

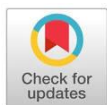
EVALUASI RESISTANSI SENSITIVITAS MODUL GALVANIC SKIN RESPONSE BERBASIS ARDUINO NANO

Hendi Handian Rachmat¹, Marinus Moang Laurentius Say²

^{1,2} Program Studi Teknik Elektro, Institut Teknologi Nasional (Itenas) Bandung, Jawa Barat, Indonesia
Email: hendi.hr@gmail.com, rinosay123@gmail.com

Info Artikel

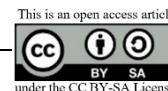
Histori Artikel:
Diterima Jun 24, 2023
Direvisi Agu 31, 2023
Disetujui Sep 07, 2023



ABSTRACT

In this study, we evaluated the sensitivity of a Galvanic Skin Response (GSR) sensor to measure human stress levels based on skin conductivity of two fingers. The goal of this evaluation was to define the optimum sensitivity resistance of the Wheatstone bridge circuit in the GSR sensor to detect six different levels of human stress conditions, ranging from Normal level ($0-0.415\mu\text{Siemens}$) to Severe level ($>4.166\mu\text{Siemens}$). To perform this evaluation, we designed and implemented the GSR sensor, which consists of a pair of finger electrodes, a voltage divider circuit, a Wheatstone bridge circuit, an instrumentation amplifier, an Arduino Nano controller circuit, and a display module. The evaluation tested four different sensitivity resistances of the Wheatstone bridge circuit: $50\text{k}\Omega$, $100\text{k}\Omega$, $150\text{k}\Omega$, and $200\text{k}\Omega$. Digital values were measured and calculated for each sensitivity resistance when measuring skin resistance values from 0Ω to $30\text{M}\Omega$ with a $50\text{k}\Omega$ step increment. These values simulated all six stress level conditions. The measurement showed that the sensitivity resistances of $200\text{k}\Omega$, $150\text{k}\Omega$, $100\text{k}\Omega$, and $50\text{k}\Omega$ resulted in a range of skin resistances (with an average percentage relative error) of $3\text{M}\Omega - 250\text{k}\Omega$ (0.45%), $3\text{M}\Omega - 200\text{k}\Omega$ (1.06%), $3\text{M}\Omega - 150\text{k}\Omega$ (1.29%), and $2.4\text{M}\Omega - 100\text{k}\Omega$ (1.09%), respectively.

Keywords: Galvanic Skin Response, sensitivity resistance, stress level



ABSTRAK

Pada studi ini dilakukan evaluasi sensitivitas hasil pengukuran sensor Galvanic Skin Response (GSR), untuk mengukur tingkat stress manusia berdasarkan nilai konduktansi kulit dua jari tangan. Evaluasi ini bertujuan untuk menentukan nilai resistansi sensitivitas optimum dari rangkaian jembatan Wheatstone pada sensor GSR agar hasil pengukuran dapat mendeteksi enam kondisi level stress manusia yaitu dari level Normal ($0-0,415\mu\text{Siemens}$) hingga level Stress Sangat Berat ($> 4,166\mu\text{Siemens}$). Proses evaluasi dilakukan melalui perancangan dan realisasi sensor GSR yang terdiri dari elektroda jari tangan, rangkaian pembagi tegangan, rangkaian jembatan Wheatstone, rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian kontroler Arduino Nano serta rangkaian display. Evaluasi dilakukan dengan menguji empat nilai resistansi sensitivitas yang berbeda pada rangkaian jembatan Wheatstone yaitu $50\text{k}\Omega$, $100\text{k}\Omega$, $150\text{k}\Omega$ dan $200\text{k}\Omega$. Keempat nilai resistor sensitivitas ini diukur dan dihitung nilai tegangan digital untuk mengukur resistansi kulit jari dari 0Ω sampai dengan $3\text{M}\Omega$ dengan kenaikan resistansi sebesar $50\text{k}\Omega$. Nilai range resistansi kulit ini sebagai simulasi kondisi kulit dalam keadaan Normal sampai dengan keadaan Stress Sangat Berat. Dari hasil pengujian menunjukkan resistansi sensitivitas $50\text{k}\Omega$, $100\text{k}\Omega$, $150\text{k}\Omega$ dan $200\text{k}\Omega$ secara berturut-turut memiliki range resistansi kulit (dan persentase rata-rata error relatif absolut pengukuran) sebesar $3\text{M}\Omega-250\text{k}\Omega$ (0,45%), $3\text{M}\Omega-200\text{k}\Omega$ (1,06%), $3\text{M}\Omega-150\text{k}\Omega$ (1,29%) dan $2,4\text{M}\Omega-100\text{k}\Omega$ (1,09%).

Kata Kunci: Galvanic Skin Response, resistansi sensitivitas, tingkat stress

Penulis Korespondensi:

Hendi Handian Rachmat,
Program Studi Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri,
Institut Teknologi Nasional (Itenas) Bandung,
Jl. P.H.H. Mustofa No. 23 Bandung (40124) Jawa Barat
hendi.hr@gmail.com



1. PENDAHULUAN

Galvanic Skin Response (GSR) merupakan perubahan psikologis pada kulit yang disebabkan oleh perubahan aktivitas kelenjar keringat, di mana kelenjar keringat akan aktif jika tubuh berada dalam kondisi *stress* atau berada pada kondisi tertekan [1], [2], [3], [4]. Seiring dengan meningkatnya kelenjar keringat maka meningkat pula sifat konduktivitas kulit[5]. GSR dapat dijadikan sebagai indikator untuk mengukur tingkat *stress* melalui sentuhan kulit sebagai obyek pengukuran *stress*[1], [2]. Kulit manusia menunjukkan berbagai bentuk fenomena bio elektrik terutama pada daerah jari-jari dan telapak tangan maupun kaki[6]. Hal ini disebabkan oleh densitas tertinggi kelenjar keringat terdapat pada jaringan bawah kulit daerah bagian tubuh dahi, dagu, jari-jari, telapak tangan, dan kaki, dibandingkan dengan organ-organ lain[5]. Sehingga pada pengukuran bio sinyal GSR, elektroda pengukuran lebih baik ditempatkan pada dua jari tangan (jari tengah dan jari telunjuk)[7].

