; memiliki pin dengan tegangan 3.3 dan 5 Volt.
2. Software: perangkat lunak atau integrated development environment (IDE) merupakan serangkaian instruksi yang memberikan informasi ke perangkat keras untuk melakukan serangkain perintah dan bagaimana melakukannya. IDE seperti pada gambar berikut;



Gambar 16. Integrated Development Environment (IDE) arduino.

Integrated Development Environment (IDE) ini dibagi menjadi 3 bagian yaitu:

- *Command area:* tempat untuk item menu seperti, File, Edit, Skets, Help dan juga Icon verify, upload, new, open, save dan serial monitor yang digunakan untuk mengirim dan menerima data antara arduino dan IDE.
- *Text area:* tempat ini untuk menuliskan kode yang menggunakan versi sederhana dari bahasa pemrograman C++ yang lebih mudah dalam membuat program atau kata lain sketsa. Ada dua bagian penting saat menulis kode pada program yaitu:
 - ✓ Fungsi pengaturan atau setup function: sebelum pengaturan perlu melakukan inisialisasi variable yang akan digunakan dan menetapkan, selanjutnya pengaturan rutinitas dimulai dengan mengatur kondisi variabel awal dan menjalankan hanya sekali kode awalnya. Contoh penulisan

```
void setup () {
  // put your setup code here, to run once:
}
```


- ✓ Loop Rutin: menjalankan atau mengeksekusi kode utama secara berulang ulang, contoh penulisannya.

```
void loop () {
    // put your main code here, to run
    repeatedly:
}
```

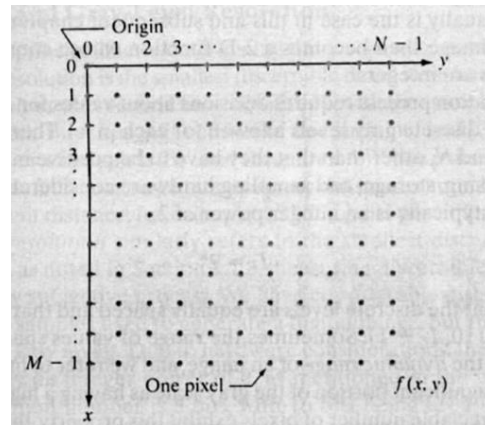
- ✓ Message Window: tempat pesan dari IDE pada area hitam, yang sebagian besar verifikasi kode.

II.5 Pengolahan Citra Digital

II.5.1 Pengertian Citra Digital

Citra digital merupakan suatu gambar dua dimensi yang dapat ditampilkan pada media computer yang disebut pixel (picture elements) atau himpunan /diskrit nilai digital. Proses pengolahan citra merupakan suatu proses analisis citra yang melibatkan banyak persepsi visual, dimana proses ini memiliki ciri data masukan dan informasi keluaran dengan bentuk citra.

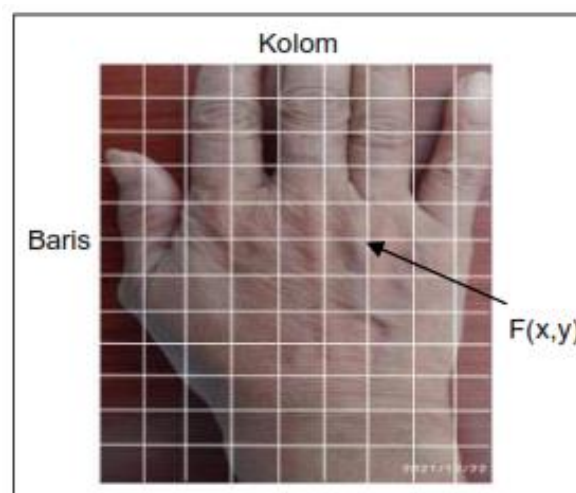
Citra dapat didefinisikan sebagai fungsi (x, y) yang mempunyai ukuran M pada baris dan N pada kolom, dimana x dan y merupakan koordinat parsial, amplitude f pada titik koordinat (x, y) yang disebut derajat atau tingkat keabu abuan pada suatu citra. Jika x, y dan f semuanya berhingga dan bernilai diskrit maka citra tersebut merupakan citra digital. Citra dalam bentuk matrik seperti pada gambar berikut



Gambar 17. Koordinat citra digital.

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) \cdots f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) \cdots f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots \quad \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) \cdots f(M-1,N-1) \end{bmatrix} \quad (15)$$

