

## Pengukuran Aktivitas Elektrodermal untuk Penelitian Psikologi

### *Measurement of Electrodermal Activity For Psychological Research*

Zulfikri Khakim\*

\*Fakultas Psikologi, Universitas Gadjah Mada, Indonesia

Naskah masuk 25 Juli 2023 Naskah diterima 25 November 2023 Naskah terbit 18 Desember 2023

**Abstrak.** Aktivitas Elektrodermal (EDA), atau yang kerap pula disebut sebagai *Galvanic Skin Response* (GSR) merujuk pada pengukuran aktivitas listrik pada permukaan kulit. Sensor EDA mengukur properti kelistrikan pada kulit sebagai indikator banyaknya keringat pada kulit. Kadar keringat tersebut dapat mencerminkan aktivitas saraf simpatetik yang muncul dalam berbagai kondisi seperti stres, gugahan emosi, hingga beban kognitif. Karena sifatnya yang portabel, noninvasif, dan memberikan pengukuran yang objektif, EDA telah banyak digunakan dalam penelitian psikologi untuk menyelidiki proses-proses mental terkait dalam berbagai konteks. Artikel ini memberikan pengenalan mengenai pengukuran EDA yang terdiri atas dasar asumsi pengukuran, teknis pengukuran, kuantifikasi dan analisis data hingga contoh parameter konstruk psikologis yang dapat diteliti dengan metode EDA.

**Kata kunci:** aktivitas elektrodermal; *galvanic skin response*; psikologi; *skin conductance response*

**Abstract.** Electrodermal Activity (EDA), or also commonly known as Galvanic Skin response (GSR) refers to the measurement of electrical properties on the surface of the skin. EDA sensor measures electrical properties as an indicator of the amount of sweat on the skin. Such levels of sweat can reflect sympathetic nerve activity that could occur in a variety of conditions such as stress, emotional arousal, as well as cognitive load. Due to its portable, non-invasive nature, and providing objective measurements, EDA has been widely used in psychological research to investigate related mental processes in a variety of contexts. This article aims to provides an introduction to EDA measurement that consists of the basic assumptions of the measurement, its techniques, data quantification and analysis, as well as to provide some of the examples of psychological constructs parameters that can be studied with EDA method.

**Keywords:** electrodermal activity; galvanic skin response; psychology; skin conductance response

\*Alamat Korespondensi: zulfikri.khakim@ugm.ac.id



## Pengantar

Aktivitas Elektrodermal (*Electrodermal Activity*; EDA) merujuk pada aktivitas listrik yang terdapat di kulit (Boucsein, 2012; Boucsein *et al.*, 2012). Pengukuran EDA menggunakan dasar aktivitas listrik di kulit tersebut untuk mengukur respons sekresi keringat yang aktif dalam beberapa kondisi termasuk aktivitas psikologis. Dalam berbagai literatur, pembaca akan menemukan beberapa istilah lain yang kerap digunakan, misalnya *Galvanic Skin Response* (GSR), atau *Skin Conductance Response* (SCR), maupun *Skin Conductance Level* (SCL). Secara teknis, istilah GSR tidak lagi direkomendasikan karena mengimplikasikan adanya elemen galvanis pada kulit (Boucsein, 2012; Boucsein *et al.*, 2012), sementara itu SCL dan SCR keduanya merujuk pada komponen spesifik dari EDA yang akan dijelaskan pada artikel ini. Sehingga, dalam artikel ini penulis akan menggunakan istilah *Electrodermal Activity* (EDA) sebagai istilah umum untuk merujuk pada metode ini (Boucsein, 2012).

Penggunaan EDA di bidang psikologi memiliki relevansi yang signifikan karena dapat membantu mengukur secara lebih objektif respons emosi dan tingkat stres individu terhadap berbagai stimulus atau situasi (Greco, Valenza, & Scilingo, 2016; Romine *et al.*, 2022; Setz *et al.*, 2010). Dalam penelitian terkait emosi, EDA dapat digunakan untuk memahami respons emosi individu terhadap rangsangan tertentu seperti audio visual, maupun stimulasi dalam lingkungan natural (Benedek & Kaernbach, 2010a; Horvers *et al.*, 2021; Thammasan *et al.*, 2020). Data EDA kemudian dapat dianalisis untuk mengidentifikasi perubahan atau fluktuasi emosi dan reaksi fisiologis yang terjadi.

Pengukuran EDA, karena sifatnya yang cukup portabel juga menjadi salah satu kandidat yang potensial dalam aplikasinya untuk *real-time biofeedback* (Bakker *et al.*, 2011; Setyohadi *et al.*, 2018; Setz *et al.*, 2010; Strinar *et al.*, 2023). Misalnya monitoring kondisi stres secara terus menerus dalam konteks tertentu. Kondisi stres tersebut juga dapat menunjukkan tingkat beban kognitif dari individu (Romine *et al.*, 2022).