Untuk membantu tenaga medis dan psikolog untuk mengukur tingkat emosi manusia khususnya tingkat *stress* pasien adalah dengan menggunakan sensor GSR[8]. Selain tingkat *stress*, sensor GSR ini digunakan untuk mengukur kondisi emosional pasien, kondisi mental pasien dan telah digunakan oleh peneliti-peneliti sebelumnya untuk mempelajari berbagai aktivitas manusia dan kondisi neurologis [5], [8], [9]. Bahkan sensor GSR digunakan sebagai pendeteksi kebohongan[10] dan mendeteksi rasa sakit[11]. Seperti telah dilakukan oleh Alrash dan rekan yang memanfaatkan GSR dan detak jantung sebagai sarana untuk mengukur kondisi mental pekerja di Saudi Arabia terhadap beban kerja yang diberikan guna meningkatkan sistem kerja di perusahaan [12]. Berbeda hal nya dengan Amidei dan rekan yang telah melakukan pendekatan pada parameter konduktivitas kulit terhadap kondisi kantuk seorang pengemudi kendaraan[13], di mana jika kondisi konduktivitas kulit menunjukkan kondisi kantuk maka sistem akan memberikan peringatan kepada pengemudi agar terhindar dari kecelakaan. Begitu juga yang dilakukan oleh Dogan dan rekan yang melakukan hal yang sama Amidei dan rekan yaitu melakukan tingkat *stress* para pengemudi menggunakan parameter GSR[14]. Bahkan GSR juga telah digunakan untuk mendeteksi tingkat *stress* pelajar selama kondisi bencana COVID-19 [15] dan

kondisi lapar seorang pasien tertentu yang sulit mengungkapkan kondisi tersebut secara lisan [16].

Masih banyak aplikasi-aplikasi lain yang bisa dideteksi oleh GSR sepanjang berhubungan diantaranya dengan kondisi *stress*, kondisi emosional, dan kondisi mental. Sensor ini dapat membantu membuat diagnosa untuk menunjukkan tingkat *stress* yang dialami oleh pasien. Berdasarkan penelitian Yolanda dinyatakan bahwa tingkat *stress* yang diukur berdasarkan *range* nilai konduktansi kulit (dalam satuan mikro Siemens) dapat diklasifikasikan menjadi enam tingkat *stress* yaitu Normal (0 - 0,415), Rileks (0,417 - 1,054), *Stress* ringan (1,058 - 1,418), *Stress* sedang (1,424 - 2,433), *Stress* berat (2,444 - 4,166) dan *Stress* sangat berat (> 4,166) [17]. Dari hasil penelitian ini juga telah dihitung tingkat *stress* berdasarkan nilai digital hasil konversi nilai tegangan analog menggunakan komponen *Analog to Digital Converter* (ADC) 10-bit dengan nilai tegangan referensi sebesar 5 Volt.

Jadi dengan mengukur perubahan konduktansi listrik pada kulit tersebut, maka dapat diketahui apakah seseorang sedang merasa rileks atau *stress* saat akan melakukan suatu kegiatan. Sejumlah kegiatan memerlukan pengukuran tingkat *stress* ini seperti sopir truk, pasien yang akan dilakukan tindakan bedah medis, pelajar, pekerja serta profesi dan kegiatan lainnya. Jika dikonversikan nilai konduktansi Sensor GSR ini menjadi nilai resistansi maka tingkat *stress* pasien dari mulai tingkat “*Stress* sangat berat” sampai dengan tingkat “Normal”, maka nilai resistansi tersebut berada pada *range* (< 240.038 k Ω) sampai dengan (> 2,41 M Ω). Jadi semakin *stress* seseorang maka nilai resistansi kulitnya semakin kecil. Hal ini berbeda dengan nilai digital dari komponen ADC yang berbanding lurus terhadap tingkat *stress* yaitu semakin tinggi tingkat *stress* seseorang maka diperoleh nilai ADC yang semakin besar.

Sensor GSR yang digunakan pada penelitian ini adalah sensor GSR yang diproduksi oleh **seedStudio**[18], di mana sensor ini mengukur besarnya konduktansi kulit pada jari tangan dengan menggunakan sepasang elektroda jari tangan berbahan plat Nickel yang terpasang pada kain karet penyangga. Sensor ini memiliki harga yang relatif terjangkau, relatif mudah penggunaannya serta relatif kecil dimensinya. Sensor ini pun telah banyak dipergunakan oleh peneliti-peneliti sebelumnya untuk mengukur konduktansi kulit khususnya pada jari tangan [5], [7]. Namun, pada penelitian dari Das dan rekan serta Cignal dan rekan tidak dijelaskan besarnya nilai resistansi variabel sensitivitas sensor

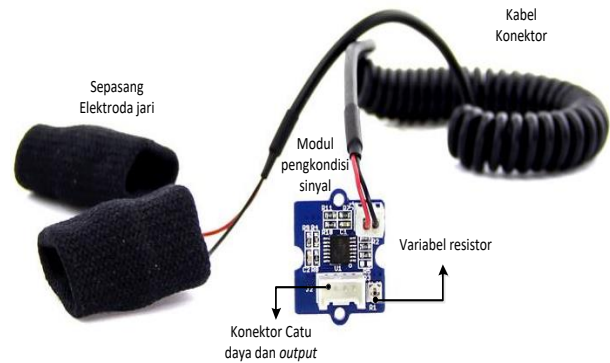
agar pengukuran konduktansi kulit dapat mencakup enam tingkat kondisi *stress* [5], [7]. Jika nilai variabel resistor ini tidak tepat maka nilai konduktansi level *stress* tertentu tidak akan terdeteksi, sehingga mengakibatkan kesalahan diagnose tingkat *stress* yang diderita oleh seseorang.

Untuk mengetahui karakteristik pengukuran sensor GSR berdasarkan nilai *setting* resistansi sensitivitas maka pada penelitian dilakukan evaluasi cakupan pengukuran tingkat *stress* pasien dari sensor GSR untuk setiap nilai resistansi sensitivitas yang berbeda. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menentukan nilai *setting* resistansi sensitivitas sensor yang paling optimum untuk pengukuran enam tingkat *stress* berdasarkan penelitian Yolanda [17].