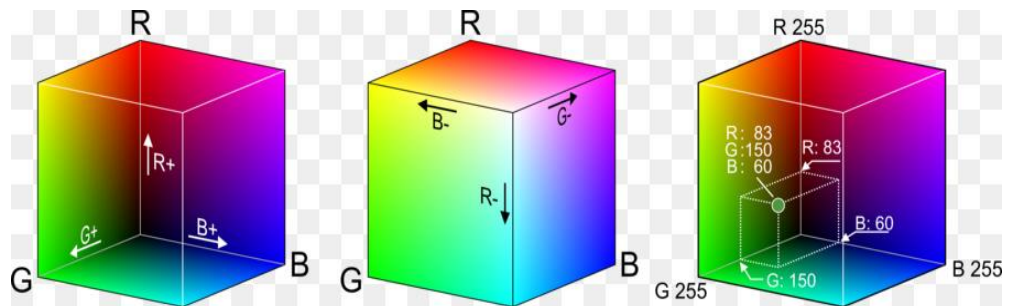
Irisan antara baris dan kolom (x, y) terdapat suatu nilai yang disebut pixel pada citra digital. Persamaan diatas terdapat $f(0, N-1)$ yang berarti bahwa pixel dengan nilai pada sumbu $x = 0$ dan pada sumbu y yaitu jumlah kolom -1. Pada gambar berikut merupakan ilustrasi digitalisasi sebuah citra dengan $M = 16$ baris dan $N = 16$ kolom.



Gambar 18. Ilustrasi digitalisasi citra.

II.5.2 Ruang Warna RGB

Image atau Citra RGB adalah jenis citra yang menyajikan warna dalam bentuk elemen R (merah/red), G (hijau/green) dan B (biru/blue). ilustrasi ruang warna RGB seperti terlihat pada gambar berikut;



Gambar 19. ilustrasi ruang warna RGB

Citra berwarna secara umum dapat dipresentasikan dalam bentuk kubus tiga dimensi seperti pada gambar 19 di atas. Bentuk kubus tiga dimensi tersebut memiliki tiga warna dasar yaitu merah, hijau dan biru yang berada pada ujung sumbu kubus. Setiap komponen warna menggunakan 8 bit (dengan nilai 0 sampai 255). Warna hitam berada pada titik pusat kubus, dan warna putih berada pada ujung kubus yang berseberangan

II.5. 3. Citra Grayscale

Citra grayscale merupakan suatu citra yang hanya memiliki warna tingkat keabuan. pemanfaatan citra grayscale disebabkan adanya kebutuhan informasi yang diberikan pada tiap piksel dibandingkan dengan citra berwarna walaupun hanya sedikit. Warna abu-abu pada citra grayscale merupakan warna R (Red), G (Green), B (Blue) yang mempunyai intensitas yang sama. Sehingga pada grayscale image hanya memerlukan nilai intensitas tunggal dibandingkan dengan citra berwarna memerlukan tiga intensitas untuk tiap pikselnya. Intensitas dari citra grayscale disimpan dalam 8 bit integer yang memberikan 256 kemungkinan yang mana dimulai dari level 0 sampai dengan 255 (0 untuk hitam dan 255 untuk putih

dan nilai diantaranya adalah derajat keabuan). Level keabuan seperti gambar berikut:



Gambar 20, Grayscale level

Untuk mengubah citra berwarna yang memiliki nilai matriks masing masing r, g dan b menjadi citra grayscale dengan nilai s. Konversi nilai gray scale (s) dapat dilaksanakan dengan menjumlahkan hasil perkalian dari tiga komponen tetapan angka dari R , G dan B, yang diambil dari koefisien yang dipergunakan dalam menghitung luminance ($E'y$) pada Rec. ITU- R BT.601-7 yang telah dibulatkan dengan 3 desimal. dimana Rec. ITU-R BT merupakan standar dari International Telecommunication Union pada tahun 1982 untuk membuat interlaced sinyal video analog menjadi video digital.. seperti pada persamaan berikut:

$$s = 0.299 * R + 0.587 * G + 0.114 * B \dots\dots\dots (16)$$

II.5.4. Teksture

Tekstur dalam kamus bahasa Indonesia (KBI), tekstur adalah ukuran dan susunan jaringan (bagian) suatu benda, pengertian lain bahwa tekstur adalah penyatuan bagian bagian dari sesuatu menjadi sebuah benda misalnya serat dalam kain dan susunan sel sel dalam tubuh. Tekstur terbentuk dari pengulangan elemen atau pola dari suatu permukaan benda.

Tekstur pada kulit manusia terdiri dari tiga lapisan jaringan yang mempunyai fungsi dan karakteristik berbeda. Ketiga lapisan tersebut yaitu: lapisan epidermis, lapisan dermis, dan lapisan subkutan

Kulit adalah organ terbesar dari tubuh manusia yang terdiri dari warna kulit yang berbeda. Analisis tekstur kulit memainkan peran penting dalam menilai kesehatan kulit dan untuk diagnosis gangguan kulit (Arabi et al., 2016). Kondisi

kulit wajah, sebagai sinyal kesehatan yang berubah dengan cepat, memberikan informasi yang berguna tentang status kesehatan dan fisiologis individu saat ini (Tan et al., 2018).