Pengukuran EDA kerap dikaitkan dengan alat pendeteksi kebohongan atau poligraf. Poligraf, sesuai dengan namanya (*poly*: banyak) pada dasarnya adalah kumpulan dari beberapa sensor sekaligus. Beberapa sensor tersebut yaitu: sensor EDA, detak jantung (elektrokardiografi; EKG), respirasi (pneumografi), hingga sensor tekanan darah. Poligraf didasarkan pada asumsi bahwa individu akan memunculkan respons stres ketika berbohong. Pada kenyataannya, respons stres tersebut dapat muncul karena berbagai penyebab, seperti kecemasan, hingga rasa takut, sehingga penggunaan poligraf untuk aplikasi ini tidak lagi direkomendasikan (National Research Council, 2003).

Artikel ini akan memberikan penjelasan mengenai metode pengukuran EDA dalam konteks penelitian psikologi. Pembahasan dimulai dengan memberikan dasar asumsi fisiologis mengenai EDA, dilanjutkan dengan dasar asumsi dan teknis pengukuran EDA dengan sensor. Bagian selanjutnya membahas tentang karakteristik data EDA dan beberapa metode kuantifikasi data serta pemrosesan sinyal akan dijabarkan secara singkat. Pembahasan akan ditutup dengan beberapa contoh penelitian psikologi menggunakan EDA, berdasarkan konteks aplikasi dan konstruk psikologis yang diukur.

## Pembahasan

### *Pengertian Umum Pengukuran EDA*

Pengukuran EDA secara umum mengacu pada proses pengukuran aktivitas listrik yang terdapat pada kulit (Boucsein, 2012). Pengukuran EDA umumnya dilakukan dengan menggunakan sensor yang memanfaatkan karakteristik listrik untuk mengukur tingkat sekresi (produksi dan keluarnya zat oleh sel dan kelenjar) keringat yang ada di kulit. Sekresi keringat diukur berdasarkan tingkat konduksi dan resistensi listrik di permukaan kulit tersebut menggunakan elektroda.

Metode pengukuran dilakukan dengan mengaplikasikan elektroda pada kulit yang digunakan untuk merekam aktivitas listrik yang dihasilkan oleh kelenjar keringat dan struktur kulit lainnya. Parameter utama yang diukur adalah konduktivitas kulit, yang merefleksikan seberapa mudah listrik dapat mengalir di permukaan kulit yang mana dipengaruhi oleh jumlah keringat yang diproduksi oleh kelenjar keringat di area tersebut (Boucsein *et al.*, 2012). Konduktivitas kulit tersebut secara umum dapat berubah sebagai respons terhadap berbagai stimulus/peristiwa fisik seperti suhu, kelembaban, stimulasi rasa sakit, pergerakan motorik, maupun reaksi psikologis.

Metode ini umum digunakan dalam bidang ilmu psikologi, neurosains, psikofisiologi, maupun teknik biomedis. EDA dalam konteks psikologi digunakan sebagai pengukuran secara tidak langsung terhadap aktivitas sistem saraf simpatetik yang muncul karena aktivitas psikologis seperti gugahan emosi, kognisi, maupun respons stres (Boucsein, 2012; Boucsein *et al.*, 2012).

### *Dasar Fisiologis Sekresi Keringat*

Fungsi utama dari keringat pada dasarnya adalah *termoregulasi* atau regulasi suhu tubuh. Sebagai makhluk berdarah panas, manusia memiliki sistem regulasi panas tubuh yang dijaga dalam rentang yang sempit. Hal ini menjadikan manusia, atau makhluk berdarah panas pada umumnya, dapat beradaptasi terhadap lingkungan dengan berbagai variasi suhu. Sekresi keringat merupakan salah satu bentuk adaptasi untuk membantu mengurangi panas tubuh. Dengan berkeringat, panas dari kulit akan menguap bersamaan dengan air keringat tersebut.

Fungsi lain dari keringat, dan yang merupakan fokus pembahasan di topik ini, adalah fungsi *non-termoregulasi* yang disebut sebagai keringat psikologis (*psychological sweat*) (Baker, 2019; Boucsein, 2012; Boucsein *et al.*, 2012). Keringat psikologis diproduksi sebagai hasil dari proses psikologis seperti stres, cemas, persepsi rasa sakit, dan gugahan emosi maupun kognitif. Produksi keringat psikologis merupakan salah satu fungsi dari sistem saraf otonom.

