

PERANCANGAN SISTEM INSTRUMENTASI BERBASIS INTERNET OF THINGS PADA ALAT PENDETEKSI BANGKITAN KEJANG PENGIDAP EPILEPSI

Dadan Darmawan^{1*)}, Arnisa Stefanie², Dian Budhi Santoso³

^{1,2,3}Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Singaperbangsa Karawang

^{1,2,3}Jln. HS Ronggo Waluyo, Kabupaten Karawang, Jawa Barat, 41361, Indonesia

email: ¹dadan.darmawan18093@student.unsika.ac.id, ²arnisa.stefanie@staff.unsika.ac.id, ³dian.budhi@ft.unsika.ac.id

Abstract — Epilepsy is a disease caused by chronic neurological disorders which is characterized by recurrent seizures. Many studies have been conducted to try to cure the disease. In fact, medically, epilepsy cannot be cured, but the frequency of seizures can be reduced by taking medicines regularly. Medicines certainly contain chemicals that have negative side effects on the human body. A solution is needed to reduce the long-term effects caused by medicines that reduce the frequency of epileptic seizures. The research entitled "Designing Internet Of Things-Based Instrumentation System On Seizure Detection Equipment For People With Epilepsy" has the goal of developing a tool for detecting seizures in people with epilepsy that can be monitored remotely by the family. The tool is built using several main components, namely the EEG sensor system, Light Dependent Resistor (LDR) sensor, SW-520D sensor or tilt detector, and GPS Ublox Neo-6M. Experiments have been carried out for each component and the result is that the EEG sensor system after being amplified by 4213 times is 230 mV in relaxed conditions, 121 mV in listening to music, 83 mV in thinking conditions, and 72 mV in sports conditions. The LDR sensor as a light intensity detector has an accuracy rate of 71.12%, the SW-520D sensor or tilt detector as a patient fall detector has an accuracy of 96.7%, and the Ublox Neo-6M GPS as a location detector has an average difference in distance from Smartphone GPS of 2.90 meters.

Abstrak – Epilepsi merupakan penyakit yang disebabkan oleh gangguan saraf kronik yang ditandai dengan bangkitan kejang berulang. Banyak penelitian yang sudah dilakukan untuk mencoba menyembuhkan penyakit tersebut. Kenyataannya secara medis, penyakit epilepsi tidak dapat disembuhkan, namun frekuensi bangkitan kejang dapat diredam dengan mengkonsumsi obat-obatan secara rutin. Obat-obatan tentunya mengandung zat kimia yang memiliki efek samping negatif pada tubuh manusia. Dibutuhkan sebuah solusi untuk mengurangi efek jangka panjang yang diakibatkan oleh obat peredam frekuensi kejang epilepsi. Pada penelitian yang berjudul "Perancangan Sistem Instrumentasi Berbasis Internet Of Things Pada Alat Pendeteksi Bangkitan Kejang Pengidap Epilepsi" memiliki tujuan untuk mengembangkan sebuah alat pendeteksi bangkitan kejang pada pengidap epilepsi yang dapat dipantau dari jarak jauh oleh keluarga. Alat tersebut dibangun menggunakan beberapa komponen utama, yakni sistem sensor EEG, sensor Light Dependent Resistor (LDR), sensor SW-520D atau pendeteksi kemiringan, dan GPS Ublox Neo-6M. Masing-masing komponen telah dilakukan percobaan dan hasilnya adalah sistem sensor EEG setelah dikuatkan sebesar 4213 kali adalah 230 mV pada kondisi rileks, 121 mV pada kondisi mendengar musik, 83 mV pada kondisi berpikir, dan 72 mV pada kondisi olahraga. Sensor LDR sebagai pendeteksi intensitas cahaya memiliki tingkat akurasi sebesar 71,12%, sensor SW-520D atau pendeteksi kemiringan sebagai pendeteksi jatuh pasien memiliki akurasi sebesar 96,7%, dan GPS Ublox Neo-6M sebagai pendeteksi lokasi memiliki rata-rata selisih jarak dengan GPS Smartphone sebesar 2,90 meter.

Kata Kunci – Epilepsi, Sistem Instrumentasi, Sensor LDR, Sensor SW-520D, GPS Ublox Neo-6M

I. PENDAHULUAN

Ratusan juta orang di seluruh dunia menderita kelainan saraf. Salah satu kelainan saraf yang paling umum dijumpai adalah epilepsi. Sekitar lima puluh juta orang menderita epilepsi saat ini. Diperkirakan 2,4 juta orang terdiagnosis epilepsi setiap tahunnya [1] [2]. Epilepsi adalah penyakit yang secara medis tidak dapat disembuhkan. Obat yang dikonsumsi penderita epilepsi dimaksudkan untuk mengontrol frekuensi terjadinya kejang [3]. Pemeriksaan elektroensefalogram (EEG) dan respon terhadap obat anti epilepsi merupakan contoh petunjuk yang dapat membedakan kejang epilepsi dan non-epilepsi. Selain itu, bangkitnya kejang pada pengidap epilepsi dapat disebabkan oleh penurunan kesehatan seperti kecapekan, makan dan tidur tidak tepat waktu, dan sebagainya [4]. Beberapa kasus pada pengidap epilepsi memiliki sensitivitas terhadap cahaya (*photosensitive*), baik cahaya dengan intensitas tinggi maupun cahaya berkedip. Intensitas cahaya yang tinggi juga dapat mempengaruhi tingkat kelelahan mata. Intensitas pencahayaan yang baik untuk mata sekitar 200-750 lux [5].