2. METODE PENELITIAN

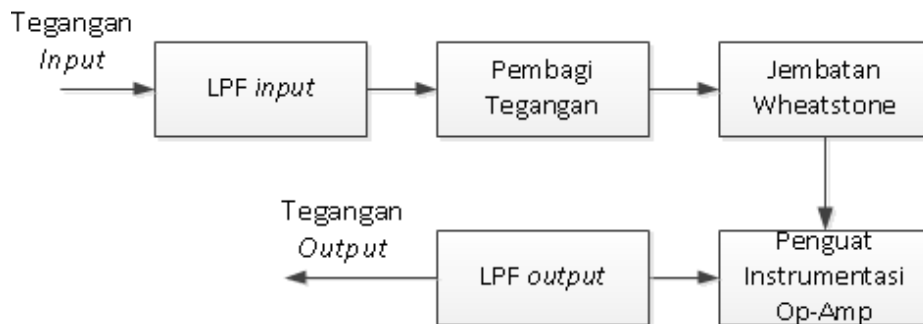
Untuk melakukan evaluasi nilai resistansi sensitivitas sensor GSR ini dilakukan perancangan dan implementasi perangkat keras dan perangkat lunak. Perangkat keras dirancang menggunakan rangkaian pengkondisi sinyal sensor GSR berdasarkan rangkaian dari modul sensor GSR **seedStudio** seperti ditunjukkan pada Gambar 1. Hal ini dilakukan agar mempermudah untuk

melakukan analisis dikarenakan modul sensor yang telah tersedia di pasaran dimensinya terlalu kecil sehingga sulit untuk digunakan dalam pengukuran dan pengujian.



Gambar 1 Modul sensor GSR dengan dua buah elektroda pada jari tangan [19]

Rangkaian sensor GSR dibentuk dari sejumlah rangkaian elektronika pengkondisi sinyal yaitu rangkaian pasif *low pass filter* (LPF) *input*, rangkaian pembagi tegangan, rangkaian Jembatan Wheatstone, rangkaian penguat instrumentasi *operational amplifier* (op-amp) dan rangkaian pasif *low pass filter* (LPF) *output*. Diagram blok rangkaian sensor GSR dari **seedStudio** ini ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2 Diagram blok rangkaian pengkondisi sinyal sensor GSR

Cara kerja rangkaian ini dapat mulai dijelaskan melalui tegangan *input* bernilai 5 volt yang dihubungkan ke rangkaian LPF *input* berupa filter pasif RC. Dengan menggunakan nilai $R1 = 4,7 \text{ k}\Omega$ dan $C1 = 100 \text{ nF}$, maka rangkaian ini berfungsi untuk menyaring *noise* dari tegangan *input* dan hanya akan meloloskan sinyal dengan frekuensi di bawah (frekuensi *cut-off*) 338,63 Hz. Setelah itu tegangan *input* diturunkan sebesar 50%. dengan menggunakan rangkaian pembagi tegangan (*voltage divider*). Penurunan tegangan ini dilakukan agar nilai resolusi yang dihasilkan oleh sistem memiliki *range* yang dapat mewakili tiap kategori tingkat *stress* pada kulit manusia. Rangkaian pembagi tegangan diimplementasikan dengan

menggunakan dua buah resistor ($R1$ dan $R2$) bernilai $4,7 \text{ k}\Omega$, sehingga nilai tegangan *output* rangkaian pembagi tegangan (V_a) menjadi 2,5 volt.

Tegangan yang telah diperkecil tersebut kemudian disalurkan ke rangkaian Jembatan *Wheatstone* yang terdiri dari empat buah resistor. Dua buah resistor tetap ($R3$ dan $R4$) pada rangkaian ini diimplementasikan dengan menggunakan resistor bernilai $200 \text{ k}\Omega$. Adapun dua resistor lainnya pada rangkaian ini yaitu $R5$ dan $R6$ berturut-turut merupakan resistor variabel bernilai $200 \text{ k}\Omega$ untuk mengatur tingkat sensitivitas dan resistor dari elektroda jari tangan sebagai representasi nilai resistansi kulit. Resistor yang digunakan pada

rangkaian Jembatan Wheatstone diimplementasikan dengan menggunakan resistor bernilai skala besar dengan maksud untuk mencegah arus *macro shock* pada permukaan tubuh dengan nilai arus maksimal 10 mA. Tegangan yang diterima oleh R jari dan R sensitivitas akan bervariasi, tergantung dari besar nilai resistansi yang dimiliki jari tersebut. Semakin besar nilai hambatan yang dimiliki maka semakin besar pula nilai tegangan yang diterima. Besar kecilnya nilai resistansi pada kulit berhubungan dengan kondisi konduktivitas kulit berdasarkan kelanjut keringat yang dihasilkan pada bagian tubuh[5].

Untuk menyimulasikan nilai resistansi R jari (R6) digunakan sebuah variabel resistor 3 M Ω . Hal ini dipilih berdasarkan nilai resistansi maksimal untuk tingkat *stress* kategori “Normal” adalah lebih besar dari 2,41M Ω . Untuk melakukan evaluasi sensitivitas sensor, nilai resistansi kulit (R6) diuji dari nilai resistansi 0 Ω sampai dengan 3 M Ω dengan kenaikan per 50 k Ω . Dikarenakan potensiometer *multiturn* yang ada di pasaran hanya bernilai maksimum hingga 1 M Ω , maka untuk memperoleh kombinasi nilai resistansi lebih dari 1 M Ω sampai dengan 3 M Ω digunakan tambahan dua buah resistor tetap bernilai masing-masing 1 M Ω yang dihubungkan secara seri dengan potensiometer *multiturn*.

Adapun untuk resistansi sensitivitas (R5), nilai resistor variabel yang digunakan adalah sebesar 200 k Ω . Dalam melakukan evaluasi sensitivitas sensor GSR, nilai resistansi R5 diatur untuk empat buah nilai R sensitivitas yang berbeda-beda yaitu 200 k Ω , 150 k Ω , 100 k Ω , dan 50 k Ω .

