

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penelitian Terdahulu

Berikut merupakan penelitian-penelitian terdahulu yang peneliti jadikan referensi.

2.1.1 “Perancangan dan Implementasi Aplikasi Sistem Pemantauan Helm

Pendeteksi Kantuk Berbasis Website” oleh Y. T. A. Lanes, Y.

Saragih, I. Lammada, R. Irawan, dan R. Dewi [10]

Penelitian ini menggunakan metode *electroencephalogram* atau yang disingkat EEG yang disematkan pada helm untuk mendeteksi perilaku *microsleep*. Namun penelitian ini masih memiliki kekurangan karena EEG sangat rentan dengan distorsi yang disebabkan oleh kendaraan motor [11].

2.1.2 “Rancang Bangun Helm Pendeteksi Denyut Nadi dan Pembaca Doa

Perjalanan” oleh S. N. Utama, A. Wahid, dan A. F. Karami [12]

Penelitian ini menggunakan metode *pulse sensor* atau PPG. Sensor diletakkan pada pengait di bagian leher yang terdapat pusat nadi untuk deteksi denyut nadi, kemudian sistem akan merekam dan mengakumulasi setiap menit denyut nadi. Sistem akan mendeteksi apabila nilai denyut nadi berada di bawah atau di atas ambang batas normal dan sistem akan mengaktifkan *vibration motor* guna memberikan peringatan pengemudi yang mengenakan helm tersebut. Namun, kekurangan pada prototipe ini adalah ukuran tiap-tiap pengguna berbeda sehingga posisi *pulse sensor* pada tali pengait perlu disesuaikan agar dapat menempel dengan baik di bagian leher. Penelitian lanjutan diperlukan guna menguji akurasi denyut nadi. Namun dari penelitian ini, peneliti mengambil poin penting yaitu penggunaan sensor *pulse* atau metode *Photoplethysmography* (PPG) hanya saja peletakkannya nanti yang

berbeda, peneliti akan meletakkannya pada dahi dan penggunaan sensor *vibration motor* untuk memberikan peringatan kepada pengendara.

2.1.3 “Microsleep Prediction Using an EKG Capable Heart Rate Monitor”

oleh A. Watson dan G.Zhou [13]

Pada penelitian ini, alat dirancang untuk dapat melakukan pendeteksian terjadinya *microsleep* dari 15 detik sampai 5 menit sebelumnya dengan EKG yang *wearable*. Namun pada penelitian ini EKG harus diletakkan di dada. Sementara itu, alat yang akan dirancang oleh peneliti ini diletakkan di helm. Hal ini dilandasi dengan penelitian yang berjudul “*Comparison of Reflective Photoplethysmography for Detection of Heart Rate, Blood Oxygen Saturation, and Respiration Rate at Various Anatomical Locations*” yang dilakukan oleh S. K. Longmore, G. Y. Lui, G. R. Naik, P. P. Breen, B. Jalaludin, and G. D. Gargiulo [20] yang mengatakan bahwa peletakan sensor *pulse* pada dahi lebih baik dibandingkan pada bagian badan lain.

2.1.4 “Pembuatan Alat Pendeteksi Ngantuk Operator Alat Berat” oleh A.

N. Nurdin dan A. M. R. B. Suli [14]

Dalam penelitian ini, menggunakan dan merancang media *wearable* yaitu kacamata *safety* yang dilengkapi dengan sensor *inframerah* untuk mendeteksi kantuk pada operator alat berat. Akan tetapi, cahaya inframerah yang dikeluarkan dapat menembus retina mata dan memicu penumpukan kabut putih yang melapisi retina sehingga mata dapat mengalami penurunan ketajaman bahkan katarak. Selain itu, karena penggunaan sensor ini diletakkan di depan mata, maka penggunaannya menimbulkan *blind spot*, yang mengurangi penglihatan pemakai sehingga berbahaya jika dipakai saat mengendarai motor. Namun point yang dapat diambil dari penelitian ini adalah, peneliti akan menggunakan media yang sama yaitu *wearable* yaitu helm dalam penelitian ini karena helm

merupakan *wearable* yang wajib digunakan oleh pengendara sepeda motor.

2.1.5 “Driver Drowsiness Detection” oleh H. Verma, A. Kumar, G. S. Mishra, U. Deep, P. K. Mishra, dan P. Nand [15]

Pada penelitian ini, mereka merancang sebuah alat pendeteksi kantuk pada pengendara menggunakan *computer vision* dengan CNN (*Convolutional Neural Network*). Namun, karena alat ini mengandalkan gambar yang diterima oleh kamera, hasil pendeteksian terpengaruh oleh kondisi pencahayaan dan warna kulit.

2.1.6 “Sensitivity and Specificity of the Driver Sleepiness Detection Methods Using Physiological Signals: A Systematic Review” oleh Christopher N. Watling, Md Mahmudul Hasan, dan Grégoire S. Larue [55]

Peneliti melakukan tinjauan sistematis terhadap berbagai metode deteksi kantuk pengemudi berbasis sinyal fisiologis dengan judul "*Sensitivity and Specificity of the Driver Sleepiness Detection Methods Using Physiological Signals: A Systematic Review*". Penelitian tersebut menganalisis berbagai metode deteksi kantuk yang menggunakan sinyal fisiologis seperti electroencephalography (EEG), electrocardiography (ECG), dan photoplethysmography (PPG). Hasil penelitian menunjukkan bahwa metrik evaluasi yang paling umum digunakan untuk mengukur performa sistem deteksi kantuk adalah *accuracy*, *sensitivity*, dan *specificity*. Oleh karena itu, penelitian ini mengadopsi ketiga metrik tersebut untuk mengevaluasi performa sistem peringatan dini *microsleep* yang dikembangkan.

2.1.7 “A Systematic Review of Physiological Signals Based Driver Drowsiness Detection Systems” oleh Adil Ali Saleem, Hafeez Ur Rehman Siddiqui, Muhammad Amjad Raza, Furqan Rustam, Sandra Dudley, dan Imran Ashraf [56]

Peneliti melakukan kajian terhadap berbagai sistem deteksi kantuk berbasis sinyal fisiologis. Hasil kajian menunjukkan bahwa selain menggunakan perangkat medis seperti EEG, beberapa penelitian juga menggunakan metode penilaian subjektif, salah satunya Karolinska Sleepiness Scale (KSS), sebagai acuan (*ground truth*) untuk menentukan tingkat kantuk subjek. Berdasarkan temuan tersebut, penelitian ini menggunakan KSS sebagai *ground truth* untuk menentukan kondisi sadar dan mengantuk pada subjek selama proses pengujian sistem.

