

Fakhrizal Zainal Hawari<sup>1</sup>, Ig Prasetya Wibawa,S.T,M.T.<sup>2</sup>, Dr.Husneni Mukhtar,S.SI.,M.T<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

<sup>1</sup>fakhrizal.hawari@gmail.com <sup>2</sup>prasdwiwawa@telomuniversity.ac.id <sup>3</sup>Husneni@gmail.com

**Abstrak**

Kecelekaan merupakan salah satu permasalahan yang sering terjadi pada kota-kota di Indonesia. Banyak faktor yang menyebabkan meningkatnya kecelekaan yang terjadi pada kota-kota di Indonesia, salah satunya adalah karena faktor mengantuk. Padahal kecelekaan karena mengantuk dapat dicegah dengan cara membiarkan tubuh beristirahat dengan waktu yang cukup, sehingga kecelekaan akan berkurang.

Pada tugas akhir ini penulis melakukan analisis EEG dan EKG dengan menggunakan K-NN sebagai klasifikasi, dengan menggunakan data dari EKG dan dilengkapi dengan dataset sinyal otak yang akan digunakan.

**Abstract**

Traffic accident is one kind of problem and its always happen at some cities in Indonesia. There are some factors that make the it happen, one of them is drowsy factor. Usually, drivers ignored this condition when they are feel drowsy. EKG signal can be an indication to measure drowsy condition and it will be merged with EEG dataset, from the dataset alpha signal can be known.

In this final project, author analyse EEG dan EKG signal with K-nn as an classification, to decide a condition, activity, drowsy, or sleep.

Keyword: EKG, EEG, BPM

**1. Pendahuluan**

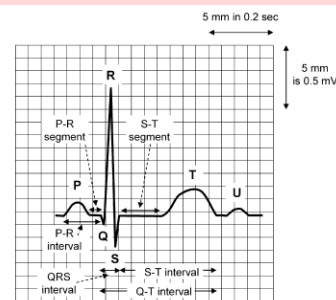
Dewasa ini banyak aktivitas dilakukan tanpa memperhatikan waktu pelaksanaannya, khususnya aktivitas yang dikerjakan sampai larut malam dan bahkan sampai pagi. Beraktivitas dengan melewatkan waktu istirahat ini menyebabkan berbagai masalah, salah satunya adalah kecelekaan pada saat mengemudi dikarenakan sopir mengantuk atau tertidur. Kondisi ini merupakan faktor yang paling berkontribusi terhadap kecelekaan yang terjadi di jalan [1]. sepanjang tahun 2018 (januari-september 2018) terdapat 380 kecelekaan lalu lintas yang 99 diantaranya disebabkan oleh mengantuk, lengah, dan kelelahan [2]. Gelombang otak dan sinyal jantung merupakan alat ukur yang dapat memprediksi rasa kantuk pada manusia. Tetapi keadaan mengantuk yang dialami orang berbeda-beda, tergantung dari kondisi tubuh orang tersebut. Metode yang akan digunakan pada tugas akhir ini adalah metode KNN, yaitu dengan membandingkan BPM yang didapat dari pembacaan sensor EKG dan hasil pengolahan sinyal EEG.

**2. Dasar Teori**

**2.1. EKG**

Elektrokardiogram (EKG) atau *Electrocardiogram* (ECG) adalah tes medis untuk mendeteksi kelainan jantung dan mendeteksi aktivitas listrik yang

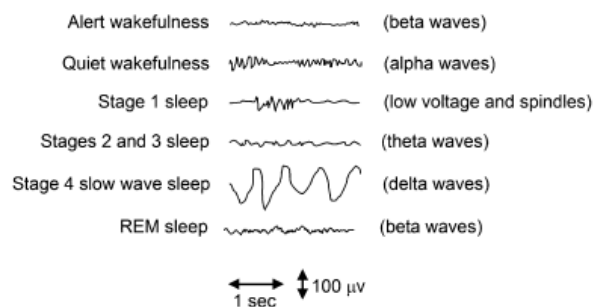
dihasilkan oleh jantung. Dengan EKG, dokter dapat mendiagnosis berbagai kondisi kesehatan yang ada pada manusia. Perubahan potensial listrik akan berubah setiap waktu selama satu siklus pada permukaan kulit yang berbeda dan inilah yang dideteksi oleh EKG [5]. Mesin yang mencatat hasil EKG tersebut dinamakan elektrokardiograph. Perbedaan potensial yang terjadi adalah sekitar ~30-100uV [5]. Nilai BPM dihitung saat sinyal R muncul selama satu menit.