Tegangan dari R jari (Vc) dan R sensitivitas (Vb) kemudian dihubungkan ke rangkaian penguat instrumentasi dengan menggunakan tipe rangkaian terintegrasi (IC) op-amp LM324[7]. Rangkaian penguat instrumentasi ini terdiri dari dua buah rangkaian penguat *non-inverting* op-amp (op-amp A dan op-amp B) sebagai *buffer* dan sebuah rangkaian *differential amplifier* op-amp (op-amp C). Rangkaian penguat *buffer* berfungsi untuk

menghilangkan efek pembebanan akibat pengaruh dari nilai resistansi pada komponen rangkaian Jembatan Wheatstone. Rangkaian *buffer* ini menggunakan konfigurasi penguat op-amp *non-inverting* agar menghasilkan impedansi *input* yang relatif besar. Selain itu, dengan menggunakan rangkaian *buffer* maka nilai tegangan *input* (Vb dan Vc) dapat dijaga untuk tidak berubah yaitu Vb = Vd dan Vc = Ve. Nilai tegangan yang disalurkan ke rangkaian *differential amplifier* (Vd dan Ve) kemudian dihitung selisihnya. Selisih tegangan dari kedua *input* ini selanjutnya dilakukan penguatan tegangan. Rangkaian *differential amplifier* ini dirancang dengan menempatkan R7 = R8 = 100 k Ω dan R9 = R10 = 200 k Ω , sehingga besarnya tegangan *output* (Vf) dari rangkaian *differential amplifier* dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan (1). Jadi tegangan *output* (Vf) sama dengan dua kali dari selisih tegangan *input* (Ve dan Vd).

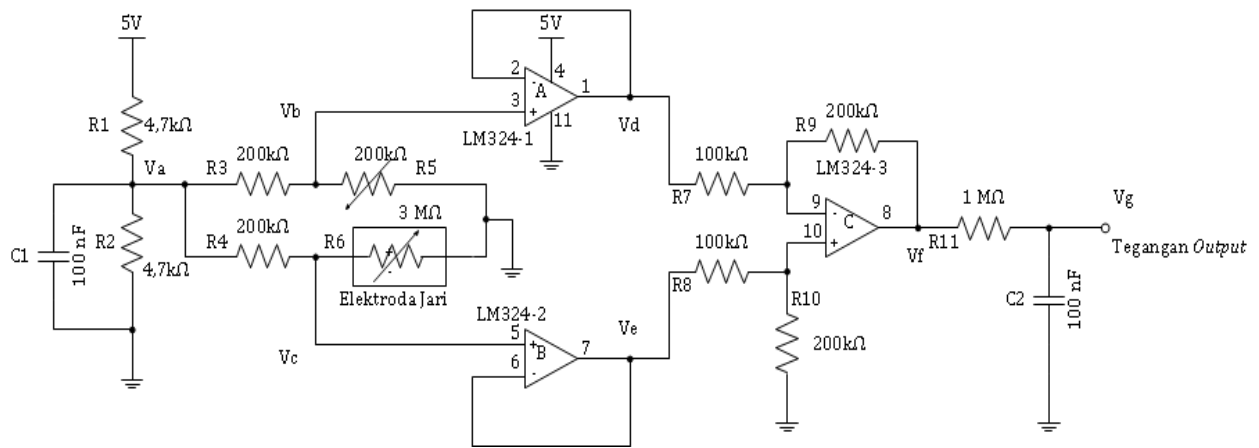
$$V_f = \frac{R_9}{R_7} \times (V_e - V_d) \quad (1)$$

$$V_f = \frac{200\text{k}\Omega}{100\text{k}\Omega} \times (V_e - V_d)$$

$$V_f = 2 \times (V_e - V_d)$$

Tegangan *output* dari *differential amplifier* (Vf) kemudian melewati rangkaian LPF *output* yang berfungsi menyaring *noise* dari tegangan *output* tersebut dengan cara hanya meloloskan sinyal berfrekuensi di bawah 1,59 Hz. Frekuensi *cut off* pada rangkaian LPF *output* diperoleh dari rangkaian LPF RC pasif dengan nilai R11 = 1 M Ω dan C2 = 100 nF.

Tegangan yang telah disaring oleh LPF selanjutnya diolah oleh mikrokontroler Arduino Nano untuk menampilkan diagnosa level *stress* berdasarkan nilai resistansi kulit yang terukur. Nilai tegangan analog (Vg) diubah menjadi nilai digital dengan menggunakan ADC internal 10 bit dari modul kontroler Arduino Nano. Skematik diagram dari rangkaian pengkondisi sinyal sensor GSR ditunjukkan pada Gambar 3.

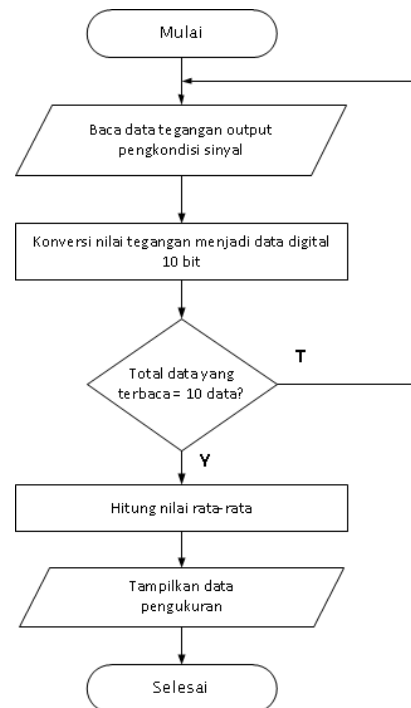


Gambar 3 Skematik diagram dari rangkaian pengkondisi sinyal sensor GSR

Setelah selesai mengimplementasikan perangkat keras, selanjutnya dirancang perangkat lunak untuk memprogram modul kontroler Arduino Nano dengan menggunakan pemograman Bahasa C. Program yang dirancang berfungsi untuk menampilkan *output* rangkaian pengkondisi sinyal yang telah diubah menjadi bilangan desimal dalam bentuk data digital 10 bit (ADC internal) sebagai representasi besarnya nilai resistansi jari yang terdeteksi. Untuk menghasilkan pembacaan *output* yang lebih stabil, nilai digital dibaca sebanyak 10 buah data untuk diambil nilai rata-ratanya. Hal ini bertujuan untuk mengurangi terjadinya *noise* atau *error* pengukuran. Nilai data digital rata-rata ini ditampilkan pada layar komputer melalui fasilitas serial monitor pada aplikasi Arduino IDE.