Berdasarkan beberapa penelitian terdahulu yang telah dipaparkan penulis, dalam mendeteksi kantuk dapat menggunakan beberapa metode seperti EEG, EKG, sensor inframerah, *computer vision*, dan sensor PPG. Namun masing-masing metode masih memiliki keterbatasan, berikut table keterbatasan metode:



Tabel 2. 1 Keterbatasan Antara Metode yang Digunakan Peneliti Sebelumnya

Metode	Kekurangan
Electroencephalogram (EEG)	Sangat rentan terhadap gangguan (noise) seperti getaran kendaraan dan perlu memasang alat elektroda pada pengendara sehingga kurang praktis untuk diterapkan.
Electrocardiogram (EKG)	Penempatan sensor pada dada dianggap kurang nyaman untuk penggunaan jangka panjang
Sensor Inframerah	Dapat mengganggu visibilitas pengendara
Computer vision	Sangat rentan dipengaruhi oleh pencahayaan, posisi wajah, serta beradaan penghalang visor sehingga dapat menurunkan akurasi deteksi.
Penerapan PPG pada leher	Kestabilan pembacaan sinyal masih kurang bagus.

Penelitian sebelumnya umumnya masih berfokus pada pengukuran denyut jantung secara langsung, sedangkan pemanfaatan analisis *Heart Rate Variability (HRV)* menggunakan parameter *Root Mean Square of Successive Differences (RMSSD)* untuk deteksi dini *microsleep* pada pengendara sepeda motor masih terbatas. Oleh karena itu, penelitian ini mengusulkan sistem peringatan dini *microsleep* berbasis sensor *Photoplethysmography (PPG)* MAX30102 yang ditempatkan pada dahi pengguna dan diintegrasikan pada helm sepeda motor. Penelitian ini juga menerapkan parameter RMSSD sebagai metode analisis HRV untuk mendeteksi kondisi yang mengindikasikan *microsleep* serta mengevaluasi performa sistem menggunakan metrik *accuracy*, *sensitivity*, dan *specificity* dengan *Karolinska Sleepiness Scale (KSS)* sebagai acuan (*ground truth*).

2.2 Tinjauan Teori

2.2.1 *Microsleep*

Microsleep adalah periode pendek dari pola tidur dan penghentian respons terhadap objek yang bergerak saat pelacakan gerakan visual. *Microsleep* ditandai dengan tanda-tanda penting, seperti kepala mengangguk, mata menutup, dan tidak bereaksi terhadap stimulus [30]. Faktor utama dari *microsleep* adalah jumlah tidur di malam hari dan waktu yang dihabiskan untuk melakukan kegiatan. *Microsleep* juga disebabkan oleh kebosanan karena pekerjaan yang monoton, tekanan dalam aktivitas yang sedang dilakukan, suara, suhu, kadar oksigen, dan jumlah cahaya [31]. *Microsleep* tidak disengaja karena kantuk tidak terjadi dengan peringatan sebelumnya. *Microsleep* yang datang saat mengemudi bisa berakibat fatal karena kecepatan dan jarak yang ditempuh berada di luar kendali dari seseorang [32].

Berikut merupakan beberapa gangguan akibat *microsleep* [33].

- Lambatnya waktu respon. Pengurangan waktu respons memiliki efek yang serius, seperti kecelakaan, terutama pada kecepatan tinggi. Hal ini karena penurunan waktu respons dari orang yang mengantuk, menghambat penghentian atau penghindaran saat akan terjadi kecelakaan.
- Pemrosesan informasi yang kurang. *Microsleep* menyebabkan berkurangnya akurasi dan kinerja dari ingatan jangka pendek. Oleh karena itu, pemrosesan dan pengintegrasian informasi membutuhkan dan menghabiskan waktu yang lebih lama.
- Menurunnya kewaspadaan, kinerja, dan perhatian terhadap tugas saat mengantuk. Periode *non-respond* atau respons yang tertunda juga terjadi.

2.2.2 Detak Jantung

Detak jantung atau yang sering disebut heart rate merupakan jumlah banyaknya berdetaknya jantung dalam satu waktu [34]. Jantung berdetak memompa darah bersih dari ventrikel kiri ke seluruh pembuluh darah tubuh melalui aorta. Detak jantung diukur dalam 1 menit, sehingga detak jantung memiliki satuan beats per minute atau BPM. Faktor temperatur udara, posisi tubuh, emosi, penggunaan obat, aktivitas, usia dan ukuran tubuh dapat mempengaruhi jumlah detak jantung sehingga detak jantung dapat berubah-ubah.

Jumlah detak jantung atau BPM dapat digunakan sebagai indikator kantuk seseorang. Saat seseorang dalam kondisi mengantuk, terjadinya akumulasi hormon adenosin dalam otak [35]. Pada saat dalam kondisi mengantuk, terjadi akumulasi hormon adenosin dalam otak. Dikarenakan terjadinya akumulasi hormon adenosin, maka saraf parasimpatik akan terpicu dan dapat menurunkan jumlah detak jantung [36]. Dalam keadaan mengantuk, detak jantung seseorang dapat berkurang sekitar 8 BPM dibandingkan saat dalam keadaan normal [37].

2.2.3 Sensor Heart Rate

Sensor *Heart Rate Monitor* (HRM) merupakan sensor elektroda yang memiliki fungsi untuk mengukur detak jantung dan menampilkan hasil pengukuran tersebut secara kontinyu [38]. Cara kerja sensor ini adalah mengukur perubahan volume darah yang melewati organ tubuh, perubahan volume darah ini nantinya menyebabkan perubahan pada intensitas cahaya yang melewati organ tersebut [39].

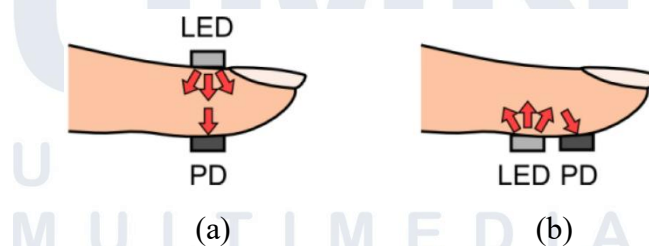
Sensor ini menerapkan teknik *Photoplethysmography* atau yang disingkat PPG. Saat alat ini diletakkan pada permukaan kulit, sebagian cahaya akan dipantulkan dan diserap oleh organ jaringan yang berada di kulit seperti kulit, otot, darah, tulang, sebagian cahaya lagi

akan melewati bagian jaringan tubuh yang tipis. Sensor *heart rate* atau sensor pulse memiliki rangkaian yang terdiri dari fototransistor dan LED infra merah, fototransistor akan berfungsi ketika cahaya infra merah mengenai sensor fototransistor.

Di saat jantung memompa darah pada tubuh dan setiap denyut yang terjadi akan menimbulkan gelombang *pulse* yang bergerak di sepanjang arteri dan menjalar ke jaringan kapiler (kulit) sehingga ini lah alasan mengapa sensor *heart rate* atau sensor pulse diletakan pada permukaan kulit. Sensor pulse dirancang untuk dapat mengukur Inter Beat Interval atau yang disingkat IBI, IBI sendiri merupakan selang waktu pada denyut jantung dalam mli second dengan waktu sesaat dari jantung berdetak, nilai *Beat Per Minute* (BPM) didapatkan dari rata-rata 10 kali IBI.