Banyak upaya yang sudah dilakukan peneliti untuk meneliti penyakit epilepsi. Salah satunya dalam bidang teknik biomedis adalah dengan membuat alat yang berkaitan dengan penyakit epilepsi, seperti Elektroensefalograf. Elektroensefalograf merupakan perangkat yang digunakan untuk mengukur sinyal EEG dan terdiri dari sensor elektroda pada kulit kepala dan blok pemroses sinyal [6]. Tujuan penelitian ini adalah untuk membahas mengenai sistem instrumentasi pada alat pendeteksi kambuhnya kejang pada penderita penyakit epilepsi. Alat ini akan mendeteksi dan membaca sinyal abnormal pada otak dari bangkitan penyakit epilepsi melalui elektroensefalograf yang dipasang di kepala pengidap epilepsi dan terintegrasi dengan *smartphone*. Lalu hasil dari pembacaan tersebut akan dikirimkan dari sistem EEG dan diolah melalui mikrokontroler ESP32. Selain sistem EEG, alat pendeteksi ini juga dilengkapi dengan beberapa fitur lainnya seperti alarm dan pendeteksi cahaya sekitar guna membantu pengguna alat dalam menjaga diri dari bangkit kejang epilepsi. Sehingga alat ini membutuhkan perangkat pendukung seperti sensor pendeteksi cahaya untuk mendeteksi intensitas cahaya sekitar, sensor pendeteksi kemiringan untuk mendeteksi adanya kemiringan atau kejang pada pengguna alat, *Global Positioning System* (GPS) untuk mendeteksi lokasi pada pengguna alat, dan fitur alarm sebagai penjaga kondisi tubuh pada pengguna alat.

Harapannya hasil dari penelitian ini akan mengubah stigma buruk masyarakat terhadap pengidap penyakit epilepsi dan justru dapat balik membantu pengidap epilepsi dalam menghadapi penyakitnya tersebut.

*) **penulis korespondensi:** Dadan Darmawan
Email: dadan.darmawan18093@student.unsika.ac.id

II. PENELITIAN YANG TERKAIT

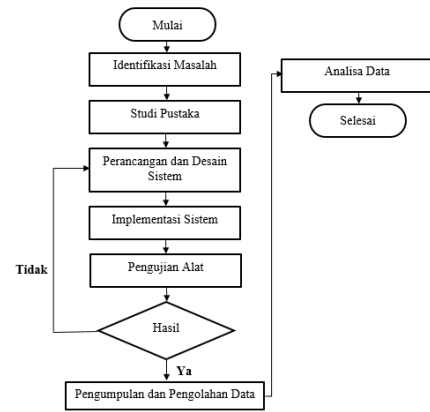
Pada tahun 2019, telah dilakukan sebuah penelitian dari seorang mahasiswa Teknik Elektro Universitas Islam Negeri Sultan Syarif Kasim Riau. Penelitian yang dilakukan dengan judul “*Portable Monitoring Epilepsy (PORMONEP) untuk Memonitor Kehilangan Keseimbangan dan Kejang pada Penderita Epilepsi*”. Alat ini dapat mengetahui keadaan pasien epilepsi kemudian mengirimkan informasi berupa SMS dan panggilan telepon kepada keluarga. Hasil pengujian yang dilakukan pada alat dalam mendeteksi jatuh sebanyak 30 kali, diperoleh nilai sensitifitas pada aktifitas pusing sebesar 87% dan nilai sensitifitas pada aktifitas jatuh dan kejang sebesar 90%, artinya sistem mampu mendeteksi aktifitas pusing, aktifitas jatuh dan kejang dengan cukup baik. Sistem membutuhkan rata-rata 8 detik pasca aktifitas jatuh untuk mengirimkan notifikasi sms kepada pengguna nomor telepon, dan juga membutuhkan rata-rata 5 sampai 6 detik pasca aktifitas pusing untuk melakukan panggilan telepon kepada pengguna nomor telepon. PORMONEP juga dapat mengirim set lokasi dari pasien epilepsi, sehingga keluarga pasien dapat mengontrol lokasi dan keadaan pasien [7].

Tahun 2022 juga dilakukan penelitian oleh mahasiswa Universitas Islam Negeri Sultan Syarif Kasim Riau dengan judul “*Rancang Bangun Aplikasi Monitoring Penderita Epilepsi Menggunakan Sensor Akselerometer Pada Smartphone Android*”. Alat tersebut dapat mendeteksi kambuh epilepsi melalui sensor akselerometer dan mengirimkan notifikasi berupa *Short Message Service (SMS)*, *voice call*, dan lokasi terkini kepada keluarga atau kerabat. Pengujian dilakukan sebanyak 10 kali dengan perolehan akurasi 0,912, sensitivitas 0,902, nilai spesifisitas 0,923, dan presisi 0,925, serta waktu rata-rata 3 sampai 4 detik untuk mengirim SMS dan *voice call* secara bersamaan [8].

III. METODE PENELITIAN

A. Metodologi Penelitian

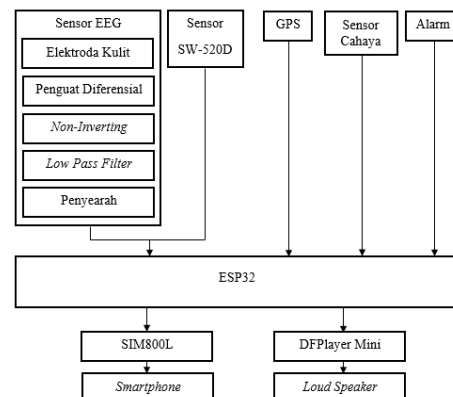
Salahsatu tahapan dalam melakukan penelitian adalah dengan menggunakan metode penelitian. Metode penelitian merupakan langkah-langkah dalam melakukan penelitian hingga mendapatkan data dan hasil yang dapat dianalisa. Penelitian ini menggunakan metode penelitian dan pengembangan. Metode ini dilakukan dengan mengembangkan atau menyempurnakan suatu produk yang sudah ada.



Gambar 3.1. Alur Penelitian

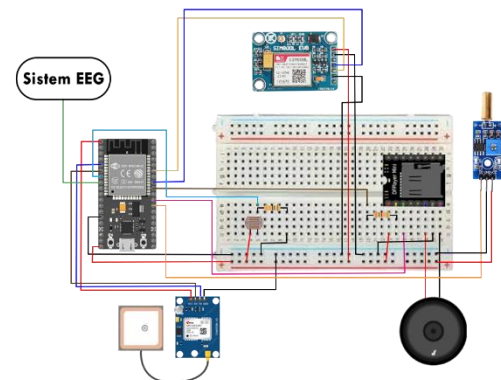
B. Perancangan Sistem

Tahap perancangan keseluruhan sistem sebagai Alat Pendeteksi Bangkitan Kejang Epilepsi terbagi menjadi dua bagian, yaitu perancangan perangkat keras dan perangkat lunak. Perancangan perangkat keras meliputi sistem sensor EEG yang didalamnya terdapat elektroda kulit, perancangan rangkaian penguat, filter analog dan penyearah. Selain itu juga terdapat komponen lainnya seperti sensor SW-520D yang membantu sensor EEG dalam memastikan bangkitan kejang yang terjadi, GPS untuk mengetahui lokasi pengguna alat, sensor cahaya sebagai pendeteksi intensitas cahaya sekitar, dan komponen lain yang membantu dalam pemrosesan alat pendeteksi bangkitan kejang epilepsi.