Gambar 21. Citra kulit tangan manusia

II.5.5. *Gray Level Co- Occurrence matrix (GLCM)*

Gray level co-occurrence matrix (GLCM), merupakan salah satu metodologi pemrosesan gambar yang dipergunakan untuk mendeskripsikan hubungan spasial antara nilai-nilai abu-abu dalam gambar dua dimensi. Yang dikembangkan oleh Haralick et al. pada tahun 1973. Pengembangan selanjutnya telah maju lebih jauh untuk menunjukkan tingkat penerapannya pada photomicrographs level abu-abu dari serangkaian sampel batu pasir. Sejak itu, GLCM telah digunakan secara luas dalam berbagai aplikasi (Jardine et al., 2018). Dari semua teknik analisis tekstur, saat ini mungkin yang paling banyak digunakan adalah yang didasarkan pada algoritma *gray level co-occurrence matrix (GLCM)*. Metode GLCM sebagai cara untuk mengklasifikasikan gambar menggunakan pengukuran statistik urutan kedua (Pantic et al., 2016).

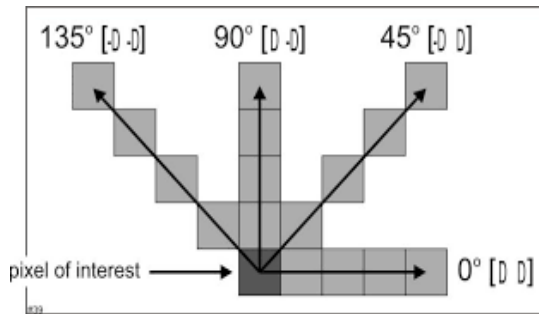
Penentuan daerah yang relevan yang digunakan untuk penyelidikan jenis jaringan, daerah yang sakit, dan struktur anatomi sangat dibantu oleh segmentasi gambar. Penerapan segmentasi citra dapat dilakukan dengan metode GLCM. Langkah awal adalah menentukan wilayah yang diinginkan (ROI) di dalam organ untuk menghilangkan area pemrosesan yang tidak penting. Langkah selanjutnya

adalah memisahkan penyakit dalam ROI setelah ROI dibuat. Perkiraan batas penyakit yang benar membantu dalam klasifikasi dan kategorisasi penyakit. Untuk menjaga akurasi dan sensitivitas sistem deteksi dan klasifikasi lesi, diperlukan segmentasi gambar yang kuat. Akibatnya, ketika penyakit telah tersegmentasi, fitur dapat dihitung untuk mengurangi tingkat deteksi palsu dan meningkatkan akurasi diagnosis (Koundal & Sharma, 2019).

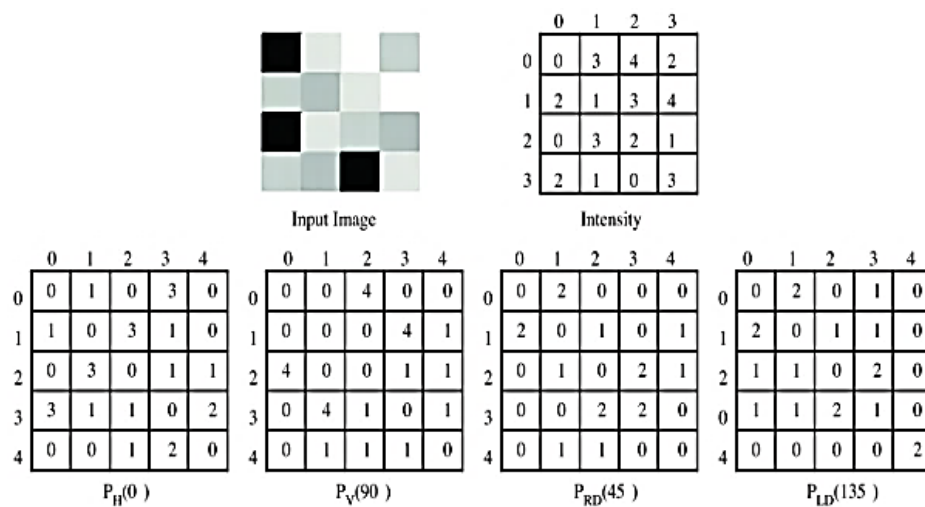
Metode GLCM merupakan matriks yang menampilkan berbagai kombinasi tingkat keabuan yang dapat ditemukan pada suatu citra dan membantu mengidentifikasi lokasi yang berbeda pada citra tersebut (Virmani et al., 2019). Penulis lainnya menjelaskan bahwa GLCM adalah metode yang paling efektif untuk mengklasifikasikan data piksel demi piksel. Dalam analisis sinar-X, nilai co-occurrence tingkat abu-abu umumnya digunakan. X-ray adalah film hitam-putih yang menampilkan berbagai warna abu-abu. (Bhargava et al., 2020). Matriks ko-okurensi tingkat keabuan suatu citra dapat menampilkan informasi yang lengkap tentang arah, interval tetangga, dan rentang variabel tingkat keabuan citra, oleh karena itu penggunaan matriks ko-okurensi tingkat keabuan untuk ekstraksi tekstur akan memiliki pengaruh nilai positif. (Gao, 2021).

Ekstraksi ciri atau tekstur GLCM dapat diperoleh dengan melakukan 2 hal yang pertama melakukan tabulasi menggunakan GLCM dengan memasang pixel co – occurrences pasial yang dipisahkan oleh jarak dan sudut tertentu. Kedua menggunakan GLCM untuk mengkalkulasi kuantitas skalar yang mempunyai karakteristik dengan aspek yang berbeda sesuai teksturnya. Ekstraksi tekstur GLCM menghasilkan nilai kuantitas yang digunakan untuk menerjemahkan suatu tekstur.