Sistem saraf otonom merupakan salah satu bagian dari sistem saraf manusia yang meregulasi fungsi organ tubuh otomatis dan tidak dikendalikan secara sadar seperti detak jantung, pembuluh darah, pernafasan, pencernaan, hingga organ seksual. Sistem saraf otonom terdiri atas simpatetik dan parasimpatetik. Kedua sistem tersebut aktif tergantung dari kondisi lingkungan yang ada. Sistem saraf simpatetik aktif dalam keadaan gawat darurat, misalnya ketika menghadapi bahaya.

Saat individu berhadapan dengan lingkungan yang mengancam, sistem simpatetik akan mengaktifkan respons berantai yang kemudian membantu tubuh untuk segera merespons bahaya

tersebut. Sistem ini kerap dijuluki dengan sistem *fight or flight* (melawan atau lari). Reaksi berantai dari aktivitas sistem ini memfokuskan energi untuk menyelamatkan individu secara jangka pendek (Sapolsky, 2021) contohnya dengan menyempitkan peredaran darah, meningkatkan detak jantung, hingga memperlambat proses pencernaan. Ketika keadaan yang mengancam individu tersebut telah berakhir sistem saraf parasimpatetik akan aktif untuk mengembalikan tubuh ke kondisi semula, misalnya melebarkan pembuluh darah, menormalkan laju detak jantung, dan melanjutkan lagi proses pencernaan. Sistem saraf parasimpatetik tersebut kemudian sering dijuluki sebagai sistem untuk *rest and digest* (beristirahat dan mencerna).

#### *Parameter Utama Pengukuran EDA*

Aktivasi dari sistem saraf simpatetik merupakan parameter utama yang digunakan dalam pengukuran berbasis EDA (Boucsein, 2012; Boucsein *et al.*, 2012). Sistem regulasi keluarannya keringat oleh sistem saraf otonom disebut sebagai fungsi *sudomotor* (Crandall, 2010). Dalam kondisi stres, sistem simpatetik akan mengaktifkan kondisi darurat tersebut dan mengedarkan hormon adrenalin dan noradrenalin yang memiliki fungsi terhadap organ-organ tubuh seperti yang telah disebutkan sebelumnya. Sementara itu, hipotalamus di sistem saraf pusat akan mengaktifkan kelenjar pituitari, yang kemudian mengaktifkan adrenal untuk melepaskan hormon kortisol (Sapolsky, 2015, 2021). Sistem ini yang disebut sebagai HPA axis (*Hipotalamus Pituitari Adrenal*).

Menariknya, hormon-hormon tersebut bukanlah yang memicu kelenjar keringat, sistem kelenjar yang memproduksi keringat justru sebagian besar dipicu oleh *Neurotransmitter Asetilkolin* (ACh). Neurotransmitter ACh biasanya diasosiasikan dengan sistem parasimpatetik, yang merupakan sistem yang berlawanan dari simpatetik. Sel-sel pada saraf simpatetik umumnya tidak menggunakan ACh, tetapi dalam situasi ini, sel-sel pada kelenjar keringat melepaskan ACh untuk merangsang aktivitasnya (Boucsein, 2012; Crandall, 2010). Karena hal tersebut, para ahli pernah menduga bahwa aktivitas kelenjar keringat dikontrol oleh kedua sistem tersebut, simpatetik dan parasimpatetik. Namun saat ini telah diketahui bahwa kelenjar tersebut hanya aktif oleh sistem simpatetik meskipun menggunakan neurotransmitter Ach (Boucsein, 2012).

Terdapat beberapa jenis kelenjar keringat di tubuh manusia (Baker, 2019), salah satu jenis kelenjar keringat yang menjadi fokus dalam pengukuran EDA adalah kelenjar ekrin. Kelenjar ini tersebar di hampir seluruh tubuh manusia dengan tingkat distribusi yang berbeda-beda (Crandall, 2010). Kelenjar ekrin selain sensitif terhadap stimulus termal, namun juga terhadap reaksi psikologis (Baker, 2019) sehingga kerap digunakan sebagai titik ukur untuk parameter keringat emosional. Beberapa area tubuh yang memiliki kelenjar ekrin terbanyak adalah di jari, kepala, telapak tangan, dan telapak kaki.