Proses kerja program sistem ini dijelaskan dalam bentuk *flowchart* program seperti ditunjukkan pada Gambar 4. Program dirancang untuk melakukan pengukuran dalam satu kali proses pengukuran resistansi kulit, di mana jika akan melakukan pengukuran resistansi kulit seorang pasien atau nara coba yang lain maka program perlu dilakukan proses *reset* terlebih dahulu. Hal ini bertujuan untuk mempermudah pencatatan pengukuran resistansi kulit.

Program pertama-tama melakukan pembacaan tegangan dari rangkaian pengkondisi sinyal di salah satu port Analog modul Arduino berdasarkan nilai resistansi yang terukur yang telah diubah oleh rangkaian pengkondisi sinyal. Nilai tegangan analog tersebut kemudian diolah oleh ADC internal 10-bit menjadi data atau nilai digital dan disimpan pada suatu variabel. Data tegangan tersebut diambil secara berulang sebanyak 10 kali dan dihitung nilai rata-ratanya untuk selanjutnya ditampilkan sebagai data pengukuran.



Gambar 4 Flowchart program sensor GSR

Pengumpulan data sebagai representasi variasi nilai atau kondisi resistansi kulit dilakukan dengan mengubah-ubah nilai resistansi pada potensiometer yang mewakili resistansi kulit jari (R_6) manusia mulai dari $3\text{ M}\Omega$ sampai $0\ \Omega$, dengan perubahan sebesar $50\text{ k}\Omega$ untuk setiap datanya. Pengukuran ini dilakukan untuk empat nilai R sensitivitas (R_5) yang berbeda, yaitu pada saat R sensitivitas bernilai $200\text{ k}\Omega$, $150\text{ k}\Omega$, $100\text{ k}\Omega$, dan $50\text{ k}\Omega$. Hasil pengukuran yang telah diperoleh kemudian dibandingkan dengan hasil perhitungan lalu dicari seberapa besar tingkat kesalahan yang dihasilkan oleh pengukuran.

Besarnya tegangan *output* (V_g) yang dihasilkan dari perhitungan menggunakan Persamaan (2).

$$V_g = \frac{R9}{R7} \times (V_c - V_b) = \frac{R9}{R7} \times \left(\frac{R6}{R4 + R6} V_a - \frac{R5}{R3 + R5} V_a \right)$$

$$V_g = \frac{200k\Omega}{100k\Omega} \times \left(\frac{R6}{200k\Omega + R6} 2,5V - \frac{R5}{200k\Omega + R5} 2,5V \right)$$

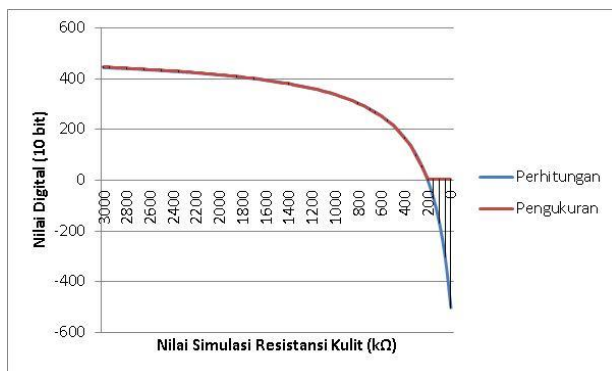
$$V_g = \frac{200k\Omega}{100k\Omega} \times 2,5V \left(\frac{R6}{200k\Omega + R6} - \frac{R5}{200k\Omega + R5} \right)$$

$$V_g = 5V \left(\frac{R6}{200k\Omega + R6} - \frac{R5}{200k\Omega + R5} \right) \quad (2)$$

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Hasil Penelitian

Dari hasil pengujian simulasi nilai resistansi kulit jari (R6) dari mulai 3 MΩ sampai dengan 0 Ω, dengan perubahan sebesar 50 kΩ diperoleh sejumlah data nilai data digital untuk empat nilai R sensitivitas (R5) yang berbeda-beda yaitu 200 kΩ, 150 kΩ, 100 kΩ, dan 50 kΩ. Hasil pengukuran selanjutnya dibandingkan dengan hasil perhitungan menggunakan persamaan (2). Secara berturut-turut hasil pengujian untuk setiap nilai R sensitivitas (R5) sebesar 200 kΩ, 150 kΩ, 100 kΩ, dan 50 kΩ ditunjukkan pada Gambar 5, Gambar 6, Gambar 7 dan Gambar 8.

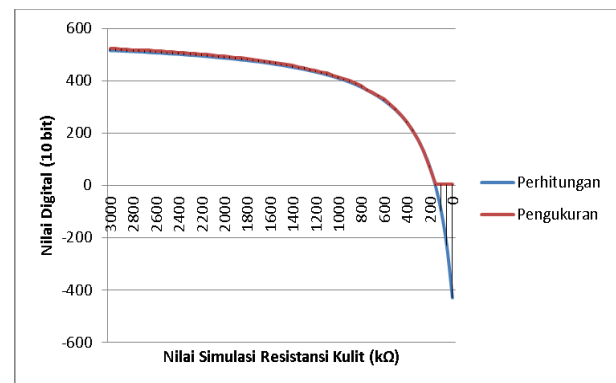


Gambar 5 Data pengukuran dan perhitungan ketika resistansi sensitivitas 200 kΩ

Dari hasil pengukuran dan pengujian ketika resistansi sensitivitas 200 kΩ (Gambar 5) diperoleh bahwa secara statistika menggunakan One-Way ANOVA menunjukkan hipotesis nol (H0) diterima yaitu rata-rata hasil pengukuran dan perhitungan bernilai sama dengan *P-value* 0,002768 untuk nilai signifikansi (α) sebesar 0,05. Nilai digital dari hasil pengukuran maupun hasil perhitungan tidak terjadi nilai sama untuk setiap kenaikan nilai resistansi kulit sebesar 50 kΩ mulai dari 3 MΩ sampai dengan 250 kΩ.

Resolusi nilai digital untuk setiap penurunan resistansi sebesar 50 kΩ semakin besar ketika nilai resistansi kulit semakin kecil. Hal ini ditunjukkan pada Gambar 5 di mana kurva menunjukkan *slope*

yang lebih besar ketika resistansi kulit semakin kecil. Kurva menunjukkan *slope* yang mulai membesar pada saat nilai resistansi kulit sebesar 850 kΩ sampai dengan 250 kΩ. Hasil pengujian mengalami *error* ketika nilai resistansi kulit mencapai nilai lebih kecil dari 250 kΩ. Nilai rata-rata kesalahan absolut relatif untuk pengukuran ini adalah sebesar 0,45%.