Metode GLCM dapat menentukan kemungkinan tingkat abu-abu i terjadi di sekitar tingkat abu-abu lain j pada jarak tertentu d dan sudut θ , dengan asumsi jumlah tingkat abu-abu N diketahui. GLCM memiliki 4 arah sudut ketetangaan antar pixel yaitu $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ dan 135° . Gambar 2.23 adalah ilustrasi arah sudut ketetangaan pixel GLCM.



Gambar 22. ilustrasi arah sudut ketetangaan pixel metode GLCM



Gambar 23. ilustrasi matriks GLCM.

Piksel – piksel berbentuk matriks co-occurences dengan pasangan pikselnya, karena piksel berbentuk matriks maka matriks piksel akan memiliki nilai berulang sehingga terdapat pasangan arah keabua-abuannya. Keadaan nilai piksel tersebut ditandai sebagai matriks dengan jarak 2 posisi (X_1, Y_1) dan (X_2, Y_2) . Sesuai keadaan tersebut untuk membedakan antar matriks gambar dapat dilihat berdasarkan ciri matriks. Citra dengan ciri matriks yang dihasilkan GLCM ada 4 ekstraksi yaitu kontras (C_t), korelasi (C_n), energi (E_y) dan homogenitas (H_y), keempat ekstraksi tersebut dapat menggambarkan keseluruhan citra dan pada umumnya digunakan pada proses citra, secara berurutan seperti yang digambarkan pada persamaan berikut (Bhagat et al., 2019).

$$GLCM = P_r(i, j) | d, \theta, N \dots \dots \dots (17)$$

1. Kontras

Kontras merupakan fitur yang mempresentasikan perbedaan tingkat warna atau skala keabu abuan (grayscale) yang muncul pada sebuah citra. Kontras akan bernilai 0 jika piksel ketetanggaan mempunyai nilai yang sama, untuk menentukan nilai kontras dengan menggunakan persamaan berikut:

$$\text{Kontras } (Ct) = \sum_{i,j} |i - j|^2 S(i,j) \dots\dots\dots (18)$$

2. Korelasi

Korelasi mempresentasikan keterkaitan linear dari derajat dari keabu abuan, korelasi bernilai antara -1 hingga 1, untuk menentukan nilai korelasi dengan persamaan berikut:

$$\text{Korelasi } (Cn) = \sum_{i,j} \frac{(i-\mu_i)(j-\mu_j)S(i,j)}{\sigma_i\sigma_j} \dots\dots\dots (19)$$

3. Energy

Energi mempresentasikan ukuran keseragaman pada citra, semakin tinggi kemiripan citra maka semakin tinggi pula nilai energi.

$$\text{Energy } (Ey) = \sum_{i,j} S(i,j)^2 \dots\dots\dots (20)$$

4. Homogeneity

Homogeneity mempresentasikan ukuran kebersamaan, homogeneity akan bernilai tinggi jika semua piksel mempunyai nilai yang uniform atau selisih antara pikselnya rendah, nilai nilai berdekatan antara piksel.

$$\text{Homogenitas } (Hy) = \sum_{i,j} \frac{S(i,j)}{1+|i-j|} \dots\dots\dots (21)$$

II.6 Jaringan Syaraf Tiruan (JST)

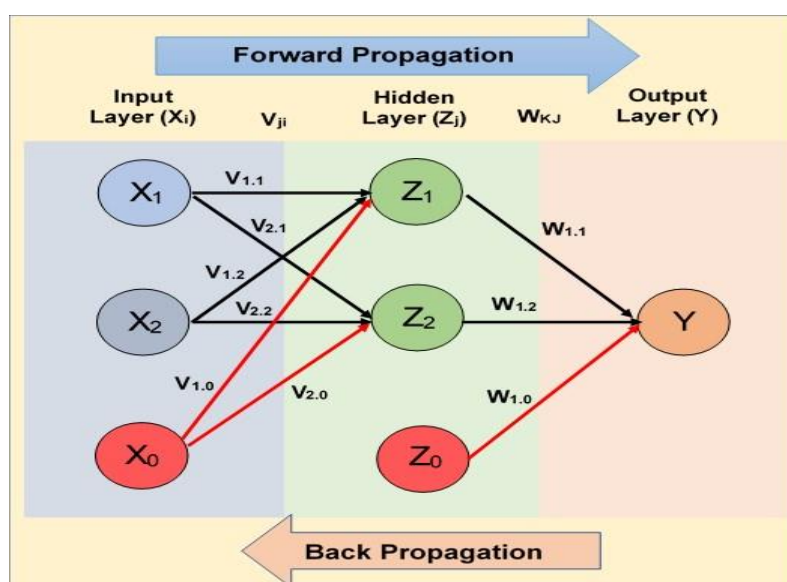
Prediksi atau peramalan merupakan hal yang sangat lazim dihadapi dalam persoalan kehidupan pada berbagai bidang antara lain peramalan iklim dan cuaca, peramalan dalam finansial, nilai saham, peramalan bidang kesehatan dan peramalan lainnya. Dalam membuat suatu peramalan atau prediksi diperlukan

metode yang baik untuk memastikan keakuratan hasil prediksi. Salah satu metode yang paling sering digunakan dalam permasalahan peramalan adalah jaringan syaraf tiruan (Agus Perdana Windarto et al., 2019).