Gambar II- 1 Elektrokardiograph normal.

**2.2. EEG**

Electroencephalogram (EEG) merupakan tes medis untuk mendeteksi aktivitas listrik yang ada pada otak. Biasanya EEG dilakukan untuk mendeteksi rasa mengantuk pada manusia. Tidak seperti sinyal jantung, sinyal EEG memiliki bentuk yang tidak beraturan, tetapi memiliki pola yang dapat diidentifikasi [5].



Gambar II- 2 Sinyal-sinyal EEG

**2.3. BPM (Beat per Minute)**

Nilai *beat per minute* merupakan jumlah detak jantung manusia dalam satu menit. Pria normal saat beraktivitas memiliki nilai BPM 75BPM<BPM<100BPM dan ketika mengantuk memiliki nilai 50BPM<BPM<65BPM. Sedangkan wanita normal yang beraktivitas memiliki

Fakhrizal Zainal Hawari<sup>1</sup>, Ig Prasetya Wibawa,S.T,M.T.<sup>2</sup>, Dr.Husneni Mukhtar,S.SI.,M.T<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

<sup>1</sup>[fakhrizal.hawari@gmail.com](mailto:fakhrizal.hawari@gmail.com) <sup>2</sup>[prasdwiwawa@telomuniversity.ac.id](mailto:prasdwiwawa@telomuniversity.ac.id) <sup>3</sup>[Husneni@gmail.com](mailto:Husneni@gmail.com)

70BPM<BPM<90BPM, dan ketika mengantuk memiliki nilai 45BPM<BPM<63BPM [3].

**2.4. HRV**

HRV (*Heart Rate Variability*) merupakan metode untuk mengetahui perubahan aktivitas jantung dan dianalisa untuk menginterpretasikan keadaan jantung[6], dengan berfokus pada osilasi interval waktu detak jantung dan kecepatan detak jantung.

Persamaan (1) merupakan perhitungan statistik yang sering digunakan untuk menentukan heart rate,

$$HR = \frac{60}{Interval\ RR} \quad (1)$$

Dimana interval RR = jarak antar gelombang R dengan R lainnya dalam satuan waktu

**2.5. K-NN**

Algoritma K-NN merupakan suatu algoritma untuk mengklasifikasikan sebuah data yang baru berdasarkan mayoritas dari K-tetangga terdekat[7]. Metode ini mengklasifikasikan data yang belum diketahui berdasarkan data yang sudah ada. Algoritma ini bekerja berdasarkan jarak minimum dari data baru ke data lama untuk menentukan K tetangga terdekat.

Jenis klasifikasi pada algoritma K-NN ini juga disebut dengan *Lazy Classification*. Dikatakan dengan *Lazy Classification*, karena pada algoritma ini model dihitung selama melakukan klasifikasi. Model bergantung pada contoh tes, dimana contoh tes termasuk pada *training data* dan tingkat akurasi berbeda di tiap levelnya.

Ada beberapa cara untuk menentukan jarak pada algoritma K-NN, tiga diantaranya adalah:

- *Euclidean Distance*
- *Manhattan Distance*
- *Minkowski Distance*

Untuk menghitung jarak tetangga pada metode K-NN, ada tiga cara seperti yang disebutkan pada bab sebelumnya, namun yang akan digunakan untuk mencari jarak tetangga terdekat adalah metode *euclidean distance* dengan persamaan (4) untuk menentukan cluster pada data tersebut

$$d(x,y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (xi - yi)^2} \quad (4)$$

**2.6. Filter**

Filter merupakan rangkaian untuk meloloskan atau meredam suatu *band* frekuensi tertentu. Berdasarkan daerah *passband* dan *stopband* nya, filter dapat dibagi menjadi 4 jenis, yaitu Low Pas Filter (LPF), High Pass Filter (HPF), Band Pass Filter (BPF) dan Band Stop Filter (BSF). Namun, filter yang digunakan pada penelitian ini adalah jenis BPF, yaitu

filter yang melewatkan frekuensi cut-off pertama dan frekuensi cut-off kedua dengan meloloskan frekuensi diluar daerah tersebut. BPF merupakan gabungan dari filter *highpass* dan filter *lowpass*.