2.2.4 Photoplethymography (PPG)

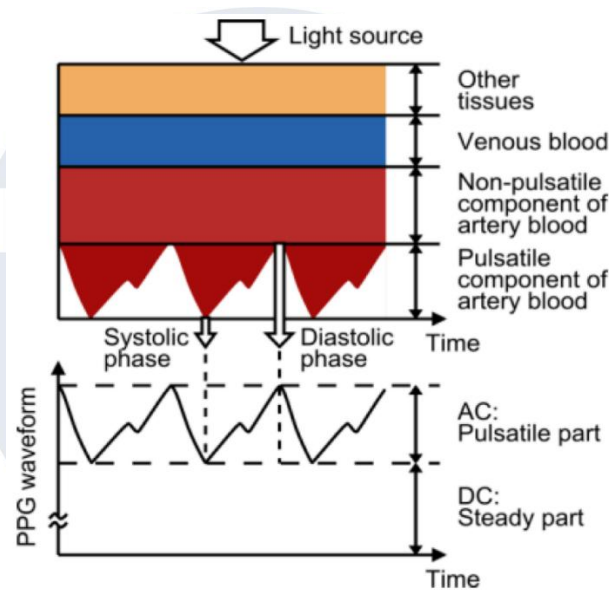
Photoplethysmography merupakan metode pengukuran berdasar sensor optik yang dapat mendeteksi perubahan volume darah pada mikrovaskular di jaringan kulit [40]. Sensor PPG memantau perubahan intensitas cahaya melalui pantulan cahaya yang melewati jaringan. Perubahan akibat fluktuasi darah itu memberikan pengetahuan tentang sistem kardiovaskular, terutama detak jantung [41].



Gambar 2.1 Model Sensor PPG [42]

Sensor PPG memiliki dua model, seperti pada Gambar 2.1. Gambar 2.1 (a) menunjukkan cahaya yang dikeluarkan oleh *light-emitting diode* (LED) menembus jari dan diterima oleh *photodiode*

(PD) yang letaknya berlawanan dengan LED. Sementara itu, Gambar 2.1 (b) menunjukkan cahaya yang dikeluarkan oleh LED menyebar ke jaringan di jari lalu pantulannya ditangkap oleh PD. Ada dua jenis LED yang bisa dipakai di sensor PPG, yaitu hijau dan merah. Tingkat penyerapan oksihemoglobin dan deoksihemoglobin pada LED hijau lebih baik daripada LED merah [42].



Gambar 2. 2 Prinsip Kerja Sensor PPG [42]

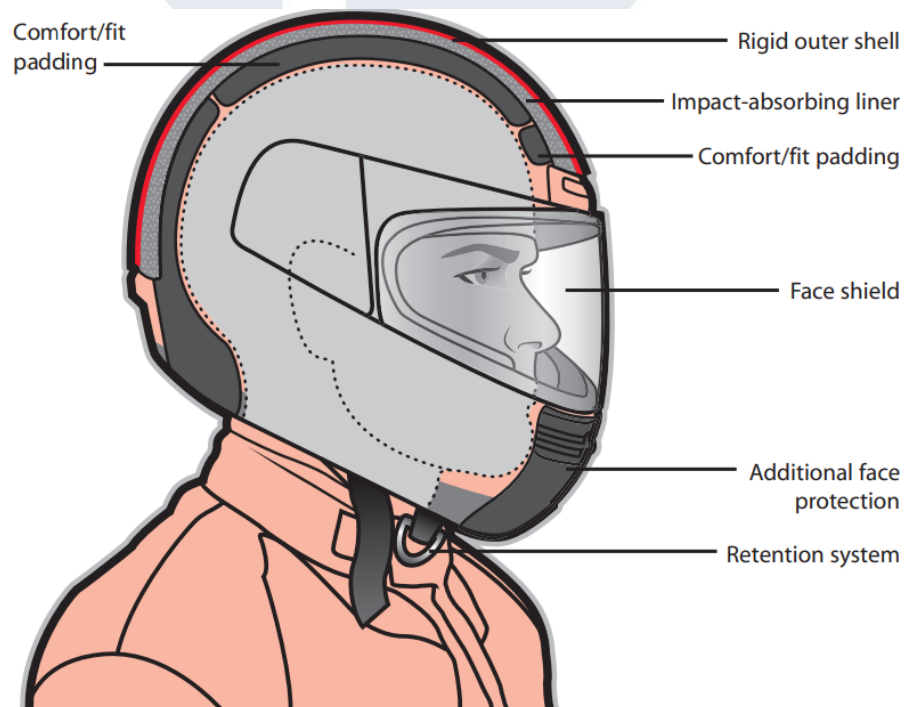
Pada PPG, cahaya dan struktur jaringan kulit memiliki interaksi optikal, yaitu penyebaran (*scattering*), penyerapan (*absorption*), pemantulan (*reflection*), dan perpindahan (*transmission*). Volume darah, gerakan pada dinding pembuluh darah, dan orientasi sel darah merah mempengaruhi intensitas cahaya yang ditangkap oleh PD. Semakin besar volume di pembuluh, maka semakin kecil intensitas cahaya yang diterima oleh PD karena semakin menghambat penyebaran cahaya [42]. Perubahan intensitas cahaya tersebut menghasilkan sinyal PPG, seperti pada Gambar 2.2.

Sinyal ini bisa didapatkan dari bagian tubuh lainnya selain ujung jari, yaitu seperti dahi, daun telinga, dan pergelangan tangan. Namun, masalah dalam perolehan sinyal PPG terdapat pada *movement*

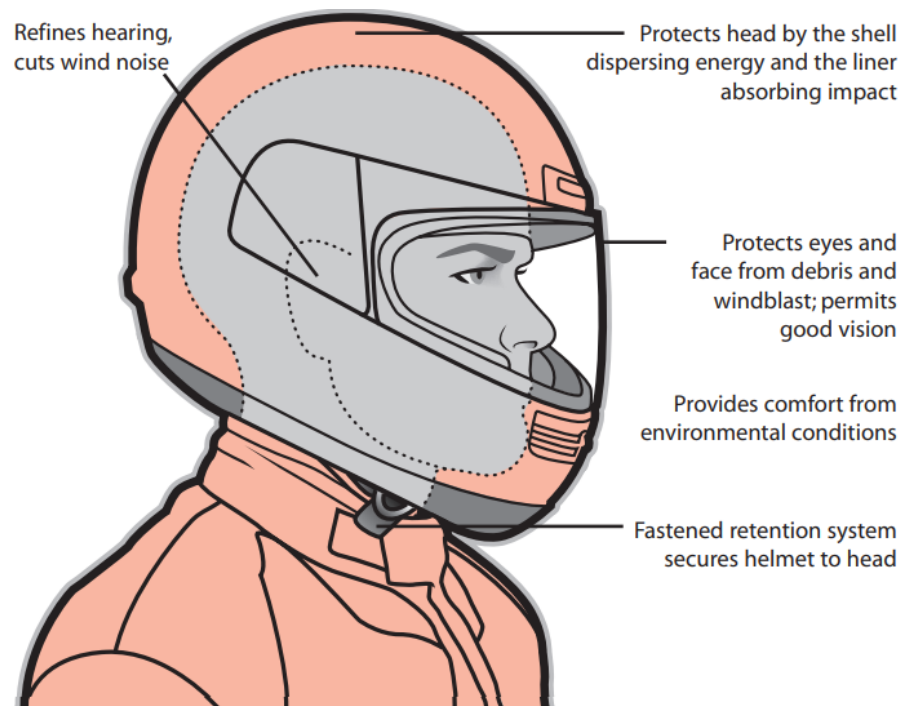
artifacts (MA), yaitu perubahan drastis oleh karena perubahan intensitas cahaya akibat perubahan tekanan jaringan pada PD [42].