Gambar 3.2. Blok Diagram Sistem

1. Perancangan Perangkat Keras

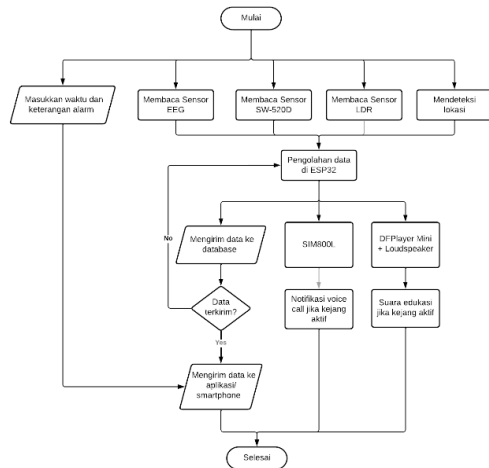


Gambar 3.3. Rangkaian Skematik Sistem

Perancangan sistem dimulai dari sistem EEG, sensor SW-520D, GPS Ublox Neo-6M, dan Sensor LDR sebagai input. Nilai yang dihasilkan akan

diproses menggunakan mikrokontroler ESP32. Selanjutnya adalah tahap implementasi dari rancangan perangkat keras sesuai dengan pengkabelan yang telah dibuat. Alat ini dirancang supaya ketika sensor EEG mendeteksi amplitudo > 200 μ V, sensor LDR mendeteksi > 750 Lux, dan sensor SW-520D mendeteksi terjatuh, maka alat akan mendeteksi hal tersebut sebagai kejangnya aktif.

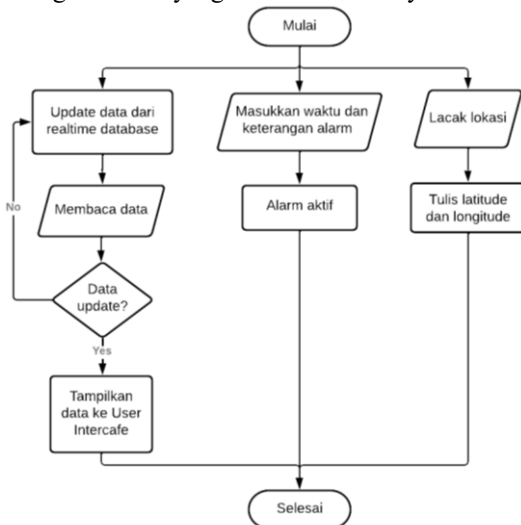
2. Perancangan Perangkat Lunak



Gambar 3.4. Diagram Alir Alat Pendeteksi Bangkitan Kejang Pengidap Epilepsi

Perangkat lunak digunakan sebagai penghubung antara perangkat keras dengan *user interface*. Proses pembuatan menggunakan program yang dilakukan di Arduino IDE dengan menggunakan *Board* ESP32 untuk mengolah data pada sistem secara keseluruhan. Selanjutnya data yang didapat akan dikirimkan ke database untuk ditampilkan pada aplikasi android.

Pembuatan aplikasi android yang terintegrasi dengan *database* yang digunakan adalah dengan menggunakan *website* MIT App Inventor. Penyusunan blok-blok ini dilakukan sesuai dengan rancangan sistem yang dibuat sebelumnya.



Gambar 3.5. Diagram Alir Sistem Kerja Aplikasi

Berdasarkan gambar 3.5. perencanaan fitur aplikasi akan terbagi menjadi 2 bagian, yaitu fitur *monitoring* dan fitur alarm. Fitur *monitoring* akan langsung bekerja saat aplikasi diaktifkan. Fitur *monitoring* bekerja sebagai pemantau kondisi dan lingkungan pada pengguna alat. Selain itu, fitur *monitoring* juga terus *updating* posisi pada pengguna alat tersebut, guna mendapat data *real-time* yang terbaru. Sedangkan fitur alarm berfungsi sebagai pengingat makan dan tidur bagi pengguna alat. Karena salah satu faktor kambuhnya bangkitan epilepsi adalah penurunan kondisi kesehatan.

C. Teknik Analisis

Metode analisis dilakukan dengan membaca data hasil uji coba. Analisis dilakukan dengan menggunakan rumusan yang sudah dirumuskan sebelumnya, diantaranya:

1. Nilai penguatan dari sensor EEG.

Penguatan yang dilakukan pada alat adalah sebesar 4213 kali. Hal tersebut supaya *output* dari penguat instrumen tidak melebihi dari batas maksimum *input* analog mikrokontroler yang digunakan. Normalnya, sinyal otak manusia memiliki frekuensi 1-100 Hz dan amplitudo 5-200 μ V. Sinyal otak tersebut dapat berubah-ubah sesuai dengan aktivitas yang sedang dilakukan oleh manusia [10]. Berdasarkan data rekaman sinyal otak manusia menggunakan EEG yang didapat dari *website* University of Bonn, bahwa rekaman sinyal otak saat kejang pasien epilepsi kambuh, memiliki amplitudo lebih besar dibanding yang lainnya, yaitu dari -1000 hingga 1000 [11]. Terjadinya perubahan yang signifikan pada nilai amplitudo ketika kejang sedang berlangsung. Hal tersebut merupakan peristiwa yang abnormal mengingat amplitudo normal sinyal otak maksimal hanya sampai 200 μ V. Lonjakan abnormal pada nilai amplitudo tersebut yang akan dideteksi pada Alat Pendeteksi Bangkitan Kejang Pengidap Epilepsi.

2. Nilai intensitas cahaya pada sensor LDR.

Salah satu faktor penyebab bangkitnya kejang pada pengidap epilepsi adalah sensitivitas terhadap cahaya (*photosensitive*), baik cahaya dengan intensitas tinggi maupun cahaya berkedip. Intensitas cahaya yang tinggi juga dapat mempengaruhi tingkat kelelahan mata. Intensitas pencahayaan yang baik untuk mata sekitar 200-750 lux [5].