**3. Perancangan Sistem**

**3.1. Desain Sistem Pengukuran EKG**

Elektroda yang sudah ditempatkan di titik tertentu dihubungkan dengan modul AD8232 dan ke Arduino uno, sehingga mengeluarkan nilai BPM pada sistem EKG pada *display*.

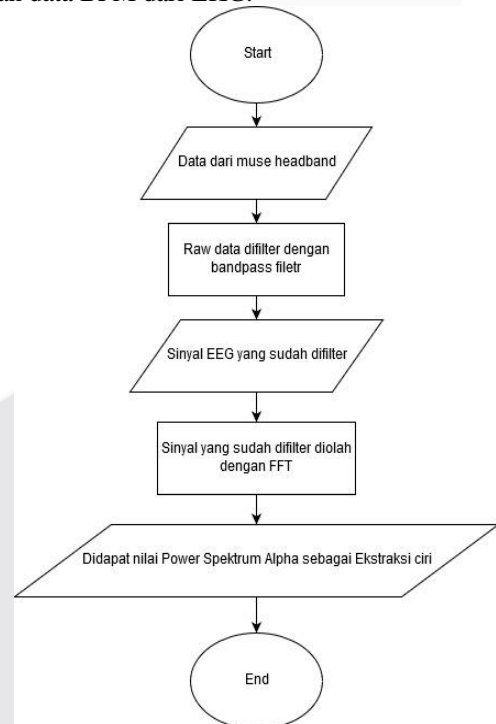


Gambar 3.1. Diaram blok sistem

**3.2. Desain Sistem Pengukuran EEG**

Pengukuran sistem EEG menggunakan *Muse Headband*. Karena data dari *Muse Headband* tidak bisa langsung diolah dengan Matlab, maka format data diubah terlebih dahulu dari ekstension \*.muse ke \*.csv. Selanjutnya raw data diproses untuk mendapatkan sinyal alpha dari keadaan mengantuk, keadaan sadar, dan keadaan tidur dengan menggunakan BPF.

Kemudian, alpha yang berasal dari BPF dilakukan proses FFT. Hasil dari FFT ini akan menjadi ekstraksi ciri yang kemudian digabungkan dengan data BPM dari EKG.



Gambar III- 1 Diagram Alir Sistem EEG

Fakhrizal Zainal Hawari<sup>1</sup>, Ig Prasetya Wibawa,S.T,M.T.<sup>2</sup>, Dr.Husneni Mukhtar,S.SI.,M.T<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

<sup>1</sup>[fakhrizal.hawari@gmail.com](mailto:fakhrizal.hawari@gmail.com) <sup>2</sup>[prasdwbw@telomuniversity.ac.id](mailto:prasdwbw@telomuniversity.ac.id) <sup>3</sup>[Husneni@gmail.com](mailto:Husneni@gmail.com)

**3.3. Algoritma K-NN**

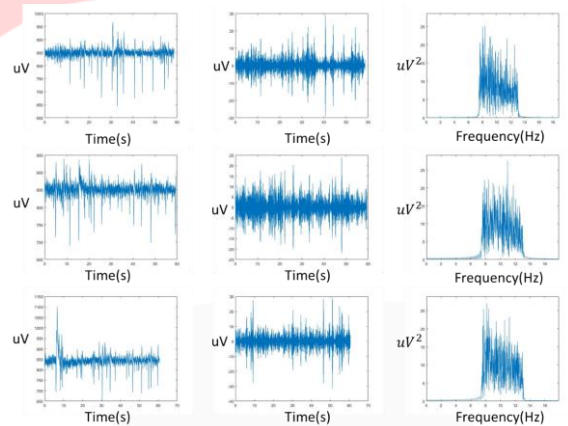
BPM yang berasal dari EKG dan hasil ekstraksi ciri dari EEG akan dijadikan data latih yang digunakan pada algoritma K-NN. Metode K-NN yang digunakan adalah dengan *euclidean distance*, yaitu membandingkan jarak terdekat antara data latih dan data uji. Klasifikasi keadaan mengantuk, beraktivitas, dan tidur dapat dilihat dari jarak antara data latih dan data uji. Sedangkan tingkat akurasi K-NN ditentukan oleh jumlah k yang dipilih dan banyaknya jumlah data latih yang digunakan.