JST hanyalah sebuah metode untuk membuat model prediksi yang akurat dan efisien yang memiliki nilai kesalahan yang rendah yang sangat baik dalam proses generalisasi sebab disupport oleh data pelatihan yang cukup dan proses pengujian yang menyesuaikan nilai sehingga model ini dapat meramalkan time series beberapa periode waktu kedepan, Salah satu metode yang baik digunakan pada jaringan syaraf tiruan (JST) untuk membuat prediksi adalah algoritma backpropagation (Budiharjo et al., 2018).

II.7 Algoritma Backpropagation

Proses pembelajaran dalam backpropagation dilakukan dengan menyesuaikan nilai nilai syaraf tiruan dengan arah mundur berlandaskan nilai kesalahan pada proses pembelajaran (Windarto et al., 2018). Backpropagation memiliki ciri yang melibatkan tiga layer atau lapisan seperti yang ditunjukkan pada gambar 24 berikut:



Gambar 24. Arsitektur algoritma backpropagation (Agus Perdana Windarto et al., 2019)

Pada gambar 24, menunjukkan arsitektur algoritma backpropagation yang terdiri dari 3 layer sebagai berikut;

1. Layer input merupakan lapisan masukan berfungsi sebagai penghubung jaringan ke sumber data.
2. Hidden layer merupakan lapisan tersembunyi dimana lapisan ini dapat memiliki lebih dari satu lapisan tersembunyi bahkan bisa juga tidak terdapat lapisan tersembunyi.
3. Layer output merupakan lapisan luaran yang diberikan oleh lapisan masukan dimana luaran lapisan ini merupakan hasil proses.

Algoritma backpropagation memiliki beberapa kelebihan dan kekurangan pada proses peramalan

a. Kelebihan algoritma backpropagation

Ada beberapa kelebihan algoritma backpropagation antara lain

1. Bisa diaplikasikan untuk penyelesaian permasalahan yang berkaitan dengan prediksi, peramalan, identifikasi, pengenalan pola dan sebagainya
2. Mempunyai kemampuan belajar yang bersifat adaptif dan kebal terhadap kesalahan, bekerja secara konsisten dan system yang tahan terhadap kerusakan (reboot)
3. Pelatihan jaringan untuk memperoleh keimbangan selama proses pelatihan sehingga bisa memberikan respon yang tepat terhadap model atau pola masukan yang sama dengan pola yang digunakan selama pelatihan.

b. Kekurangan algoritma backpropagation

Beberapa kekurangan pada algoritma backpropagation sebagai berikut:

1. Masih membutuhkan waktu yang cukup lama pada proses pembelajaran untuk mencapai konvergen
2. Parameter tingkat pembelajaran selalu berubah ubah berdasarkan dengan kondisi perubahan kesalahan di setiap iterasinya.
3. Pada perhitungan perubahan nilai algoritma backpropagation bisa menimbulkan masalah local minimum sehingga tidak stabil.

c. Langkah Langkah penyelesaian algoritma backpropagation

Untuk menyelesaikan algoritma backpropagation ada beberapa langkah yang dilakukan yaitu:

Langkah 1: Menginisialisasi nilai dengan bilangan nilai acak kecil

Langkah 2: selama keadaan berhenti salah, maka kerjakan langkah 3 sampai Langkah 7.

Umpan maju

Langkah 3: setiap unit inputan ($x_i, i=1, \dots, n$) menerima isyarat inputan

x_i dan diteruskan ke lapisan tersembunyi (hidden layer)

Langkah 4: setiap bagian yang tersembunyi ($z_j, j = 1, \dots, p$) menjumlahkan nilai sinyal input

$$Z - in_{jk} = V_{oj} + \sum_{i=1}^n X_i V_{ij} \dots \dots \dots (22)$$

Dengan mengimplementasikan fungsi aktivasi hitung maka:

$$Z_j = (Z - in_j) \dots \dots \dots (23)$$

Contoh, jika fungsi aktivasi yang digunakan adalah Sigmoid maka:

$$y = f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \dots \dots \dots (24)$$

Mengirimkan isyarat ke semua bagian pada lapisan keluaran.