2.2.5 Helm Sepeda Motor

Helm sepeda motor merupakan pelindung kepala yang dikenakan oleh pengendara sepeda motor untuk mengurangi risiko cedera kepala dan kematian jika terjadi kecelakaan. Ini dirancang untuk menyerap energi benturan dan melindungi kepala dari cedera. Helm biasanya terdiri dari enam komponen dasar, termasuk kulit luar, lapisan dalam yang menyerap benturan, bantalan yang nyaman, sistem retensi, pelindung, dan sistem ventilasi. Desain dan bahan yang digunakan pada helm sepeda motor telah berevolusi untuk memberikan perlindungan yang lebih baik terhadap benturan dan mendistribusikan gaya, yang pada akhirnya mengurangi kemungkinan patah tulang tengkorak dan cedera otak [43].

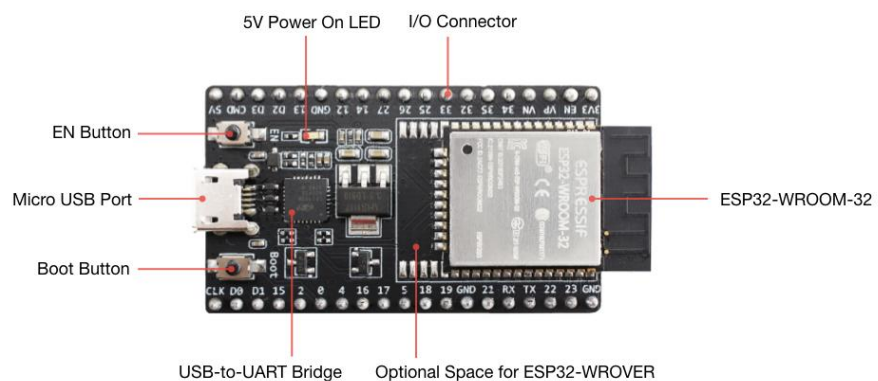


Gambar 2. 3 Konstruksi Dasar dari Komponen Helm [43]



Gambar 2. 4Atribut Pelindung/Kenyamanan dari Komponen Helm [43]

2.2.6 ESP32



Gambar 2. 5Komponen ESP32 [44]

ESP32 adalah *chip* mikrokontroler berdaya rendah yang diproduksi oleh Espressif yang terintegrasi dengan Wi-Fi dan Bluetooth untuk jangkauan aplikasi yang luas. *Chip* ini didesain untuk memiliki

daya dan kinerja RF (*radio frequency*) terbaik, ketahanan, keserbagunaan, dan keandalan.

Berikut adalah karakteristik dari ESP32 [45].

- **Desain yang kuat**

ESP32 mampu bekerja dengan andal di lingkungan industri, dengan suhu operasi dari -40°C sampai $+125^{\circ}\text{C}$. Didukung oleh sirkuit kalibrasi yang canggih, ESP32 dapat menghilangkan ketidaksempurnaan sirkuit eksternal dan beradaptasi dengan perubahan di kondisi eksternal dengan dinamis.

- **Konsumsi daya yang ultra-rendah**

Dibuat untuk perangkat *mobile*, elektronik *wearable*, dan aplikasi IoT (*internet of things*), ESP32 mencapai konsumsi daya yang ultra-rendah dengan gabungan beberapa jenis *software*. ESP32 juga mencakup fitur yang *state-of-the-art*, seperti mode daya yang bervariasi dan penskalaan daya yang dinamis.

- **Integrasi tingkat tinggi**

ESP32 terintegrasi dengan saklar antena internal, balun RF, penguat daya, penguat penerima *low-noise*, filter, dan modul manajemen daya. ESP32 menambahkan fungsionalitas dan keserbagunaan yang murah untuk aplikasi dengan kebutuhan PCB (*printed circuit board*) yang sedikit.

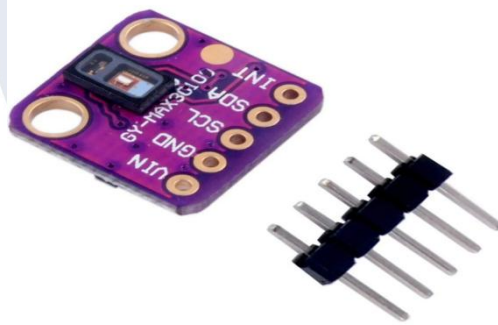
- **Chip Wi-Fi dan Bluetooth yang *hybrid***

ESP32 dapat berfungsi sebagai sistem mandiri yang lengkap atau sebagai perangkat budak pada *host* MCU (*microcontroller unit*), mengurangi beban tumpukan komunikasi pada prosesor aplikasi utama. ESP32 dapat berinteraksi dengan sistem lain untuk menyediakan fungsionalitas Wi-Fi dan Bluetooth melalui antarmuka SPI (*serial peripheral interface*) / SDIO (*secure digital input output*) atau I2C (*inter-integrated circuit*) / UART (*universal asynchronous receiver/transmitter*).

Berikut adalah fitur-fitur dari ESP32 [46].

- Wi-Fi
- Bluetooth
- CPU (*central processing unit*) dan memori
- Jam dan *timer*
- Antarmuka periferan yang canggih
- Manajemen daya
- Keamanan

2.2.7 MAX30102



Gambar 2. 6Sensor MAX30102 [47]

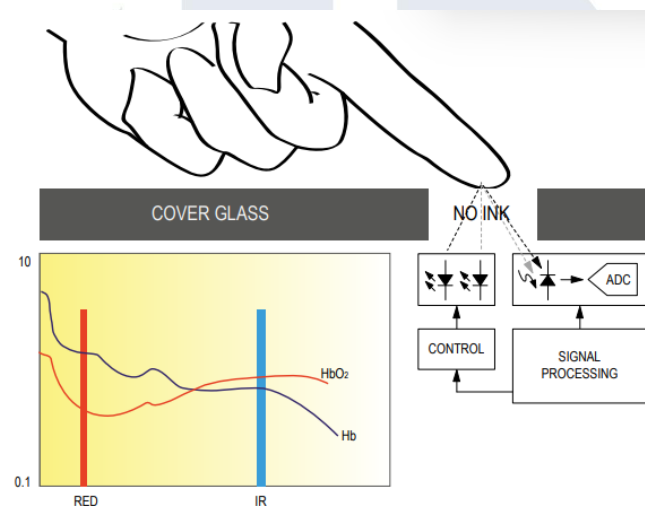
MAX30102 adalah IC (integrated circuit) sensor yang digunakan untuk memantau oksimetri denyut nadi dan detak jantung (BPM) yang diproduksi oleh Maxim Integrated untuk keperluan perangkat wearable. Sensor tersebut terdiri dari dua LED (inframerah dan merah), sebuah fotodetektor, optik ter optimisasi, dan pemrosesan sinyal *analog low-noise* untuk mendeteksi sinyal oksimetri denyut nadi dan detak jantung. MAX30102 bekerja dengan daya 1.8V sampai 3.3V. Sensor ini sepenuhnya dapat dikonfigurasi melalui *software register* dan data *output* digitalnya disimpan di FIFO di dalam perangkat. FIFO tersebut memungkinkan MAX30102 untuk terhubung dengan mikrokontroler atau

mikroprosesor di bus yang terbagi, di mana data tidak terbaca secara berkelanjutan dari register perangkat.