Tabel IV- 2 Pengambilan Data Latih Perempuan

**4.2. Data Pengukuran EEG**

**4.2.1. Pengambilan Data Latih EEG**

Pengambilan data latih EEG dilakukan bersamaan dengan data latih BPM. Kedua perangkat dipakai secara bersamaan dan melakukan pengukuran dengan waktu yang sama.



**3.4 Subjek Penelitian**

Tabel III-1 merupakan daftar partisipan atau subjek yang akan diukur dalam penelitian ini, dimana terdiri dari 8 orang (4 perempuan, 4 laki-laki, BMI 17-34). Level aktivitas pada penelitian ini dibedakan berdasarkan atas tingkat kuantitas aktivitas yang dilakukan. Kategori berat disebut jika subjek selalu berolah raga setiap hari dan pekerjaan di lapangan serta melelahkan; kategori medium disebut jika subjek jarang berolah raga dan pekerjaannya cukup melelahkan; kategori ketiga disebut jika hamper tidak atau jarang berolahraga dan pekerjaannya ringan dan tidak melibatkan fisik yang berat dan melelahkan.

**Hasil Pengujian dan Analisis**

Tabel III- 1 Sebaran subjek penelitian

Subjek (Manusia)	Jenis subjek	Gender	Umur (tahun)	Berat Badan (kg)	Tinggi Badan (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	Level aktivitas
1	Subjek untuk data latih dan bisa digunakan untuk data uji	Laki-laki	20	50	1.68	17.71542	2
2		Laki-laki	25	75	1.65	25.95116	3
3		Laki-laki	50	93	1.65	34.15978	2
4		Laki-laki	53	89	1.67	31.91222	2
5		Perempuan	20	70	1.58	28.04038	2
6		Perempuan	22	48	1.64	17.84652	2
7		Perempuan	49	65	1.58	26.62026	2
8		Perempuan	51	68	1.59	26.62026	2
9	Subjek untuk data uji	Laki-Laki	23	90	1.64	33.26286	2
10		Perempuan	21	75	1.56	30.8185	2

**Gambar IV- 1 Proses pengambilan data EEG**  
 Gambar IV-1(a) merupakan pengambilan data latih sinyal EEG, kemudian dilakukan pre-processing dengan bandpass filter pada Gambar IV-1(b). Selanjutnya, pada sinyal yang sudah difilter, dilakukan dengan FFT pada Gambar IV-1(c) untuk mencari frekuensi maksimum sebagai hasil ekstraksi ciri yang akan digunakan untuk K-NN.

**4.3. Pengambilan Data uji**  
 Pengambilan data uji dilakukan pada 4 subjek, dimana 2 subjek adalah termasuk ke dalam data latih dan 2 subjek lainnya diambil sebagai data latih. Pengambilan 2 subjek luar Mahasiswa untuk melihat keakuratan hasil pengenalan klasifikasi.

**4.4. Pengujian Nilai k Terbaik**  
 Pengujian dilakukan dengan mencoba nilai k dari 2,4,6,8, dan 10. Dipilih ganjir untuk memudahkan klasifikasi.