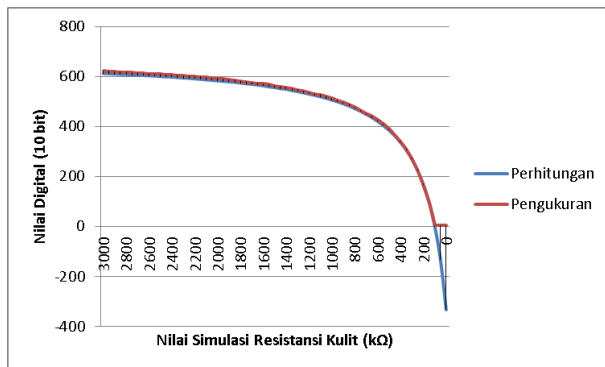


Gambar 6 Data pengukuran dan perhitungan ketika resistansi sensitivitas 150 kΩ

Kemudian untuk hasil pengukuran dan pengujian ketika resistansi sensitivitas 150 kΩ (Gambar 6) diperoleh hasil tidak terjadi nilai digital yang bernilai sama untuk setiap nilai resistansi kulit mulai dari 3 MΩ sampai dengan 200 kΩ. Dengan metode statistika yang sama diperoleh kesimpulan yang sama juga (One-Way ANOVA) diperoleh bahwa hipotesis nol (H0) diterima, di mana rata-rata hasil pengukuran dan perhitungan menunjukkan nilai *P-value* sebesar 0,814227 untuk nilai signifikansi (α) sebesar 0,05.

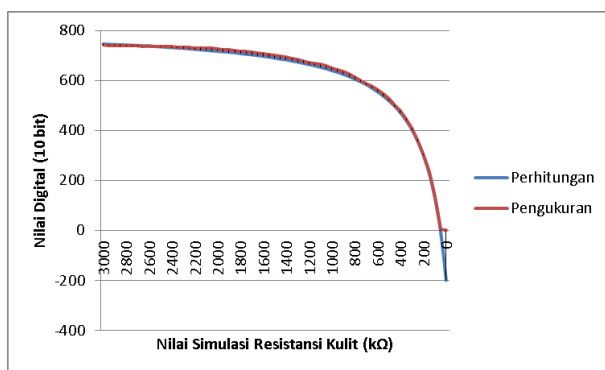
Resolusi nilai digital mengalami kenaikan untuk setiap penurunan nilai resistansi sebesar 50 kΩ. Kondisi ini dimulai pada saat resistansi kulit mulai mencapai 1100 kΩ sampai dengan 200 kΩ, seperti ditunjukkan pada Gambar 6 di mana *slope* kurva semakin tajam. Hasil pengujian mengalami *error* ketika nilai resistansi kulit mencapai nilai lebih kecil dari 200 kΩ. Nilai rata-rata kesalahan absolut relatif untuk pengukuran ini adalah sebesar 1,06%.

Dari hasil pengukuran dan pengujian ketika resistansi sensitivitas 100 kΩ (Gambar 7) diperoleh bahwa tidak terjadi juga nilai digital yang bernilai sama untuk setiap nilai resistansi kulit mulai dari 3 MΩ sampai dengan 150 kΩ. Hasil pengujian statistika dengan metode One-Way ANOVA menghasilkan kesimpulan yang sama, di mana hipotesis nol (H0) diterima dengan nilai *P-value* sebesar 0,754353 dengan nilai signifikansi (α) sebesar 0,05. Nilai rata-rata hasil pengukuran dan perhitungan bernilai sama.



Gambar 7 Data pengukuran dan perhitungan ketika resistansi sensitivitas 100 kΩ

Berdasarkan kurva pada Gambar 7 terlihat bahwa *slope* kurva terlihat semakin membesar ketika resistansi kulit bernilai 950 kΩ dan terus semakin membesar sampai dengan resistansi kulit bernilai 150 kΩ. Hasil pengujian mengalami *error* ketika nilai resistansi kulit mencapai nilai lebih kecil dari 150 kΩ. Nilai rata-rata kesalahan absolut relatif untuk pengukuran ini adalah sebesar 1,29%.



Gambar 8 Data pengukuran dan perhitungan ketika resistansi sensitivitas 50 kΩ

Dari hasil pengukuran dan pengujian ketika resistansi sensitivitas 50 kΩ (Gambar 8) diperoleh bahwa terjadi nilai digital yang bernilai sama untuk beberapa nilai resistansi kulit di atas 2,4 MΩ. Berdasarkan pengujian statistika menggunakan One-Way ANOVA dengan nilai signifikansi (α) sebesar 0,05 diperoleh nilai *P-value* sebesar 0,811954 sehingga hipotesis nol (H_0) masih diterima yang menunjukkan bahwa rata-rata hasil pengukuran dan perhitungan bernilai sama.

Resolusi nilai digital juga mengalami hal yang sama yaitu semakin membesar ketika nilai resistansi kulit mulai mencapai 950 kΩ dan terus membesar hingga 100 kΩ. Hasil pengujian ini baru mengalami *error* ketika nilai resistansi kulit mencapai nilai lebih kecil dari 100 kΩ. Nilai rata-rata kesalahan absolut relatif untuk pengukuran ini adalah sebesar 1,09%.

3.2 Pembahasan Hasil Penelitian

Pada penelitian dilakukan pengujian resistansi sensitivitas (R_5) pada rangkaian sensor GSR dari seeedStudio dengan tujuan untuk mengetahui nilai batas nilai resistansi kulit minimum dan maksimum yang dapat terukur ketika resistansi sensitivitas di-*setting* pada suatu nilai resistansi tertentu. Pada penelitian ini dilakukan pengujian *setting* resistansi sensitivitas untuk empat nilai resistansi yaitu 50 kΩ, 100 kΩ, 150 kΩ dan 200 kΩ. Dalam penelitian ini tidak semua nilai resistansi sensitivitas diuji karena akan terlalu banyak. Dengan menguji empat nilai resistansi ini diharapkan diperoleh *range* batasan nilai resistansi sensitivitas yang dapat digunakan agar nilai resistansi kulit jari masih dapat terukur sesuai dengan kategori *stress* yang digunakan oleh Desta Yolanda.