Berikut adalah keuntungan dan fitur dari MAX30102 :

- Desain sensor oksimetri denyut nadi dan detak jantung yang lengkap dan sederhana.
- Berintegrasi LED, sensor foto, dan front-end analog dengan kinerja tinggi.
- Berukuran kecil (5.6mm x 2.8mm x 1.2mm), memiliki 14 pin, dan disempurnakan secara optic.
- Operasi berdaya ultra rendah, meningkatkan masa pakai baterai untuk perangkat wearable.
- Sample rate dan arus LED yang dapat diprogram untuk menghemat daya.
- Arus shutdown yang ultra rendah (0.7 μ A, typ).
- Fungsionalitas canggih yang meningkatkan kinerja pengukuran.
- SNR (*signal-to-noise ratio*) tinggi yang menyediakan ketahanan motion artifact yang kokoh.
- Penghapusan cahaya sekitar yang terintegrasi.
- Kapabilitas *sample rate* yang tinggi.
- Kapabilitas *output* data yang cepat.

MAX30102 mendeteksi detak jantung dengan menggunakan cahaya inframerah pada LED-nya. Darah mengandung hemoglobin yang mengandung oksigen yang dapat menyerap cahaya inframerah. Semakin tinggi tingkat hemoglobin, darah semakin merah sehingga semakin banyak cahaya inframerah yang diserap. Untuk setiap detak jantung, darah dipompa. Oleh sebab itu, jumlah cahaya yang terpantul berubah sehingga mengubah gelombang di *output* fotodetektor. Dengan melanjutkan pencahayaan dan pembacaan fotodetektor, denyut jantung terbaca dengan cepat [48].



Gambar 2. 7 Diagram Blok Sistem MAX30102[49]

2.2.8 Vibration Motor



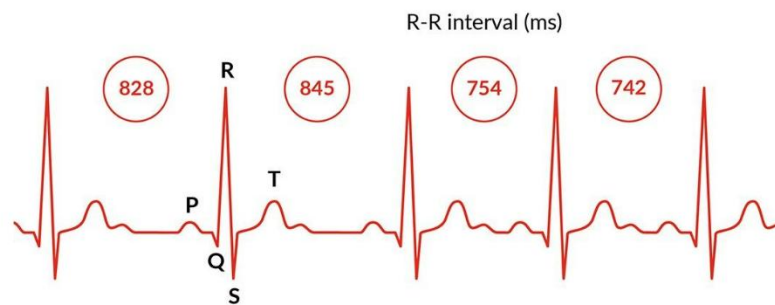
Gambar 2. 8 Vibration Motor [50]

Modul *vibration motor* adalah modul yang menimbulkan getaran. Modul ini akan bekerja jika diberi *input* 5V HIGH di pin “IN”. Untuk mengganti tingkat getaran, dapat menggunakan sinyal PWM (*pulse width modulation*). Berikut adalah spesifikasinya [50] :

- Tegangan operasi: 3.0 - 5.3 V DC
- Arus operasi: maks. 60mA
- Arus mulai: maks. 90mA
- Hambatan insulasi: 10MOhm
- Dimensi: 24 x 32 x 4.8 mm
- Berat: 2.7 g

2.2.9 RMSSD dan HRV

HRV



Gambar 2. 9Heart Rate Variability [54]

Heart Rate Variability (HRV) atau variabilitas detak jantung adalah ukuran irama-untuk-mengalahkan variasi detak jantung. Hal ini biasanya dihitung dengan menganalisis serangkaian mengalahkan waktu-ke-mengalahkan interval dari EKG, yang mengalahkan-untuk-mengalahkan interval berasal dari tekanan arteri melacak atau memukul-untuk-mengalahkan interval berasal dari sinyal gelombang pulsa diukur dengan suatu *photoplethysmograph* (PPG). Berbagai ukuran keragaman denyut jantung telah diajukan, yang secara kasar dapat dibagi lagi menjadi domain waktu, frekuensi domain dan geometris ukuran. HRV dianggap sebagai indikator kegiatan peraturan otonom fungsi peredaran darah, meskipun ada kontroversi mengenai apakah ini merupakan metrik yang

akurat untuk menganalisis kontrol otonom kardiovaskular. Perubahan (kebanyakan pengurangan) di HRV telah dilaporkan dikaitkan dengan berbagai kondisi patologis seperti hipertensi, hemorrhagic shock, dan syok septik. Ini juga memiliki beberapa utilitas sebagai prediksi sederhana dari kematian setelah infark miokard akut[54]. HRV telah banyak digunakan sebagai indikator fisiologis untuk mengevaluasi kondisi tubuh, seperti stres, kelelahan, dan tingkat kewaspadaan seseorang [58]. Menurut *Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology*, HRV merupakan metode noninvasif yang dapat digunakan untuk menilai regulasi sistem saraf otonom terhadap jantung[59].

RMSSD

Salah satu parameter HRV yang banyak digunakan adalah *Root Mean Square of Successive Differences* (RMSSD). RMSSD merupakan parameter time-domain yang menggambarkan variasi jangka pendek antar interval detak jantung dan sensitif terhadap aktivitas saraf parasimpatis [58]. *Root Mean Square of Successive Differences* (RMSSD) adalah salah satu parameter dalam analisis HRV yang dapat digunakan untuk mengukur variasi interval waktu antar detak jantung yang berurutan (Inter-Beat Interval/IBI). RMSSD diukur berdasarkan akar kuadrat dari rata-rata selisih kuadrat antara dua interval detak jantung yang berurutan. Nilai RMSSD yang tinggi menunjukkan variabilitas denyut jantung yang baik, sebaliknya jika nilai RMSSD yang rendah menunjukkan adanya kelelahan, stres, atau penurunan kewaspadaan yang dapat menyebabkan kondisi kantuk atau *microsleep*.