3. Nilai keakuratan pada sensor SW-520D.

Sensor SW-520D berfungsi untuk mendeteksi kemiringan yang terjadi pada alat. Ketika pengguna alat tersebut sedang kejang, maka respon selanjutnya adalah pengguna alat akan terjatuh. Kondisi terjatuh tersebut akan dideteksi oleh sensor SW-520D dan menjadi input dalam mendeteksi kambuhnya kejang epilepsi.

4. Nilai latitude dan longitude pada GPS Ublox Neo-6M.

Penggunaan GPS Ublox Neo-6M adalah untuk mendeteksi lokasi dari pengguna alat. Ketika alat mendeteksi adanya kejang, maka alat akan mengirimkan informasi berupa titik koordinat ke kerabat/keluarga/pemantau.

5. Tingkat akurasi dari tiap komponen yang diujicoba dengan besaran acuan.

IV.HASIL DAN PEMBAHASAN

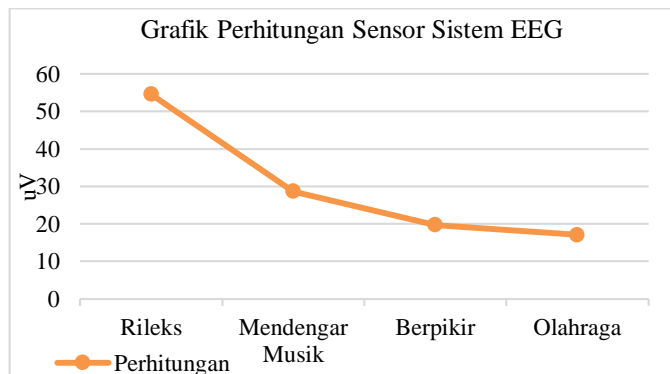
Proses pengujian dilakukan secara terpisah pada masing-masing komponen, yaitu pada sensor cahaya, sensor SW-520D, dan GPS Ublox Neo-6M. Rangkaian tersebut akan dipadukan secara keseluruhan untuk mengetahui hasil pengujian secara keseluruhan. Hal ini bertujuan untuk mengetahui tingkat akurasi dari masing-masing alat penyusun dari sistem secara keseluruhan.

A. Pengujian Sensor EEG

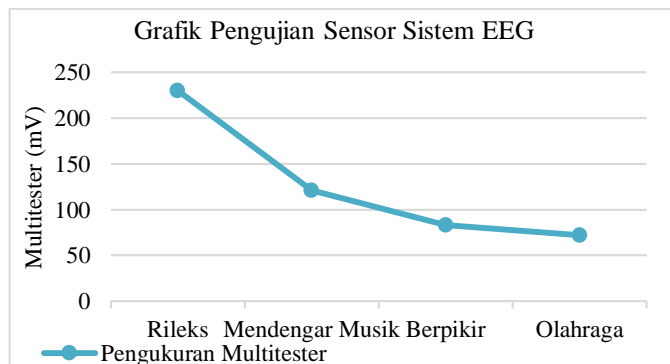
Pengujian sensor EEG dilakukan untuk mendeteksi sinyal otak normal yang dihasilkan oleh manusia dengan beberapa kondisi berbeda. Proses ujicoba dilakukan langsung pada kepala manusia normal tanpa mengidap epilepsi. Hasil yang terbaca pada sensor akan diukur menggunakan multimeter. Data tersebut akan dihitung sesuai dengan besar penguatan yang telah dirancang dan akan didapat nilai sinyal otak yang dihasilkan oleh manusia dalam berbagai kondisi.

TABEL I
PENGUJIAN SENSOR EEG

Kondisi	Posisi	Vin Perhitungan (μV)	Vout Multimeter (mV)
Rileks	FPz-Fp2-Ground	54,6	230
Mendengar Musik	FPz-Fp2-Ground	28,7	121
Berpikir	FPz-Fp2-Ground	19,7	83
Olahraga	FPz-Fp2-Ground	17,1	72



Gambar 4.1. Grafik Pengujian Perhitungan



Gambar 4.2. Grafik Pengujian Pengukuran

Gambar 4.1. dan 4.2. memperlihatkan bentuk grafik dari nilai yang dihasilkan pada setiap percobaan sensor EEG. Tiap percobaan dengan kondisi berbeda menghasilkan Vout yang berbeda juga. Bentuk grafik cenderung menurun, hal ini disebabkan karena nilai sinyal otak yang terbaca berbeda pada tiap kondisinya. Sehingga menyebabkan bentuk grafik menjadi bervariasi sesuai nilainya.

Berdasarkan tabel 1 dapat dilihat nilai yang dihasilkan dari rangkaian sistem sensor EEG yang sudah dibuat. Nilai yang terbaca pada multimeter dengan kondisi rileks adalah sebesar 230 mV, dengan penempatan posisi elektroda di FPz-Fp2-Ground. Berdasarkan perhitungan dengan nilai gain sebesar 4213 kali, maka sinyal otak yang terbaca adalah sebesar 50 μV . Pengujian dengan kondisi mendengarkan musik mendapat nilai 121 mV. Nilai tersebut sedikit menurun dibanding pada saat kondisi rileks. Pengujian dalam kondisi berpikir dan lelah mendapatkan nilai sebesar 83 mV dan 72 mV.

Pengujian sensor EEG tidak dilakukan pada pengidap epilepsi, karena keterbatasan akses kepada pengidap epilepsi. Oleh sebab itu, dalam pengujiannya selain diuji kepada orang normal, juga diuji menggunakan generator function untuk mendapatkan amplitudo yang diinginkan. Dalam hal ini amplitudo yang diinginkan adalah > 200 μV .