Nilai konduktansi yang digunakan oleh Desta Yolanda untuk membagi kategori *stress* yang menjadi enam tingkatan jika diubah berdasarkan nilai resistansi maka akan berubah menjadi seperti ditunjukkan pada Tabel 1 [17].

Tabel 1 Klasifikasi tingkat *stress* berdasarkan nilai konduktansi kulit dan resistansi kulit

Tingkat <i>stress</i>	Konduktansi GSR (μ Siemens)	Resistansi Kulit (kΩ)
Normal	0 – 0,415	>2.409
Rileks (Relax)	0,417 – 1,054	948 – 2.398
<i>Stress</i> ringan	1,058 – 1,418	705 – 945
<i>Stress</i> sedang	1,424 – 2,433	411 – 702
<i>Stress</i> berat	2,444 – 4,166	240 – 409
<i>Stress</i> sangat berat	> 4,166	< 240

Jadi kategori tingkat *stress* yang digunakan oleh Desta Yolanda dari mulai tingkat *stress* sangat berat sampai dengan tingkat *stress* Normal diwakili oleh nilai resistansi kulit dari mulai 240 kΩ sampai dengan 2.409 kΩ (2,409 MΩ). Dengan nilai batasan resistansi ini maka pengujian *setting* resistansi sensitivitas harus dapat mampu mengukur *range* nilai resistansi kulit tersebut yaitu dari mulai 240 kΩ sampai dengan 2.409 kΩ (2,409 MΩ) sehingga dapat menentukan keenam tingkat *stress* tersebut. Nilai digital yang digunakan oleh Desta Yolanda dalam penelitiannya tidak digunakan karena hasil nilai ADC hasil konversi dari nilai tegangan analog ini dipengaruhi juga dari nilai tegangan referensi ADC pada saat konversi serta jumlah bit ADC yang digunakan, sehingga nilai ADC yang diperoleh dikhawatirkan berbeda.

Berdasarkan hasil pengujian yang telah dilakukan untuk mengukur *range* resistansi kulit yang dapat terukur oleh masing-masing resistansi sensitivitas (ditampilkan pada Gambar 5 sampai dengan Gambar 8) diperoleh hasil rekapitulasi seperti ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2 *Range* nilai resistansi kulit untuk setiap nilai resistansi sensitivitas

Resistansi Sensitivitas (R5)	Resistansi Kulit Minimum	Resistansi Kulit Maksimum	kesalahan absolut relatif
200 k Ω	250 k Ω	3.000 k Ω	0,45%
150 k Ω	200 k Ω	3.000 k Ω	1,06%
100 k Ω	150 k Ω	3.000 k Ω	1,29%
50 k Ω	100 k Ω	2.400 k Ω	1,09%

Dari hasil pengujian diperoleh bahwa resistansi sensitivitas 50 k Ω , 100 k Ω dan 150 k Ω memenuhi persyaratan *range* resistansi kulit berdasarkan penelitian Desta Yolanda. Nilai resistansi sensitivitas 200 k Ω tidak memenuhi persyaratan di bagian resistansi kulit minimum sehingga akan mengakibatkan pengukuran kondisi *stress* sangat berat tidak akan terukur. Jadi *setting* resistansi sensitivitas diharuskan harus di *set* pada nilai lebih kecil dari atau sama dengan 150 k Ω dan lebih besar atau sama dengan 50 k Ω . Hal ini melihat dari data yang diperoleh (Tabel 3) yang menunjukkan bahwa nilai resistansi sensitivitas 50 k Ω telah mencapai batas maksimum pengukuran kondisi *stress* yang diperlukan yaitu 2.400 k Ω atau 2,4 M Ω .

Dari tiga nilai resistansi sensitivitas yang direkomendasikan diperoleh nilai kesalahan relatif absolut tertinggi pada resistansi sensitivitas 100 k Ω dan terendah pada resistansi sensitivitas 150 k Ω . Namun semuanya kesalahan absolut relatif masih di bawah 2%. Jika dilihat pada Gambar 5 sampai dengan Gambar 8, pengujian dengan menggunakan resistansi sensitivitas 50 k Ω memiliki *range* nilai *output* mikrokontroler yang paling lebar dari pengujian dengan menggunakan resistansi sensitivitas lainnya. Beberapa hasil nilai digital yang sama dari hasil pengukuran tidak menjadi masalah dalam menentukan diagnosa tingkat *stress* karena nilai tersebut berada pada kategori tingkat *stress* yang sama yaitu "NORMAL".

Jika dilihat dari hasil pengukuran dan perhitungan dengan menggunakan keempat resistansi sensitivitas diperoleh bahwa untuk simulasi resistansi kulit dengan kenaikan 50 k Ω menghasilkan nilai resolusi tegangan digital yang relatif kecil. Hal ini dapat dilihat dari karakteristik kurva (Gambar 5 sampai dengan Gambar 8) yang menunjukkan perubahan garis yang landai. Hal ini

mengakibatkan hasil pengukuran rentan menghasilkan nilai digital yang sama sehingga menyulitkan untuk menentukan diagnosa tingkat *stress*. Untuk meningkatkan resolusi deteksi nilai digital maka harus dilakukan kenaikan bit ADC menjadi lebih dari 10 bit dengan menggunakan ADC eksternal.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pengujian dan perhitungan yang dilakukan maka nilai resistansi sensitivitas terbaik untuk mengukur GSR dengan menggunakan sensor GSR **seedStudio** adalah bernilai lebih kecil atau sama dengan 150 k Ω dan lebih besar atau sama dengan 50 k Ω .