Rumus RMSSD

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N (RR_1 - RR_{i-1})^2}$$

Keterangan:

- RR_1 = Interval detak jantung ke-I (dalam milidetik/ms)
- RR_{i-1} = Interval detak jantung berikutnya
- N = Jumlah seluruh data IBI yang diperoleh
- $N - 1$ = jumlah pasangan selisih antar IBI

Tahapan perhitungan RMSSD, dapat diawali dengan menghitung selisih antara dua nilai IBI yang berurutan. Setiap nilai selisih akan dikuadratkan untuk menghilangkan nilai negatif dan memberikan bobot yang besar terhadap perubahan interval. Hasil dari kuadrat tersebut akan dijumlahkan dan dibagi dengan jumlah pasangan data (N-1). Nilai RMSSD diperoleh dengan mengambil akar kuadrat dari hasil rata-rata tersebut.

2.2.10 Baseline dan Threshold pada Sistem Deteksi Microsleep

Pada sistem deteksi fisiologis, penggunaan nilai absolut suatu parameter sering kali kurang mampu menggambarkan perubahan kondisi seseorang karena karakteristik fisiologis setiap individu berbeda-beda. Nilai *Heart Rate Variability* (HRV), khususnya parameter *Root Mean Square of Successive Differences* (RMSSD), dipengaruhi oleh usia, tingkat kebugaran, aktivitas fisik, kondisi psikologis, serta karakteristik sistem saraf otonom masing-masing individu. Oleh karena itu, penggunaan satu nilai acuan yang sama untuk seluruh pengguna berpotensi menghasilkan kesalahan deteksi.

Untuk mengatasi perbedaan tersebut digunakan pendekatan baseline, yaitu nilai acuan yang diperoleh ketika pengguna berada pada kondisi sadar dan normal sebelum sistem mulai melakukan pemantauan. Nilai baseline berfungsi sebagai representasi kondisi fisiologis normal setiap individu sehingga perubahan yang terjadi selanjutnya dapat

dibandingkan terhadap kondisi awal pengguna, bukan terhadap nilai populasi secara umum.

Setelah nilai *baseline* diperoleh, sistem menggunakan *threshold* sebagai batas keputusan (*decision boundary*) untuk menentukan apakah perubahan nilai RMSSD telah cukup signifikan untuk diidentifikasi sebagai indikasi terjadinya penurunan kewaspadaan. Penggunaan *threshold* bertujuan untuk membedakan perubahan fisiologis normal akibat variasi alami denyut jantung dengan perubahan yang berkaitan dengan meningkatnya rasa kantuk. Dengan demikian, kombinasi *baseline* dan *threshold* memungkinkan sistem melakukan deteksi yang lebih adaptif terhadap karakteristik fisiologis masing-masing pengguna serta mengurangi kemungkinan terjadinya *false alarm*.

2.2.11 Ground Truth dan Metrik Evaluasi Sistem

Pada penelitian yang mengembangkan sistem deteksi microsleep, proses evaluasi tidak cukup dilakukan hanya dengan mengamati perubahan sinyal fisiologis yang dihasilkan sensor. Sistem perlu dibandingkan dengan kondisi aktual yang dialami oleh subjek agar dapat diketahui apakah hasil klasifikasi yang diberikan telah sesuai dengan kondisi sebenarnya. Kondisi aktual tersebut dikenal sebagai *ground truth*, yaitu acuan yang digunakan untuk menentukan benar atau salahnya keputusan yang dihasilkan oleh sistem.

Dalam penelitian deteksi kantuk, terdapat beberapa metode yang dapat digunakan sebagai ground truth, antara lain *Electroencephalography (EEG)*, *Karolinska Sleepiness Scale (KSS)*, *Stanford Sleepiness Scale (SSS)*, dan *Epworth Sleepiness Scale (ESS)*. EEG merupakan metode yang secara luas diakui sebagai gold standard karena mampu mengukur aktivitas listrik otak secara langsung sehingga dapat mendeteksi transisi dari kondisi sadar menuju tidur. Namun demikian, penggunaan EEG memerlukan pemasangan elektroda pada kepala, biaya yang relatif tinggi, serta rentan terhadap

gangguan akibat pergerakan (*motion artifact*). Oleh karena itu, penerapan EEG pada penelitian yang melibatkan pengendara sepeda motor menjadi kurang praktis.

Sebaliknya, *Karolinska Sleepiness Scale* (KSS) merupakan instrumen subjektif yang dirancang untuk mengukur tingkat kantuk sesaat (*momentary sleepiness*) dan telah digunakan secara luas dalam penelitian mengenai kantuk, kelelahan, serta deteksi *microsleep*. Dibandingkan dengan *Epworth Sleepiness Scale* (ESS) yang mengukur kecenderungan kantuk dalam aktivitas sehari-hari dan *Stanford Sleepiness Scale* (SSS) yang memiliki tingkat penilaian lebih sedikit, KSS dinilai lebih sesuai untuk mengevaluasi tingkat kantuk pada saat proses pengambilan data berlangsung. Oleh karena itu, banyak penelitian deteksi kantuk menggunakan KSS sebagai acuan kondisi aktual (*ground truth*) dalam mengevaluasi performa sistem.

Setelah *ground truth* diperoleh, hasil klasifikasi sistem dibandingkan dengan kondisi aktual tersebut sehingga menghasilkan empat kemungkinan kondisi, yaitu *True Positive (TP)*, *True Negative (TN)*, *False Positive (FP)*, dan *False Negative (FN)*. Keempat kondisi tersebut kemudian disusun dalam bentuk *confusion matrix* sebagai dasar perhitungan metrik evaluasi.

Pada penelitian sistem klasifikasi biner, metrik evaluasi yang paling umum digunakan adalah *Accuracy*, *Sensitivity*, dan *Specificity*. *Accuracy* menunjukkan persentase keseluruhan prediksi yang berhasil diklasifikasikan dengan benar oleh sistem. *Sensitivity* menunjukkan kemampuan sistem dalam mendeteksi subjek yang benar-benar berada pada kondisi kantuk, sedangkan *Specificity* menunjukkan kemampuan sistem dalam mengenali subjek yang masih berada pada kondisi sadar sehingga dapat mengurangi terjadinya alarm palsu.

Penggunaan *Accuracy* saja belum mampu menggambarkan performa sistem secara menyeluruh karena nilai *Accuracy* dapat tetap tinggi meskipun sistem gagal mendeteksi sebagian besar kondisi kantuk. Oleh karena itu, *Sensitivity* dan *Specificity* digunakan sebagai metrik pelengkap untuk mengevaluasi kemampuan sistem dalam mendeteksi kondisi positif maupun negatif secara lebih seimbang. Kombinasi ketiga metrik tersebut memberikan gambaran yang lebih komprehensif terhadap performa sistem deteksi *microsleep* dibandingkan apabila hanya menggunakan satu metrik evaluasi.

Berdasarkan uraian tersebut, penggunaan *Karolinska Sleepiness Scale (KSS)* sebagai *ground truth* serta *Accuracy*, *Sensitivity*, dan *Specificity* sebagai metrik evaluasi merupakan pendekatan yang sesuai untuk menilai performa sistem deteksi *microsleep* berbasis *Photoplethysmography (PPG)*.