**4. Hasil Analisis dan Pengujian**

**4.1. Data Pengukuran EKG**

**4.1.1 Pengambilan Data Latih EKG**

Pada tugas akhir ini pengambilan data latih dilakukan pada laki-laki dan perempuan dengan range umur 20-25 tahun dan 49-55 tahun. Pengambilan data latih dilakukan dengan tiga kondisi, yaitu beraktivitas, mengantuk, dan tidur

Tabel IV- 1 Pengambilan Data Latih Laki-laki

Tabel IV- 3 Pengujian K-NN dengan nilai k yang ditentukan

BPM	Power Spectrum of Alpha	Kelas	Kelas Yang Terbaca
			k = 10

Fakhrizal Zainal Hawari<sup>1</sup>, Ig Prasetya Wibawa,S.T,M.T.<sup>2</sup>, Dr.Husneni Mukhtar,S.SI.,M.T<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

<sup>1</sup>[fakhrizal.hawari@gmail.com](mailto:fakhrizal.hawari@gmail.com) <sup>2</sup>[prasdwbawa@telomuniversity.ac.id](mailto:prasdwbawa@telomuniversity.ac.id) <sup>3</sup>[Husneni@gmail.com](mailto:Husneni@gmail.com)

84	106.9805	Aktif	'Aktif'
80	120.8799	Aktif	'Aktif'
87	122.6709	Aktif	'Aktif'
82	120.5293	Aktif	'Aktif'
84	125.8421	Aktif	'Aktif'
87	122.7065	Aktif	'Aktif'
88	175.7782	Aktif	'Aktif'
83	160.9899	Aktif	'Aktif'
84	140.5455	Aktif	'Aktif'
81	121.8774	Aktif	'Aktif'
69	80.5892	Kantuk	'Tidur'
67	82.2314	Kantuk	'Tidur'
71	88.1924	Kantuk	'Kantuk'
73	77.4365	Kantuk	'Kantuk'
70	80.4251	Kantuk	'Kantuk'
71	70.5163	Kantuk	'Kantuk'
71	75.4532	Kantuk	'Kantuk'
66	89.5144	Kantuk	'Tidur'
72	90.8622	Kantuk	'Kantuk'
70	80.3015	Kantuk	'Tidur'
68	100.1389	Tidur	'Tidur'
69	84.8236	Tidur	'Tidur'
66	71.1503	Tidur	'Tidur'
67	106.0105	Tidur	'Tidur'
67	67.9998	Tidur	'Tidur'
69	91.1405	Tidur	'Tidur'
68	67.0582	Tidur	'Tidur'
63	66.1473	Tidur	'Tidur'
68	77.2368	Tidur	'Tidur'
67	95.636	Tidur	'Tidur'

Pemilihan K = 10 merupakan pengujian nilai k yang terbaik, karena memiliki tingkat keberhasilan sebanyak 90%.

#### 4.5. Pengujian Klasifikasi Beraktivitas, Mengantuk, dan Tidur

Tabel IV- 4 Pengujian Kondisi Beraktivitas

Heart Rate (BPM)	Power Spectrum of Alpha ( $\frac{\mu V^2}{Hz}$ )	Kelas	Kelas yang Terbaca
83	105.8792	Aktif	'Aktif'

Heart Rate (BPM)	Power Spectrum of Alpha ( $\frac{\mu V^2}{Hz}$ )	Kelas	Kelas yang Terbaca
79	130.9024	Aktif	'Aktif'
80	122.5693	Aktif	'Aktif'
82	120.0923	Aktif	'Aktif'
79	125.7582	Aktif	'Aktif'
81	124.9089	Aktif	'Aktif'
80	188.2035	Aktif	'Aktif'
84	170.0998	Aktif	'Aktif'
80	140.8902	Aktif	'Aktif'
79	122.5693	Aktif	'Aktif'
76	110.6048	Aktif	'Aktif'
84	123.7892	Aktif	'Aktif'
83	120.9028	Aktif	'Aktif'
78	120.71	Aktif	'Aktif'
81	121.849	Aktif	'Aktif'
80	119.8768	Aktif	'Aktif'
79	180.8923	Aktif	'Aktif'
85	160.2902	Aktif	'Aktif'
86	135.0992	Aktif	'Aktif'
79	120.1542	Aktif	'Aktif'
84	106.9805	Aktif	'Kantuk'
80	120.8799	Aktif	'Aktif'
87	122.6709	Aktif	'Aktif'
82	120.5293	Aktif	'Aktif'
84	125.8421	Aktif	'Kantuk'
87	122.7065	Aktif	'Tidur'
88	175.7782	Aktif	'Tidur'
83	160.9899	Aktif	'Kantuk'
84	140.5455	Aktif	'Kantuk'
81	121.8774	Aktif	'Tidur'