B. Pengujian Sensor Cahaya

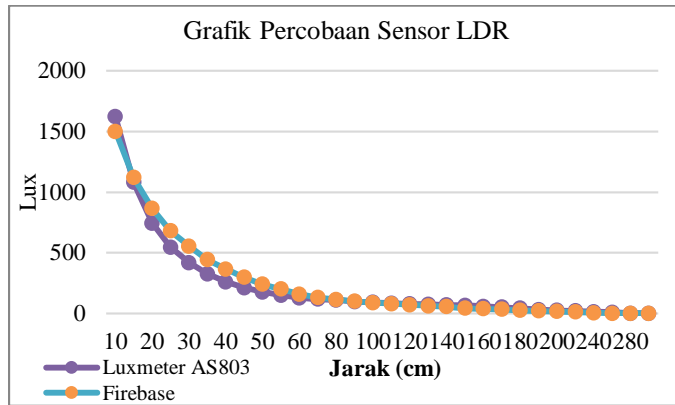
Pengujian sensor cahaya dilakukan untuk mengetahui akurasi sensor LDR jika dibandingkan dengan nilai pada Luxmeter AS803 yang dijadikan acuan. Alat yang digunakan dalam pengujian sensor LDR adalah ESP32, sensor LDR, resistor, penggaris, dan luxmeter AS803. Sensor LDR akan memberikan resistansi yang berubah-ubah sesuai dengan intensitas cahaya yang diterima. Luaran nilai dari LDR berupa nilai analog, maka pin yang digunakan untuk sensor LDR adalah pin analog ESP32. Berikut hasil pengujian sensor LDR.

TABEL II
PENGUJIAN AKURASI SENSOR LDR DAN LUXMETER AS803

Jarak (cm)	Nilai Pencahayaan		%Error
	Luxmeter AS803	Sensor LDR	
10	1620	1501	7.35
15	1080	1120	3.70
20	744	865	16.26
25	547	680	24.31
30	418	555	32.78
35	327	443	35.47
40	260	366	40.77
45	213	298	39.91
50	177	241	36.16
55	150	201	34.00
60	128	159	24.22
70	117	131	11.97
80	110	115	4.55
90	98	101	3.06
100	91	89	2.20
110	84	80	4.76
120	79	71	10.13
130	76	62	18.42
140	70	55	21.43
150	66	43	34.85
160	59	38	35.59
170	52	33	36.54

180	43	26	39.53
190	31	21	32.26
200	26	16	38.46
220	21	12	42.86
240	14	6	57.14
260	9	2	77.78
280	2	0	100
300	0	0	0
Rata-rata error			28.88

160	34	35	35	34.67	0.58	1.67
170	34	33	34	33.67	0.58	1.71
180	25	24	27	25.33	1.53	6.03
190	22	22	20	21.33	1.15	5.41
200	15	16	15	15.33	0.58	3.77
220	10	11	11	10.67	0.58	5.41
240	6	6	6	6.00	0.00	0.00
260	2	2	2	2.00	0.00	0.00
280	0	0	0	0.00	0.00	0.00
300	0	0	0	0.00	0.00	0.00
Rata-rata error				1.99	1.59	

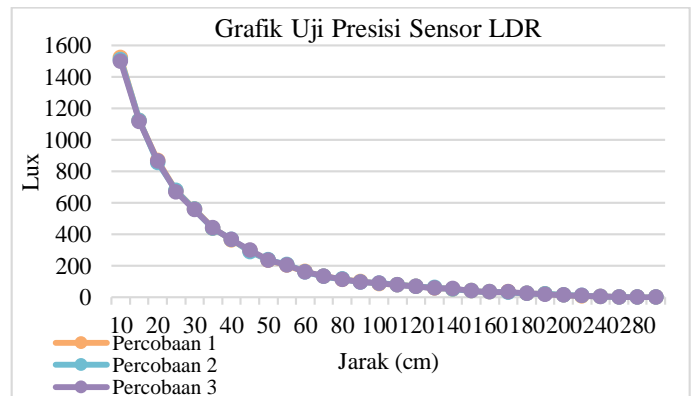


Gambar 4.3. Grafik Pengujian Sensor LDR

Pada gambar grafik di atas, bentuk grafik yang dihasilkan antara nilai sensor LDR yang dibaca oleh *firebase* dengan nilai yang dihasilkan Luxmeter AS803 terlihat hampir sama atau berhimpit satu sama lain. Bentuk grafik yang berhimpit dan semakin menurun, karena nilai lux yang terbaca semakin menurun seiring dengan besar jarak antara sumber cahaya dengan sensor LDR atau Luxmeter AS803. Walaupun pada jarak 20 cm - 60 cm terlihat merenggang, namun untuk seterusnya semakin berhimpit.

TABEL III
PENGUJIAN PRESISI SENSOR LDR

Jarak (cm)	Nilai Sensor LDR			Rata-rata	Standar Deviasi	Koefisien Variansi (%)
	1	2	3			
10	1523	1510	1498	1510.33	12.50	0.83
15	1122	1125	1117	1121.33	4.04	0.36
20	870	856	866	864.00	7.21	0.83
25	677	678	670	675.00	4.36	0.65
30	561	560	557	559.33	2.08	0.37
35	439	438	442	439.67	2.08	0.47
40	365	368	367	366.67	1.53	0.42
45	295	290	301	295.33	5.51	1.86
50	237	238	236	237.00	1.00	0.42
55	204	210	205	206.33	3.21	1.56
60	163	162	162	162.33	0.58	0.36
70	135	133	134	134.00	1.00	0.75
80	115	116	114	115.00	1.00	0.87
90	100	97	98	98.33	1.53	1.55
100	87	90	90	89.00	1.73	1.95
110	80	81	78	79.67	1.53	1.92
120	70	70	71	70.33	0.58	0.82
130	60	61	58	59.67	1.53	2.56
140	53	53	57	54.33	2.31	4.25
150	42	41	41	41.33	0.58	1.40



Gambar 4.4. Grafik Pengujian Presisi Sensor LDR

Gambar 4.4. memperlihatkan bentuk grafik pada pengujian presisi sensor LDR. Bentuk grafik saling berhimpit, bahkan hampir tidak memperlihatkan celah antarhimpitan tersebut. Hal ini dikarenakan perbedaan nilai yang dihasilkan antara percobaan 1, 2, dan 3 pada masing-masing jarak tidak terlalu signifikan

Berdasarkan keseluruhan pengujian yang sudah dilakukan didapat nilai pengujian sensor LDR memiliki nilai akurasi dengan nilai sebesar 71,12%. Sedangkan untuk nilai presisi yang dihasilkan sensor LDR cukup tinggi, yaitu dengan nilai standar deviasi sebesar 1,99 dan koefisien variansi sebesar 1,59%.