Tabel 2. 2 Perbandingan Metode Ground Truth

Metode	Kekurangan	Kesesuaian pada penelitian
Electroencephalography (EEG)	Memerlukan elektroda pada kepala, biaya tinggi, kurang nyaman digunakan saat berkendara, rentan terhadap motion artifact	Tidak dipilih karena penelitian bertujuan mengembangkan sistem wearable yang praktis untuk pengendara motor
Epworth Sleepiness Scale (ESS)	Mengukur kebiasaan kantuk jangka panjang, bukan kondisi kantuk saat pengambilan data	Tidak dipilih karena tidak menggambarkan kondisi kantuk sesaat

Stanford Sleepiness Scale (SSS)	Memiliki jumlah tingkat penilaian lebih sedikit sehingga sensitivitas terhadap perubahan kantuk lebih rendah	Tidak dipilih karena KSS lebih banyak digunakan pada penelitian deteksi kantuk
Karolinska Sleepiness Scale (KSS)	Bersifat subjektif karena bergantung pada penilaian relawan	Dipilih sebagai ground truth karena sesuai dengan tujuan penelitian dan kondisi pengambilan data secara real-time

2.2.12 Metrik Evaluasi Sistem Deteksi Kantuk

Dalam penelitian deteksi kantuk, melakukan evaluasi performa sistem merupakan tahapan penting karena untuk mengetahui kemampuan sistem dalam mengidentifikasi kondisi kantuk secara tepat. Pada umumnya beberapa metrik evaluasi yang umum digunakan pada penelitian pendeteksi kantuk Adalah *accuracy*, *sensitivity* dan *specificity*.

Accuracy digunakan untuk mengukur tingkat ketepatan sistem dalam melakukan klasifikasi kondisi subjek secara keseluruhan. *Sensitivity* digunakan untuk mengetahui kondisi mengantuk yang benar terjadi, sedangkan *specificity* digunakan untuk mengukur kemampuan sistem dalam mengenali kondisi sadar atau tidak mengantuk.

Berdasarkan *systematic review* yang dilakukan oleh Watling et al. (2021) [55], *accuracy*, *sensitivity*, dan *specificity* merupakan metrik evaluasi yang paling umum digunakan dalam penelitian deteksi kantuk berbasis sinyal fisiologis. Oleh karena itu, ketiga metrik tersebut dapat digunakan untuk mengevaluasi performa sistem peringatan dini *microsleep* yang dikembangkan pada penelitian ini.

Nilai *accuracy* dapat dihitung menggunakan rumus

$$Akurasi = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \times 100\%$$

dimana TP (True Positive) merupakan jumlah kondisi mengantuk yang berhasil dideteksi dengan benar, TN (True Negative) merupakan jumlah kondisi sadar yang berhasil diidentifikasi dengan benar, FP (False Positive) merupakan jumlah kondisi sadar yang salah terdeteksi sebagai mengantuk, dan FN (False Negative) merupakan jumlah kondisi mengantuk yang tidak berhasil dideteksi oleh sistem.

Sensitivity dapat dihitung menggunakan rumus persamaan

$$Sensitivitas = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\%$$

Sedangkan *specificity* dapat dihitung menggunakan rumus persamaan

$$Spesifisitas = \frac{TN}{TN + FP} \times 100\%$$

2.2.13 karolinska Sleepiness Scale (KSS)

Karolinska Sleepiness Scale (KSS) merupakan instrumen penilaian subjektif yang dikembangkan oleh Åkerstedt dan Gillberg untuk mengukur tingkat kantuk sesaat (*momentary sleepiness*). Skala ini terdiri atas sembilan tingkat penilaian (1–9), di mana skor yang semakin tinggi menunjukkan tingkat kantuk yang semakin besar. KSS dirancang untuk mengevaluasi kondisi kantuk seseorang pada saat pengukuran dilakukan sehingga banyak digunakan dalam penelitian mengenai kelelahan, gangguan tidur, serta deteksi kantuk pada pengemudi[60]. Penggunaan KSS pada penelitian ini dipilih karena merupakan instrumen yang sederhana, cepat digunakan, serta mampu menggambarkan kondisi kantuk subjektif responden pada saat pengambilan data. Selain itu, KSS telah banyak digunakan sebagai acuan (*ground truth*) dalam penelitian deteksi kantuk karena memiliki hubungan yang kuat dengan indikator fisiologis maupun

performa seseorang ketika mengantuk[60]. Berdasarkan karakteristik tersebut, penelitian ini menggunakan KSS sebagai acuan untuk menentukan kondisi aktual setiap relawan. Nilai KSS kemudian dibandingkan dengan hasil klasifikasi sistem deteksi *microsleep* berbasis RMSSD sehingga diperoleh nilai *True Positive*, *False Positive*, *True Negative*, dan *False Negative* yang selanjutnya digunakan dalam perhitungan *accuracy*, *sensitivity*, dan *specificity*.

KSS menggunakan skor 1 sampai 9, semakin besar nilai menunjukkan rasa kantuk yang semakin besar.

Tabel 2. 3 Karolinska Sleepiness Scale (KSS)

<i>Skor</i>	<i>Keterangan</i>
<i>1</i>	<i>Extremely alert</i>
<i>2</i>	<i>Very alert</i>
<i>3</i>	<i>Alert</i>
<i>4</i>	<i>Fairly alert</i>
<i>5</i>	<i>Netral</i>
<i>6</i>	<i>Some signs of sleepiness</i>
<i>7</i>	<i>Sleepy, but no effort to keep awake</i>
<i>8</i>	<i>Sleepy, some effort to keep awake</i>
<i>9</i>	<i>Verry sleepy, great effort to keep awake, fightning sleep</i>

Berikut penjelasan yang peneliti jelaskan pada responden terkait pengkondisian:

Tabel 2. 4 Penjelasan pengkondisian Karolinska Sleepines Scale Kepada Responden

Skala KSS	Penjelasan Kepada Responden
1	Saya merasa sangat segar dan sangat waspada, tidak ada rasa kantuk sama sekali.
2	Saya merasa sangat waspada, tetapi tidak sesegar kondisi paling optimal.
3	Saya merasa waspada dan dapat berkonsentrasi dengan baik tanpa rasa kantuk.
4	Saya masih cukup waspada, tetapi mulai merasa lebih rileks dibanding sebelumnya.
5	Saya tidak merasa segar, tetapi juga tidak mengantuk. Kondisi saya netral.
6	Saya mulai merasakan tanda-tanda kantuk, misalnya mata mulai berat atau mulai menguap.
7	Saya mengantuk, tetapi belum perlu berusaha untuk tetap terjaga.
8	Saya mengantuk dan sudah mulai berusaha agar tetap terjaga, misalnya membuka mata lebih lebar atau mengubah posisi duduk.
9	Saya sangat mengantuk, harus berjuang keras agar tidak tertidur, bahkan merasa hampir tertidur.