Pada saat keadaan beraktivitas, K-nn dengan nilai k = 10 dapat mengklasifikasi dengan baik, dengan tingkat keberhasilan 86.67

Tabel IV- 5 Pengujian Kondisi Mengantuk

Heart Rate (BPM)	Power Spectrum of Alpha ( $\frac{\mu V^2}{Hz}$ )	Kelas Seharusnya	Kelas Yang Terbaca
72	68.5342	Kantuk	'Kantuk'

Fakhrizal Zainal Hawari<sup>1</sup>, Ig Prasetya Wibawa,S.T,M.T.<sup>2</sup>, Dr.Husneni Mukhtar,S.SI.,M.T<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

<sup>1</sup>[fakhrizal.hawari@gmail.com](mailto:fakhrizal.hawari@gmail.com) <sup>2</sup>[prasdwbawa@telomuniversity.ac.id](mailto:prasdwbawa@telomuniversity.ac.id) <sup>3</sup>[Husneni@gmail.com](mailto:Husneni@gmail.com)

Heart Rate (BPM)	Power Spectrum of Alpha ( $\frac{uV^2}{Hz}$ )	Kelas Seharusnya	Kelas Yang Terbaca
73	79.8896	Kantuk	'Kantuk'
69	86.0948	Kantuk	'Tidur'
74	79.9418	Kantuk	'Kantuk'
70	84.4144	Kantuk	'Kantuk'
73	75.1872	Kantuk	'Kantuk'
74	70.5832	Kantuk	'Kantuk'
73	92.8553	Kantuk	'Kantuk'
72	93.8733	Kantuk	'Tidur'
70	81.2903	Kantuk	'Kantuk'
69	80.5892	Kantuk	'Tidur'
67	82.2314	Kantuk	'Tidur'
71	88.1924	Kantuk	'Tidur'
73	77.4365	Kantuk	'Kantuk'
70	80.4251	Kantuk	'Kantuk'
71	70.5163	Kantuk	'Kantuk'
71	75.4532	Kantuk	'Kantuk'
66	89.5144	Kantuk	'Tidur'
72	90.8622	Kantuk	'Kantuk'
70	80.3015	Kantuk	'Kantuk'
66	69.5442	Kantuk	'Tidur'
73	75.8979	Kantuk	'Kantuk'
69	90.1298	Kantuk	'Tidur'
70	80.1245	Kantuk	'Kantuk'
71	82.3243	Kantuk	'Kantuk'
74	91.1426	Kantuk	'Kantuk'
65	72.8321	Kantuk	'Tidur'
68	90.7558	Kantuk	'Tidur'
75	88.7509	Kantuk	'Kantuk'
68	80.1243	Kantuk	'Tidur'

Heart Rate (BPM)	Power Spectrum of Alpha ( $\frac{uV^2}{Hz}$ )	Kelas Seharusnya	Kelas Yang Terbaca
68	100.1389	Tidur	'Tidur'
69	84.8236	Tidur	'Tidur'
66	71.1503	Tidur	'Tidur'
67	106.0105	Tidur	'Tidur'
67	67.9998	Tidur	'Tidur'
69	91.1405	Tidur	'Tidur'
68	67.0582	Tidur	'Tidur'
63	66.1473	Tidur	'Tidur'
68	77.2368	Tidur	'Tidur'
67	95.636	Tidur	'Tidur'
65	90.2893	Tidur	'Tidur'
62	81.7856	Tidur	'Tidur'
63	73.9032	Tidur	'Tidur'
65	86.2104	Tidur	'Tidur'
67	70.4453	Tidur	'Tidur'
65	89.2405	Tidur	'Tidur'
66	65.9878	Tidur	'Tidur'
62	73.1484	Tidur	'Tidur'
66	75.9802	Tidur	'Tidur'
68	90.1242	Tidur	'Tidur'
63	101.3254	Tidur	'Tidur'
62	77.9802	Tidur	'Tidur'
66	69.1054	Tidur	'Tidur'
65	88.9025	Tidur	'Tidur'
62	64.7809	Tidur	'Tidur'
69	88.1493	Tidur	'Tidur'
65	65.9992	Tidur	'Tidur'
66	63.2874	Tidur	'Tidur'
64	75.0912	Tidur	'Tidur'
63	94.9899	Tidur	'Tidur'

Pada saat mengantuk, k-nn dengan nilai k = 10, berhasil mengklasifikasi data uji dengan tingkat keberhasilan 63.33%, dimana hasil ini tidak begitu bagus.