C. Pengujian Sensor SW-520D

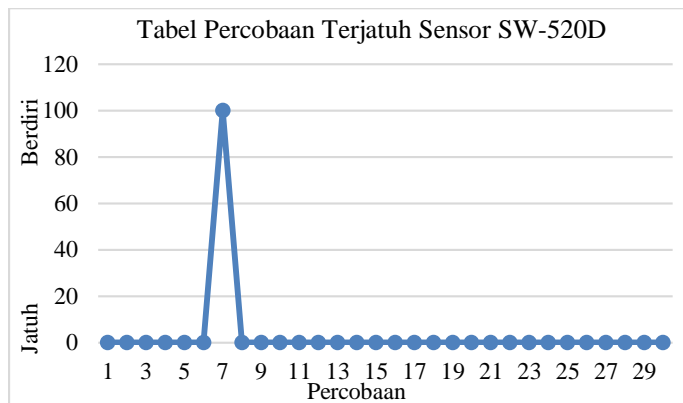
Pengujian sensor SW-520D dilakukan untuk mengetahui nilai akurasi dari sensor sesuai dengan kondisi sebenarnya. Pengujian dilakukan dengan cara memasang sensor di kepala, lalu pengguna akan mencoba terjatuh (1) sebanyak 30 kali dan berdiri (0) sebanyak 30 kali. Luaran nilai dari sensor SW-520D berupa nilai digital, maka pin yang digunakan pada ESP32 adalah pin digital ESP32. Berikut hasil pengujian sensor SW-520D.

TABEL IV
PENGUJIAN SENSOR SW-520D KONDISI JATUH

Percobaan	Kondisi	Nilai Sensor SW-520D	Error (%)
1	Jatuh duduk miring ke kanan	Jatuh (1)	0
2		Jatuh (1)	0
3		Jatuh (1)	0
4	Jatuh duduk miring ke kiri	Jatuh (1)	0
5		Jatuh (1)	0
6		Jatuh (1)	0
7		Berdiri (0)	100
8	Jatuh duduk	Jatuh (1)	0
9		Jatuh (1)	0
10		Jatuh (1)	0
11		Jatuh (1)	0

12		Jatuh (1)	0
13	Jatuh 90° ke kanan	Jatuh (1)	0
14		Jatuh (1)	0
15		Jatuh (1)	0
16		Jatuh (1)	0
17	Jatuh 90° ke kiri	Jatuh (1)	0
18		Jatuh (1)	0
19		Jatuh (1)	0
20		Jatuh (1)	0
21		Jatuh (1)	0
22		Jatuh (1)	0
23	Jatuh terlentang	Jatuh (1)	0
24		Jatuh (1)	0
25		Jatuh (1)	0
26		Jatuh (1)	0
27		Jatuh (1)	0
28	Jatuh tengkurap	Jatuh (1)	0
29		Jatuh (1)	0
30		Jatuh (1)	0
Rata-rata error			3,3

18		Berdiri (0)	0
19		Berdiri (0)	0
20		Berdiri (0)	0
21		Berdiri (0)	0
22		Berdiri (0)	0
23	Duduk tegap	Berdiri (0)	0
24		Berdiri (0)	0
25		Berdiri (0)	0
26		Berdiri (0)	0
27		Jatuh (1)	100
28	Duduk santai	Berdiri (0)	0
29		Berdiri (0)	0
30		Berdiri (0)	0
Rata-rata error			3,3

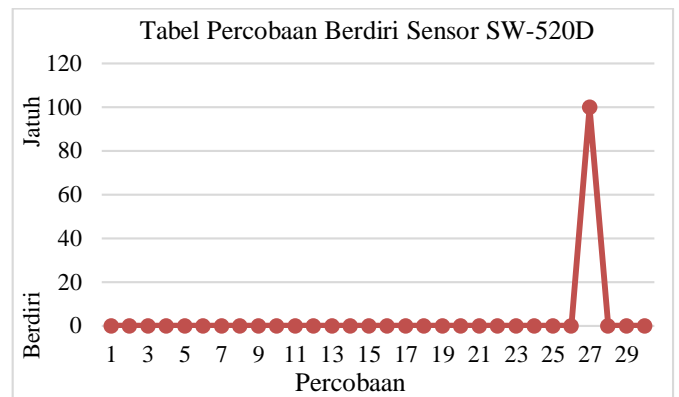


Gambar 4.5. Grafik Pengujian Kondisi Terjatuh Sensor SW-520D

Gambar 4.5. memperlihatkan grafik dari pengujian kondisi terjatuh sensor SW-520D. Grafik tersebut terlihat seperti impuls, hal tersebut menandakan terdapat error namun hanya 1 kali. Pada percobaan ke-7 memang terdapat error yang terjadi pada sensor SW-520D.

TABEL V
PENGUJIAN SENSOR SW-520D KONDISI BERDIRI

Percobaan	Kondisi	Nilai Sensor SW-520D	Error (%)
1		Berdiri (0)	0
2		Berdiri (0)	0
3	Berjalan kaki	Berdiri (0)	0
4		Berdiri (0)	0
5		Berdiri (0)	0
6		Berdiri (0)	0
7		Berdiri (0)	0
8	Berlari	Berdiri (0)	0
9		Berdiri (0)	0
10		Berdiri (0)	0
11		Berdiri (0)	0
12		Berdiri (0)	0
13	Melompat	Berdiri (0)	0
14		Berdiri (0)	0
15		Berdiri (0)	0
16		Berdiri (0)	0
17	Jongkok	Berdiri (0)	0



Gambar 4.6. Grafik Pengujian Kondisi Berdiri Sensor SW-520D

Gambar 4.6. memperlihatkan grafik dari pengujian kondisi berdiri sensor SW-520D yang dilakukan sebanyak 30 kali dengan kondisi berdiri yang berbeda-beda. Grafik tersebut terlihat seperti impuls, hal tersebut menandakan terdapat error namun hanya 1 kali. Pada percobaan ke-27 memang terdapat error yang terjadi pada sensor SW-520D.