2.3 Justifikasi Pemilihan Metode Penelitian

Pemilihan metode dalam penelitian ini didasarkan pada karakteristik permasalahan yang diteliti, yaitu pengembangan sistem peringatan dini *microsleep* pada pengendara sepeda motor berbasis perubahan fisiologis. Berbeda dengan sistem deteksi *microsleep* pada kendaraan roda empat yang banyak memanfaatkan kamera untuk mengamati perilaku pengemudi, penelitian ini memilih pendekatan fisiologis menggunakan sensor *Photoplethysmography* (PPG) dan parameter *Heart Rate Variability* (HRV), khususnya *Root Mean Square of Successive Differences* (RMSSD).

2.3.1 Justifikasi Pemilihan Sensor PPG

Berbagai penelitian telah mengembangkan sistem deteksi kantuk menggunakan kamera dengan memanfaatkan parameter visual, seperti persentase penutupan mata (*PERCLOS*), frekuensi kedipan, arah pandangan, maupun posisi kepala. Pendekatan tersebut telah menunjukkan performa yang baik, terutama pada kendaraan roda empat dengan posisi kamera yang stabil dan kondisi pencahayaan yang terkontrol.

Namun demikian, karakteristik penggunaan sepeda motor berbeda dengan mobil. Pengendara sepeda motor menggunakan helm yang menutupi sebagian wajah, visor dengan tingkat transparansi yang bervariasi, serta mengalami perubahan pencahayaan, getaran, dan orientasi kepala yang lebih dinamis. Kondisi tersebut dapat menjadi tantangan bagi sistem berbasis pengolahan citra.

Atas dasar tersebut, penelitian ini memilih sensor *Photoplethysmography* (PPG) sebagai pendekatan alternatif. Sensor PPG mampu memperoleh sinyal fisiologis secara *non-invasif* untuk menghitung denyut jantung dan *Heart Rate Variability* (HRV), memiliki ukuran yang relatif kecil, konsumsi daya rendah, biaya implementasi yang lebih ekonomis, serta mudah diintegrasikan ke dalam perangkat

wearable seperti helm pintar. Dengan demikian, sistem tidak bergantung pada kondisi pencahayaan maupun keterlihatan wajah pengguna.

Perlu ditekankan bahwa penelitian ini tidak bertujuan membandingkan performa kamera dengan PPG, melainkan mengeksplorasi pendekatan fisiologis yang lebih sesuai untuk implementasi pada helm sepeda motor.

2.3.2 Justifikasi Pemilihan Parameter RMSSD

Heart Rate Variability (HRV) merupakan salah satu indikator aktivitas sistem saraf otonom yang banyak digunakan untuk mengevaluasi kondisi fisiologis seseorang. Dari berbagai parameter HRV yang tersedia, penelitian ini memilih *Root Mean Square of Successive Differences (RMSSD)*.

Pemilihan RMSSD didasarkan pada beberapa pertimbangan. Pertama, RMSSD merupakan parameter domain waktu yang sensitif terhadap perubahan aktivitas sistem saraf parasimpatis. Kedua, perhitungannya relatif sederhana sehingga sesuai diterapkan pada sistem embedded berbasis ESP32 yang memiliki keterbatasan sumber daya komputasi. Ketiga, berbagai penelitian menunjukkan bahwa RMSSD dapat dihitung menggunakan rekaman HRV berdurasi pendek (*ultra-short-term*), sehingga memungkinkan implementasi secara *real-time* pada sistem *wearable*.

Dengan mempertimbangkan karakteristik tersebut, RMSSD dipilih sebagai indikator fisiologis untuk mengamati perubahan kondisi pengguna selama proses pengujian.

2.3.3 Justifikasi Penggunaan Baseline Individual

Nilai HRV, termasuk RMSSD, tidak memiliki nilai normal yang bersifat universal. Nilai tersebut dipengaruhi oleh berbagai faktor, seperti usia, kondisi fisik, tingkat kebugaran, stres, kualitas tidur, konsumsi kafein, serta karakteristik fisiologis masing-masing individu. Oleh karena itu, penggunaan satu nilai absolut sebagai batas deteksi untuk seluruh pengguna berpotensi menghasilkan kesalahan klasifikasi.

Untuk mengurangi pengaruh variasi antarindividu, penelitian ini menggunakan pendekatan *baseline individual*. *Baseline* diperoleh pada awal pengujian ketika responden berada pada kondisi sadar, kemudian digunakan sebagai acuan pembandingan terhadap perubahan nilai RMSSD yang terjadi selama pengujian.

Dengan pendekatan ini, keputusan sistem tidak didasarkan pada perbandingan dengan pengguna lain, melainkan terhadap kondisi fisiologis normal masing-masing relawan.

2.3.4 Justifikasi Penggunaan Threshold

Setelah *baseline individual* diperoleh, sistem memerlukan suatu mekanisme pengambilan keputusan (*decision rule*) untuk menentukan kapan perubahan RMSSD dianggap telah mengindikasikan kondisi yang berbeda dari kondisi normal pengguna. Dalam penelitian ini mekanisme tersebut diwujudkan melalui penggunaan *threshold*.

Threshold berfungsi sebagai batas keputusan yang membedakan kondisi normal dan kondisi yang terindikasi mengalami penurunan tingkat kewaspadaan berdasarkan perubahan nilai RMSSD terhadap *baseline*. Dengan demikian, *threshold* bukan dimaksudkan sebagai alat diagnosis klinis *microsleep*, melainkan sebagai aturan keputusan dalam sistem peringatan dini.

Pada penelitian ini digunakan *threshold* tetap (*fixed threshold*) terhadap perubahan RMSSD. Pendekatan ini dipilih karena lebih sederhana untuk diimplementasikan pada perangkat embedded, memiliki kebutuhan komputasi yang rendah, serta sesuai dengan tujuan penelitian yang berfokus pada pengembangan prototipe sistem peringatan dini.

2.3.5 Keterbatasan Pendekatan Baseline dan Threshold

Meskipun penggunaan *baseline individual* dan *threshold* memberikan mekanisme deteksi yang sederhana dan mudah diimplementasikan, pendekatan ini memiliki keterbatasan. Perubahan HRV dipengaruhi oleh banyak faktor selain kantuk, seperti aktivitas fisik, kondisi emosional, stres, maupun kualitas sinyal PPG. Oleh karena itu, perubahan RMSSD yang melewati *threshold* tidak dapat secara langsung diartikan sebagai bukti pasti terjadinya *microsleep*.

Atas dasar tersebut, penelitian ini tidak menggunakan *threshold* sebagai satu-satunya bukti kondisi *microsleep*, melainkan memvalidasi hasil deteksi sistem menggunakan *Karolinska Sleepiness Scale (KSS)* sebagai *ground truth*. Keputusan sistem kemudian dibandingkan dengan kondisi aktual responden melalui perhitungan *True Positive (TP)*, *True Negative (TN)*, *False Positive (FP)*, dan *False Negative (FN)*, sehingga diperoleh nilai *accuracy*, *sensitivity*, dan *specificity* sebagai indikator performa sistem.

Dengan demikian, penelitian ini mengevaluasi kemampuan sistem dalam mendeteksi indikasi *microsleep* berdasarkan perubahan fisiologis, bukan mengevaluasi efektivitas alarm dalam membangunkan pengguna.