Tabel IV- 6 Pengujian Kondisi Tidur

Heart Rate (BPM)	Power Spectrum of Alpha ( $\frac{uV^2}{Hz}$ )	Kelas Seharusnya	Kelas Yang Terbaca
------------------	---	------------------	--------------------

Begitu juga dengan tidur, sama seperti kondisi beraktivitas, k-nn dengan nilai k = 10 dapat mengklasifikasi kondisi tidur dengan tingkat keberhasilan 100%

## 5. Kesimpulan dan Saran

### 5.1. Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis dari Tugas Akhir “Analisis Sinyal EKG dan EEG Pada Penderita Kantuk dengan Metode K-NN” yang telah dilakukan. Penulis dapat mengambil beberapa kesimpulan sebagai berikut:

Fakhrizal Zainal Hawari<sup>1</sup>, Ig Prasetya Wibawa,S.T,M.T.<sup>2</sup>, Dr.Husneni Mukhtar,S.SI.,M.T<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

<sup>1</sup>[fakhrizal.hawari@gmail.com](mailto:fakhrizal.hawari@gmail.com) <sup>2</sup>[prasdwbawa@telomuniversity.ac.id](mailto:prasdwbawa@telomuniversity.ac.id) <sup>3</sup>[Husneni@gmail.com](mailto:Husneni@gmail.com)

1. K-NN dengan metode Euclidean distance belum mampu membedakan kondisi beraktivitas, mengantuk, dan tidur berdasarkan jarak terkecil antara data latih dan data uji dengan baik untuk keseluruhan.
2. Perekaman sinyal EEG dan perolehan nilai BPM dilakukan pada subjek dalam kondisi beraktivitas, mengantuk dan tidur. Data tersebut selanjutnya diolah dan dilatih menggunakan metode klasifikasi K-NN untuk mengenali ketiga kondisi tersebut ketika diberi input.
3. K-NN dengan  $k = 10$  memberikan hasil klasifikasi dengan tingkat keberhasilan rata-rata 90%, dimana akurasi keberhasilan klasifikasi beraktivitas adalah 86.67%, mengantuk 63.33%, dan tidur 100%, dengan jumlah data latih 72 data dan jumlah data uji sebanyak 30 data.

## 5.2. Saran

Berdasarkan hasil pembuatan tugas akhir ini dan dari hasil analisis pengujian, penulis memiliki saran sebagai berikut:

1. Diperlukan suatu metode pengambilan data untuk membedakan secara pasti antara kondisi mengantuk dan sudah tidur.
2. Penggunaan metode klasifikasi lainnya seperti metode *Mixture Gaussian* bisa digunakan untuk jenis data yang lebih acak.