Mengacu kepada tabel IV dan V di atas, dapat dilihat bahwa masih terdapat error pada sensor SW-520D dalam pengujiannya. Nilai error keseluruhan dari pengujian sensor SW-520D baik dalam posisi terjatuh (1) maupun berdiri (0) adalah sebesar 3,3%.

Faktor yang mempengaruhi keakuratan sensor ini adalah karena nilai luaran dari sensor adalah berbentuk nilai digital. Hanya ada 2 luaran dari digital, yaitu *LOW* atau *HIGH*. Jadi tidak banyak *range* yang dapat diukur menggunakan sensor digital. Karena sensor digital hanya membaca nilai berdasarkan waktu yang dicuplik saja.

Selain itu, posisi pada pengguna alat juga menjadi faktor yang mempengaruhi sensor SW-520D. Posisi kemiringan yang terjadi pada pengguna alat juga menjadi faktor penentu, semakin besar kemiringan yang terjadi pada sensor SW-520D, maka sensor tersebut akan mendeteksi bahwa posisi tersebut adalah berada pada posisi terjatuh.

Sensor SW-520D mendapat nilai akurasi sebesar 96,7%. Nilai percobaan yang cukup bagus yang dihasilkan oleh sensor SW-520D, dengan hasil tersebut menjadikan sensor SW-520D layak digunakan sebagai sensor pendeteksi jatuh pada pengguna alat.

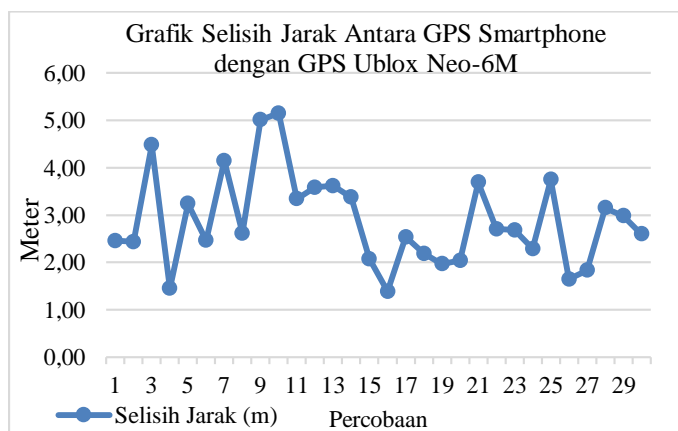
D. Pengujian Komponen GPS Ublox Neo-6M

Pengujian komponen GPS dilakukan untuk mengetahui keakuratan komponen sesuai dengan nilai acuan yang berasal dari GPS *Smartphone*. Alat bantu yang digunakan dalam

pengujian komponen GPS adalah ESP32 dan *Smartphone*. Pengujian dilakukan dengan memindahkan titik lokasi sejauh + 30-40 meter di 30 titik lokasi berbeda. Hasil dari pengujian tersebut akan dibandingkan dengan nilai yang terbaca pada GPS *Smartphone*. Berikut hasil pengujian komponen GPS Ublox Neo-6M:

TABEL VI
PENGUJIAN GPS UBLOX NEO-6M

GPS Smartphone		GPS Ublox Neo-6M		Selisih Jarak (m)
Latitude	Longitude	Latitude	Longitude	
-6.239801	107.054476	-6.239779	107.054474	2.46
-6.240042	107.054607	-6.240062	107.054616	2.44
-6.240277	107.054813	-6.240251	107.054844	4.48
-6.240471	107.055108	-6.240482	107.055101	1.45
-6.240574	107.055375	-6.240601	107.055386	3.24
-6.240655	107.055594	-6.240637	107.055581	2.46
-6.240741	107.055813	-6.240762	107.055844	4.15
-6.240819	107.056052	-6.240833	107.056071	2.61
-6.240938	107.056362	-6.240964	107.056399	5.01
-6.241053	107.056811	-6.241075	107.056852	5.15
-6.241137	107.057092	-6.241109	107.057081	3.34
-6.241452	107.057085	-6.24142	107.057089	3.59
-6.241752	107.057085	-6.241721	107.057095	3.62
-6.241987	107.057102	-6.241958	107.057111	3.37
-6.242195	107.057114	-6.242177	107.057119	2.08
-6.242425	107.057135	-6.242431	107.057146	1.39
-6.242702	107.057128	-6.242722	107.057139	2.53
-6.24293	107.05709	-6.242948	107.057082	2.19
-6.243195	107.057019	-6.243178	107.057024	1.97
-6.243478	107.056942	-6.243461	107.056935	2.04
-6.243775	107.056868	-6.243743	107.056877	3.69
-6.243195	107.057019	-6.243178	107.057024	2.70
-6.243478	107.056942	-6.243461	107.056935	2.69
-6.243775	107.056868	-6.243743	107.056877	2.29
-6.243969	107.056835	-6.243955	107.056855	3.75
-6.244255	107.05691	-6.244274	107.056925	1.64
-6.244431	107.056961	-6.244412	107.056953	1.83
-6.244672	107.057031	-6.244653	107.057059	3.15
-6.244938	107.057118	-6.244943	107.057104	2.98
-6.245193	107.057248	-6.245186	107.057233	2.60
Rata-rata selisih jarak				2.90



Gambar 4.7. Grafik Pengujian Selisih Jarak Antara GPS Ublox Neo-6M dengan GPS *Smartphone*

Pada gambar grafik 4.7. dengan menggunakan metode Haversine terdapat perbedaan selisih jarak antara GPS *Smartphone* dan GPS Ublox Neo-6M. Gambar grafik yang

dihasilkan tidak beraturan, hal tersebut menandakan bahwa tiap percobaan memiliki perbedaan selisih jarak yang berbeda-beda.

Berdasarkan pengujian yang sudah dilakukan, dapat dilihat pada tabel VI. dilakukan pengujian sebanyak 30 kali dengan perpindahan lokasi sejauh $\pm 30-40$ m. Pada tiap percobaan terdapat selisih jarak yang terjadi antara GPS *Smartphone* dengan GPS Ublox Neo-6M. Nilai terkecil terdapat pada percobaan ke-16 dengan selisih jarak sebesar 1,39 meter dan jarak terjauh terdapat pada percobaan ke-10 dengan nilai 5,15 meter. Nilai selisih antara GPS *Smartphone* dengan GPS Ublox Neo-6M didapat menggunakan metode perhitungan Haversine. Nilai rata-rata selisih jarak antara titik koordinat 1 dengan titik koordinat 2 sejauh 2,90 meter. Nilai tersebut lebih besar dari batas penyimpangan yang terdapat dalam datasheet, yaitu sebesar + 2,5 meter.