Langkah 5: Setiap bagian luaran ($y_k = y = 1, \dots, m$) menunjukkan isyarat masukan nilai

$$Y - in_k = W_{oj} + \sum_{k=1}^p X_j V_{jk} \dots \dots \dots (25)$$

Jika mengimplementasikan fungsi aktivasi hitung maka:

$$Y_j = f (Y_in_k) \dots \dots \dots (26)$$

Backpropagation (perambatan Galat Mundur)

Langkah 6: Setiap unit output atau luaran ($y_k = y = 1, \dots, m$) akan menerima pola training inputannya. Hitung kesalahan informasinya:

$$\delta_k = (t_k - y_k) f'(Y_in_k) \dots \dots \dots (27)$$

Hitung nilai koreksi dan biasnya

$$\Delta W_{jk} = \alpha \delta_k X_j \dots\dots\dots (28)$$

$$\Delta W_{ok} = \alpha \delta_k \dots\dots\dots (29)$$

Langkah 7: Setiap bagian tersembunyi ($z_j, j = 1, \dots\dots\dots, p$) menjumlahkan delta inputannya (dari bagian yang berada pada lapisan atasnya

$$\delta - in_j = \sum_{k=1}^m \delta_j W_{jk} \dots\dots\dots (30)$$

II.9. Kerangka Pikir

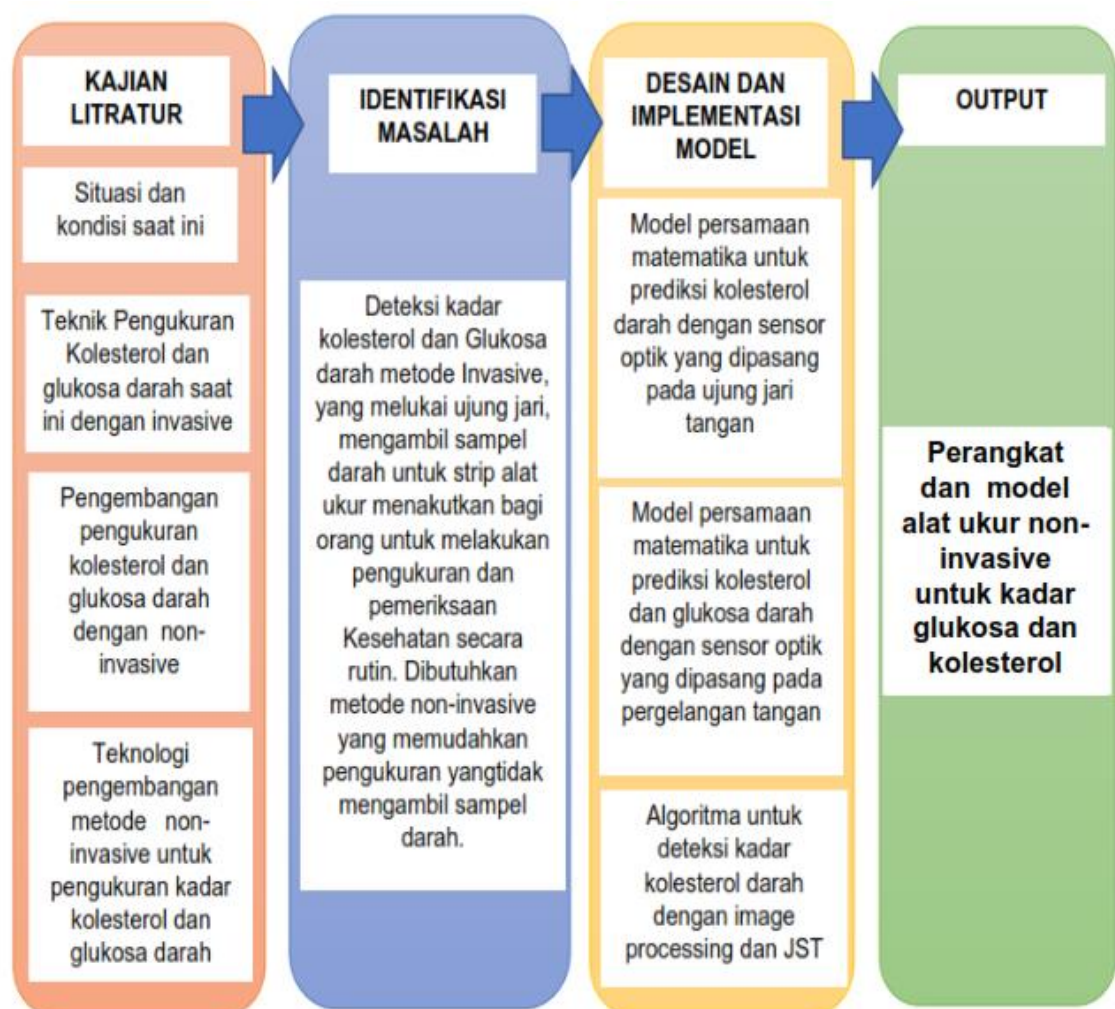
Dalam tubuh manusia mengalir darah yang volumenya berkisar 7 persen atau 4 - 5 kg dari berat badan, darah sangat penting untuk kesehatan manusia karena memiliki fungsi antara lain mengantarkan zat-zat yang penting keseluruh tubuh misalnya gula, protein, oksigen dan hormon dan juga mengangkut limbah ke organ organ yang bertugas untuk mengeluarkan dan memproses untuk dibuang seperti hati dan ginjal. Darah tersusun dari beberapa komponen utama yaitu plasma, sel darah merah, sel darah putih dan trombosit dan setiap komponen memiliki fungsi dan tugas masing masing untuk menjaga kondisi tubuh manusia tetap baik. Jika darah yang mengalir dan jaringan tubuh manusia tidak dapat berfungsi dengan baik dapat mengakibatkan gangguan kesehatan pada tubuh. Untuk mengetahui kondisi darah harus dilakukan pemantauan secara rutin agar dapat memastikan tidak ada gangguan pada komponen darah dalam tubuh.