## Daftar Pustaka

- [1] Knipling, R.R and Wang, J.S. "*Crashes and Fatalities Related to Driver Drowsiness/Fatigue*". National Highway Traffic Safety Administration, Washington D.C. 1994.
- [2] Adi Ariansyah. "Perancangan Kampanye Sosial, Pencegahan dan Antisipasi Microsleep". Skripsi. Bandung: Universitas Pasundan. 2019.
- [3] L. S. Joysly dan R. Tamilselvi, "Abnormality recognition during drowsy state from ECG and EEG," *2015 International Conference on Innovations in Information, Embedded and Communication Systems (ICIIECS)*, Coimbatore, pp. 1-5. 2015.
- [4] E. Abe, K. Fujiwara, T. Hiraoka, T. Yamakawa dan M. Kano, "Development of drowsy driving accident prediction by heart rate variability analysis". *Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA), 2014 Asia-Pacific*, Siem Reap, pp. 1-4. 2014.
- [5] Rahim. Herlina Abdul, Dalimi. Ahmad dan Jaafar. Haliza. "Detecting Drowsy Driver Using Pulse Sensor". UTM, 73(3), 1-4. 2015.
- [6] Irsyad. "Analisis sinyal alpha dan beta empat kanal terhadap efek yang ditimbulkan pada seseorang saat diberi stimulus berupa potongan film horror". Skripsi. Bandung: Telkom University. 2018.
- [7] Tjandrasa. Handayani dan Djanali. Supeno. "*Classification of EEG Signals Using Single Channel Independent Component Analysis, Power Spectrum, and Linear Discriminant Analysis*". 10.1007/978-3-319-32213-1\_23. 2016.
- [8] Herman, Irving P. "*Physics of the Human Body*". New York: Springer. 2006.
- [9] Halomoan, Junartha. "Analisa Sinyal EKG Dengan Metoda HRV (Heart Rate Variability) Pada Domain Waktu Aktivitas Berdiri Dan Terlentang". *Jurnal Inovasi dan Kewirausahaan*. pp. 1-7. 2013.
- [10] Parsian Mahmoud. "Data Algorithms". O'Reilly Media.inc. 2015.
- [11] Tavish Srivastava. "*Introduction to k-Nearest Neighbors: A powerful Machine Learning Algorithm (with implementation in Python & R)*". Analytics Vidhya. 2018.
- [12] Hendayana, Rachmat. "Penerapan Metode Regresi Logistik Dalam Menganalisis Adopsi Teknologi Pertanian". 22(1), pp. 1-9. 2012.
- [13] Agresti, A. "*An Introduction to Categorical Data Analysis*". Toronto: John Wiley and Sons Inc. 1996.
- [14] Febti, Eka Pratiwi dan Ismaini, Zain. "Klasifikasi Pengangguran Terbuka Menggunakan CART (*Classification and Regression Tree*) di Provinsi SulawesiUtara". ITS, 3(1), pp. 1-6. 2014.
- [15] Karina, Dewi, Utami, Dyah dan Soni, Yadi. "Penerapan Metode Random Forest Dalam *Driver Analysis*". IPB, 16(1), pp. 1-9. 2011.
- [16] Yuliyanti, Saidah, Ilhamiah, dan Esa Firmansyah. "Perbandingan Metode Pendekatan *Manhattan Distance* Dengan *Euclidian Distance* Pada Implementasi Pengenalan Aksara Jawa Dengan Algoritma *K-Nearest Neighbor*". Bandung: Universitas Islam Negeri SGD. pp 1-6.

Fakhrizal Zainal Hawari<sup>1</sup>, Ig Prasetya Wibawa,S.T,M.T.<sup>2</sup>, Dr.Husneni Mukhtar,S.SI.,M.T<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

<sup>1</sup>[fakhrizal.hawari@gmail.com](mailto:fakhrizal.hawari@gmail.com) <sup>2</sup>[prasd Wibawa@telomuniversity.ac.id](mailto:prasd Wibawa@telomuniversity.ac.id) <sup>3</sup>[Husneni@gmail.com](mailto:Husneni@gmail.com)

- [17] Zaky, Mukhoyyar. "Pengenalan Kata Aksara Jawa Menggunakan Algoritma *K-Nearest Neighbor*". Skripsi. Udinus: Fakultas Ilmu Komputer. 2015.
- [18] M, Nishom. "Perbandingan Akurasi *Euclidean Distance*, *Minkowski Distance*, dan *Manhattan Distance* pada Algoritma *K- Means Clustering* berbasis *Chi-square*". Skripsi. Tegal: Politeknik Harapan Bangsa Bersama. 2019.
- [19] "AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide", Caseytherobot, [learn.sparkfun.com](http://learn.sparkfun.com), pp. 1, 2014. [Diakses 31 Oktober 2019, 19.30].
- [20] Saeed, Dindar I dan Cinar, Ahmet. "Investigation of Feature Extraction Method for EEG Signal Processing". International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology, 7(3), pp. 1-10. 2018.
- [21] "What should my heart rate be?", Markus MacGill, [www.medicalnewstoday.com](http://www.medicalnewstoday.com), pp. 1, 2017. [Diakses 1 November 2019].
- [22] LaRoche. Suzette M dan Haider. Hiba Arif. "Handbook of ICU EEG Monitoring". Springer Publishing Company. 2018.