V. KESIMPULAN DAN SARAN

Perancangan sistem instrumentasi pada komponen utama Alat Pendeteksi Bangkitan Kejang Pengidap Epilepsi di penelitian ini adalah sensor EEG memiliki nilai yang terbaca pada multitester setelah dikuatkan sebesar 4213 kali adalah 230 mV pada kondisi rileks, 121 mV pada kondisi mendengar musik, 83 mV pada kondisi berpikir, dan 72 mV pada kondisi olahraga. Sensor LDR menghasilkan nilai akurasi sebesar 71,12 % dan nilai error rata-rata sebesar 28,88 %. Pada sensor SW-520D atau kemiringan menghasilkan nilai akurasi sebesar 96,7 % dan ilai error rata-rata sebesar 3,3 %. Pada komponen GPS Ublox Neo-6M menghasilkan nilai selisih penyimpangan jarak rata-rata sebesar 2,90 meter. Berdasarkan pengujian tersebut, alat tidak mendeteksi adanya kejang pada pengguna, karena pengguna bukan pengidap epilepsi dan parameter sensor EEG, sensor LDR, dan SW-520D tidak terpenuhi.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] W. H. Organization, "World Health Organization," World Health Organization, 9 Februari 2022. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs999/en/>. [Accessed 10 Juli 2022].
- [2] U. o. C. S. Francisco, "UCSF Health," University of California San Francisco, [Online]. Available: <https://www.ucsfhealth.org/conditions/epilepsy>. [Accessed 17 Maret 2022].
- [3] B. Samudra, "SUPPORT VECTOR MACHINE UNTUK DETEKSI KEJANG EPILEPSI BERDASARKAN SINYAL EEG," INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER, SURABAYA, 2018.
- [4] @humas.fku, "Universitas Gadjah Mada Fakultas Kedokteran Kesehatan Masyarakat dan Keperawatan," Universitas Gadjah Mada, 25 Juni 2022. [Online]. Available: <https://fkkmk.ugm.ac.id/kenali-penyebab-dan-penanganan-epilepsi/#:~:text=Sedangkan%20epilepsi%20pada%20saat%20usia,pem%20icu%20kejang%20pada%20penderita%20epilepsi..> [Accessed 13 Januari 2023].
- [5] Anonim, "Tata Cara Perancangan Sistem Pencahayaan Buatan Pada Bangunan Gedung," 2001.
- [6] A. Rizal, *Instrumentasi Biomedis*, Yogyakarta: Graha Ilmu, 2014.
- [7] Kurniawan, M. R. (2020). PORTABLE MONITORING EPILEPSY (PORMONEP) UNTUK MEMONITOR KEHILANGAN KESEIMBANGAN DAN KEJANG PADA PENDERITA EPILEPSI. (Doctoral dissertation, Univesitas Islam Negeri Sultan Syarif Kasim Riau).
- [8] Zulhanda, Hady, "RANCANG BANGUN APLIKASI MONITORING PENDERITA EPILEPSI MENGGUNAKAN SENSOR AKSELEROMETER PADA SMARTPHONE ANDROID" Universitas Islam Negeri Sultan Syarif Kasim Riau, Pekanbaru, 2022.
- [9] Desmira, D. Aribowo, G. Priyogi and S. Islam, "APLIKASI SENSOR LDR (LIGHT DEPENDENT RESISTOR) UNTUK EFISIENSI

- ENERGI PADA LAMPU PENERANGAN JALAN UMUM," *Jurnal PROSISKO*, vol. 9, no. 1, pp. 21-29, 2022.
- [10] S., Budari M.K., et al. "Validasi Metode Analisis Penetapan Kadar α -mangostin pada Gel Ekstrak Kulit Buah Manggis (*Garcinia mangostana* L.) dengan KLT-Spektrofotodensitometri," *Jurnal Farmasi Udayana*, vol. 4, no. 2, 2015.
- [11] S. K. Satapathy, S. Dehuri, A. K. Jagadev and S. Mishra, *EEG Brain Signal Classification for Epileptic Seizure Disorder Detection*, London: Academic Press An Imprint of Elsevier, 2019.
- [12] H. S. H. G. Limited, *Tilt Sensor Module*, Shenzhen.
- [13] W. E.W. Asyiknya *Bernavigasi dengan Ponsel GPS*, Yogyakarta: C.V ANDI OFFSET, 2012.
- [14] C. A. Pamungkas, "APLIKASI PENGHITUNG JARAK KOORDINAT BERDASARKAN LATITUDE DAN LONGITUDE DENGAN METODE EUCLIDEAN DISTANCE DAN METODE HAVERSINE," *Jurnal INFORMA*, vol. 5, no. 2, pp. 8-13, 2019.
- [15] Y. D. Wibowo, Y. Saragih and R. Hidayat, "Implementasi Modul GPS Ublox 6M dalam Rancang Bangun Sistem Keamanan Motor Berbasis Internet of Things," *ELECTRICIAN*, vol. 15, no. 2, pp. 107-115, 2021.
- [16] K. Sulistiadji and J. Pitoyo, *ALAT UKUR DAN INSTRUMEN UKUR*, Serpong, 2009.
- [17] R. Andawiyah, "Warung Sains Teknologi," *Warstek*, [Online]. Available: <https://warstek.com/akurasi-dan-presisi/>. [Accessed 13 Agustus 2022].
- [18] S. Islam and M. D. Sukardan, "PEMODELAN DAN ESTIMASI KETIDAKPASTIAN PENGUKURAN UJI KEKUATAN SOBEK KAIN METODA PENDULUM (ELMENDORF)," *Arena Tekstil*, vol. 31, no. 1, pp. 23-34, 2016.
- [19] C. H. Sihombing, "DIAGNOSA KEJANG EPILEPSI BERDASARKAN SINYAL EEG MENGGUNAKAN METODE K-NEARST NEIGHBOR," *INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER, SURABAYA*, 2018.