Pemantauan darah sangat penting dalam tubuh sangat penting agar dapat mengetahui kadar gula, kolesterol, oksigen uric acid hemoglobin dan unsur lainnya. Kadar glukosa darah dan kolesterol dapat menyebabkan timbulnya penyakit diabetes melitus (DM) atau penyakit gula jikan kadar glukosa berlebihan dari nilai yang ideal 140 mg/dl dan juga dapat menyebabkan hipoglikemia jika kadar gula kurang dari 70 mg/dl. Begitu pula dengan jika kadar kolesterol darah melebihi nilai normal 200 mg/dl dapat menyebabkan penyakit jantung koroner, stroke, penyakit arteri perifer, diabetes type 2 dan tekanan darah tinggi (hipertensi), jika kadar kolesterol sangat rendah juga memiliki pengaruh pada tubuh antara lain bisa terjadi kanker, hal tersebut dapat diatasi dengan melakukan pemantauan kadar glukosa dan kolesterol secara rutin.

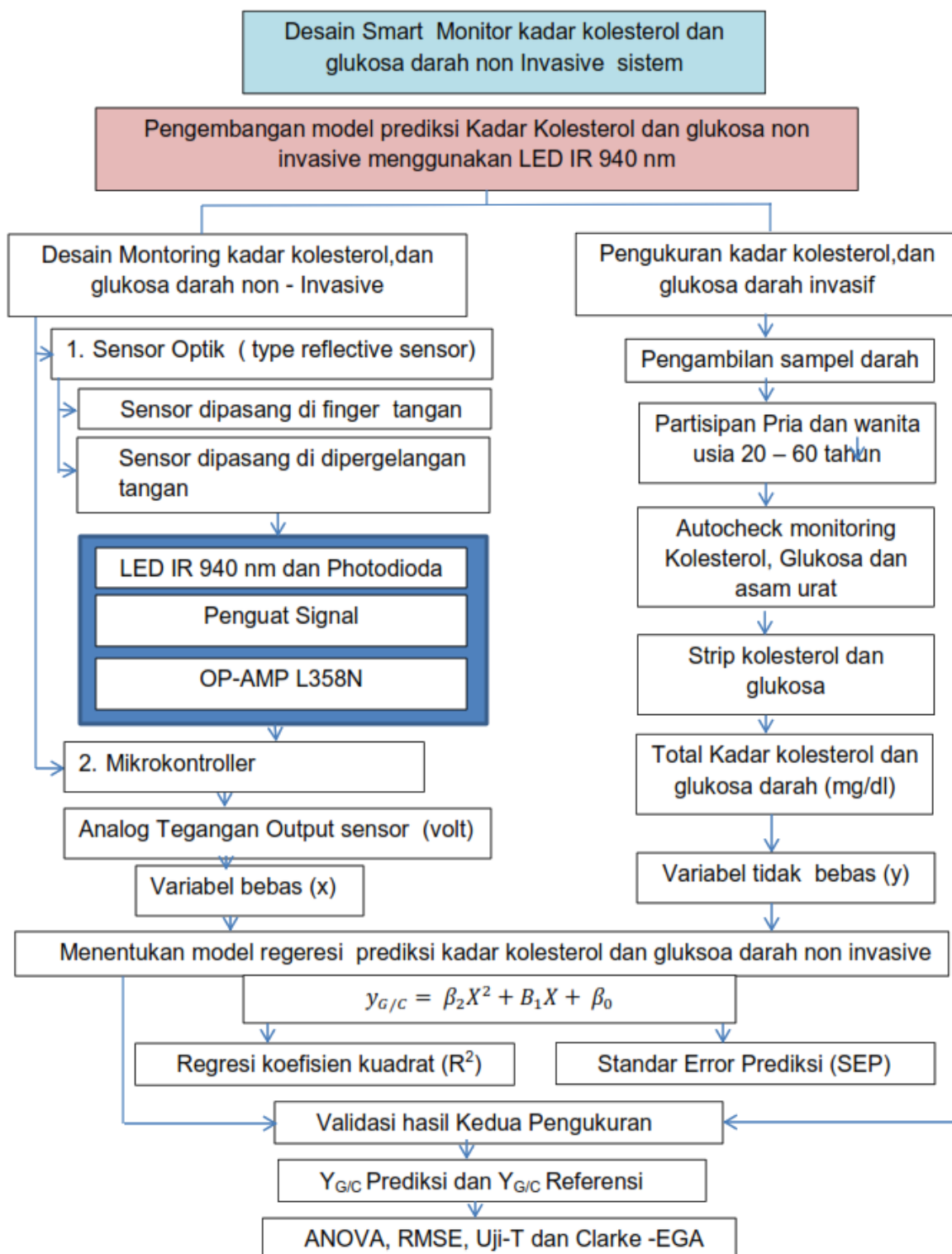
Peralatan yang digunakan untuk memantau kadar glukosa dan kolesterol pada umumnya menggunakan teknik invasive dengan mengambil sampel darah sebagai media untuk menentukan kadar glukosa dan kolesterol. Teknik invasive ini menyakitkan akibat pengambilan sampel dan biaya yang tinggi.