DAFTAR PUSTAKA

- [1] M. Sofwan, "Perangkat Monitor Stress Berdasarkan GSR dan Tekanan Darah," Institut Teknologi Telkom, Bandung, 2008. [Online]. Available: <https://repository.telkomuni.ac.id/pustaka/96573/perangkat-monitor-stress-berdasarkan-gsr-dan-tekanan-darah.html>
- [2] R. Vahey and R. Becerra, "Galvanic skin response in mood disorders: A critical review," *Int. J. Psychol. Psychol. Ther.*, vol. 15, no. 2, pp. 275–304, 2015. [Online]. Available: <https://ijpsy.com/volumen15/num2/414/galvanic-skin-response-in-mood-disorders-EN.pdf>
- [3] C. Kappeler-Setz, F. Gravenhorst, J. Schumm, B. Arnrich, and G. Tröster, "Towards long term monitoring of electrodermal activity in daily life," *Pers. Ubiquitous Comput.*, vol. 17, no. 2, pp. 261–271, 2013, doi: 10.1007/s00779-011-0463-4. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00779-011-0463-4>
- [4] C. W. Darrow, "the Rationale for Treating the Change in Galvanic Skin Response As a Change in Conductance," *Psychophysiology*, vol. 1, no. 1, pp. 31–38, 1964, doi: 10.1111/j.1469-8986.1964.tb02618.x. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1469-8986.1964.tb02618.x>
- [5] T. Das, C. Mitra, H. Paul, and S. Banerjee, "Study the Changes of Bioelectrical Skin Impedance of Human body Associated with Different Physiological Parameters," *Int. J. Res. Publ. Rev.*, vol. 03, no. 12, pp. 2617–2621, 2022, doi: 10.55248/gengpi.2022.31288. [Online]. Available: <https://jrpr.com/uploads/V3ISSUE 12/IJRPR8937.pdf>
- [6] M. Sharma, S. Kacker, and M. Sharma, "A Brief Introduction and Review on Galvanic Skin Response," no. March 2018, 2016, doi:

- 10.21276/ijmmp.2016.2.6.003. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/profile/Sudhanshu-Kacker/publication/312246486_A_Brief_Introduction_and_Review_on_Galvanic_Skin_Response/links/5aae8d1da6fdcc1bc0bc70fd/A-Brief-Introduction-and-Review-on-Galvanic-Skin-Response.pdf
- [7] A. Cignal, D. Antolinez, J. P. Turiel, J. C. Fraile, and E. De la Fuente, "A Versatile Embedded Platform for Implementation of Biocooperative Control in Upper-Limb Neuromotor Rehabilitation Scenarios," *IEEE Access*, vol. 11, no. February, 2023, doi: 10.1109/ACCESS.2023.3265898. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=10097735>
- [8] A. Goshvarpour and A. Goshvarpour, "The potential of photoplethysmogram and galvanic skin response in emotion recognition using nonlinear features," *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, no. 0123456789, 2019, doi: 10.1007/s13246-019-00825-7. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s13246-019-00825-7>
- [9] K. Hembrom, P. K. Shah, R. Siva, D. Mahanta, S. J. Saikia, and H. Bordoloi, "Galvanic Skin Reflectance (GSR) for Analysis of Mental Health," *NeuroQuantology*, vol. 20, no. 15, pp. 5670–5674, 2022, doi: 10.14704/NQ.2022.20.15.NQ88570. [Online]. Available: https://www.neuroquantology.com/open-access/Galvanic+Skin+Reflectance+%2528GSR%2529+for+Analysis+of+Mental+Health_8998/
- [10] A. Kurniawan, J. Haidi, M. K. A. Rosa, and J. Suryanata, "Analisis Potensi Kebohongan dengan Galvanic Skin Response Dan Diameter Pupil Mata," *J. Amplif. J. Ilm. Bid. Tek. Elektro Dan Komput.*, vol. 9, no. 2, pp. 34–42, 2019, doi: 10.33369/jamplifier.v9i2.15381. [Online]. Available: <https://ejournal.unib.ac.id/index.php/jamplifier/article/view/15381>
- [11] G. R. Lestari and T. Abuzairi, "Design of Portable Galvanic Skin Response Sensor for Pain Sensor," *Proceeding - ICoSTA 2020 2020 Int. Conf. Smart Technol. Appl. Empower. Ind. IoT by Implement. Green Technol. Sustain. Dev.*, pp. 1–5, 2020, doi: 10.1109/ICoSTA48221.2020.1570614094. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9079255>
- [12] A. Alrashdan, A. M. Ghaleb, N. Alswailem, A. Almaziad, and D. Al Saud, "The sensitivity of Galvanic Skin Response and Heart Rate for assessing mental workload in Saudi Arabia," *IISE Annu. Conf. Expo 2022*, p. 2022, 2022. [Online]. Available: <https://www.proquest.com/openview/bb7c585fc3fa495feabfc23a2fa076c3/1?pq-origsite=gscholar&cbl=51908>
- [13] A. Amidei *et al.*, "Driver Drowsiness Detection: A Machine Learning Approach on Skin Conductance," *Sensors*, vol. 23, no. 8, 2023, doi: 10.3390/s23084004. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/8/4004>
- [14] D. Dogan, S. Bogosyan, and T. Acarman, "Evaluation of driver stress level with survey, galvanic skin response sensor data, and force-sensing resistor data," *Adv. Mech. Eng.*, vol. 11, no. 12, pp. 1–19, 2019, doi: 10.1177/1687814019891555. [Online]. Available: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/1687814019891555>
- [15] C. M. Durán Acevedo, J. K. Carrillo Gómez, and C. A. Albarracín Rojas, "Academic stress detection on university students during COVID-19 outbreak by using an electronic nose and the galvanic skin response," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 68, no. September 2020, 2021, doi: 10.1016/j.bspc.2021.102756. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809421003530>
- [16] U. Gogate and J. Bakal, "Hunger and stress monitoring system using galvanic skin response," *Indones. J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, vol. 13, no. 3, pp. 861–865, 2019, doi: 10.11591/ijeecs.v13.i3.pp861-865. [Online]. Available: <https://ijeecs.iaescore.com/index.php/IJECS/article/view/15650>
- [17] Desta Yolanda, *Mengukur Tingkat Stres pada Manusia Menggunakan Galvanic Skin Response (GSR) dengan Metode Jaringan Syaraf Tiruan Berbasis Arduino Uno*. 2014. [Online]. Available: http://katalog.pustaka.unand.ac.id/index.php?p=show_detail&id=99098&keywords=
- [18] L. Seeed Technology Co., "Grove - GSR sensor," 2023. https://www.seeedstudio.com/Grove-GSR-sensor-p-1614.html?queryID=6ec2f8314022e260b58bae0d01db2dbb&objectID=1274&indexName=bazaar_retailer_products
- [19] DigiWare, "Galvanic Skin Response GSR Grove," 2020. <https://digiwarestore.com/id/sensor-other/galvanic-skin-response-gsr-grove-296229.html>