Konsep pemikiran dari disertasi ini dengan melakukan penelitian untuk mengembangkan system deteksi kadar glukosa dan kolesterol darah tanpa menggunakan sampel darah dengan teknik non-invasive.

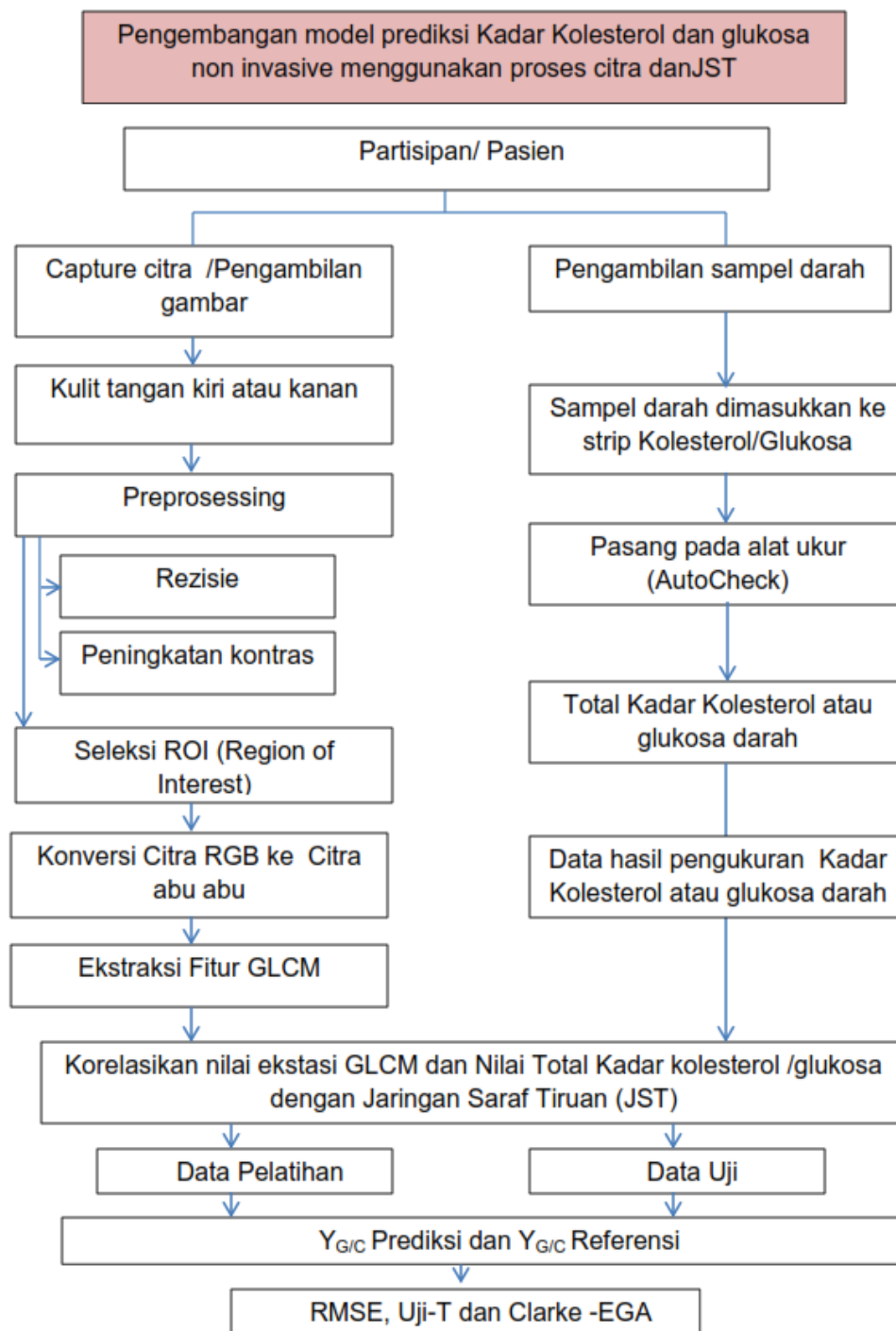
Kerangka pikir penelitian



Gambar 25. Bagan kerangka pikir penelitian sistem deteksi kadar glukosa dan kolesterol darah



Gambar 26. Bagan Kerangka pikir desain system deteksi kadar kolesterol dan glukosa darah non invasive dengan sensor NIR jenis reflective LED IR 940nm



Gambar 27. Bagan Kerangka pikir desain system deteksi kadar kolesterol darah non invasive dengan proses citra dan jaringan saraf tiruan (JST)