#### *Teknis Pengukuran EDA*

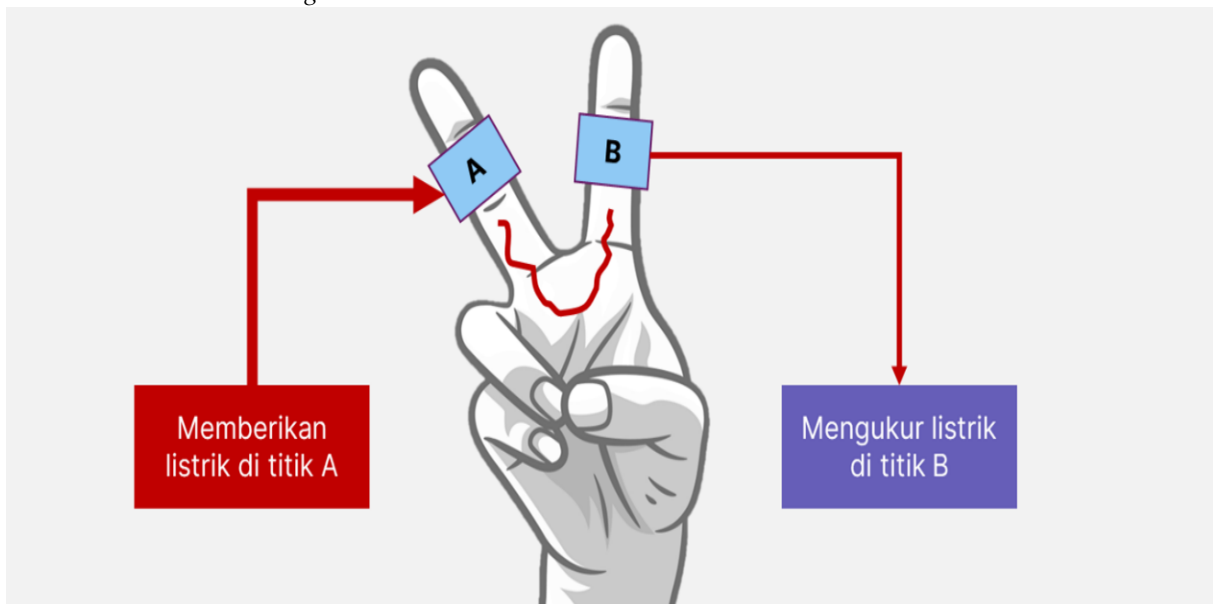
##### *Jenis-Jenis Metode Pengukuran EDA*

Terdapat berbagai metode dalam mengukur EDA, dua metode utama yaitu endosomatik dan eksosomatik (Boucsein *et al.*, 2012; Posada-Quintero & Chon, 2020). Pengukuran endosomatik tidak

mengaplikasikan arus listrik eksternal, sementara eksosomatik menggunakan listrik yang diberikan langsung pada kulit. Sensor EDA yang menggunakan metode eksosomatik terbagi atas dua jenis berdasarkan listrik yang digunakan, yaitu arus searah (DC) atau arus bolak-balik (AC). Dari sisi bagaimana mode pengukurannya, baik DC atau AC, sensor juga ada yang menggunakan arus listrik (*current*) atau potensial listrik (*voltage*). Penjelasan lebih lanjut terkait perbedaan sensor (endosomatik vs eksosomatik) dan mode pengukuran (aliran listrik vs voltase dengan arus searah vs arus bolak-balik) serta kelebihan dan kekurangannya dapat dilihat di Posada-Quintero dan Chon (2020). Secara umum terlepas dari modusnya, pengukuran EDA eksosomatik bekerja berdasarkan fakta bahwa keringat merupakan sebuah konduktor listrik yang baik sehingga dengan mengaplikasikan listrik di permukaan kulit, tingkat perubahan listrik tersebut dapat merefleksikan kuantitas keringat (Posada-Quintero & Chon, 2020).

Artikel ini hanya akan fokus pada mode pengukuran yang paling banyak digunakan yaitu *eksosomatik* menggunakan *potensial listrik* (voltase) yang konstan dengan *arus searah* (Boucsein *et al.*, 2012). Sebagai contoh sensor, Shimmer3 GSR+ ([shimmersensing.com](http://shimmersensing.com)) dan Biopac EDA100C ([biopac.com](http://biopac.com)), keduanya menggunakan metode eksosomatik dengan arus searah (DC) dengan mode listrik potensial listrik (voltase) konstan sekitar 0.5mV pada satu elektroda yang tertempel di kulit, dan pada saat yang bersamaan elektroda lain ditempelkan di titik lain untuk mengukur resistansi listrik tersebut. Konduktans berbanding terbalik dengan resistensi, yang kemudian merefleksikan seberapa mudah arus listrik mengalir melalui permukaan kulit.

**Gambar 1**  
Ilustrasi Dasar Asumsi Pengukuran Sensor EDA



### *Dasar Asumsi Pengukuran Sensor EDA Eksosomatik*

Dasar asumsi teknis pengukuran sebagaimana diilustrasikan pada Gambar 1. sebagai berikut: 1) dua elektroda ditempelkan pada permukaan kulit di dua titik yang berbeda, misalnya A dan B; 2) satu elektroda di titik A digunakan untuk memberikan aliran listrik konstan ke permukaan kulit, sementara elektroda yang lain di titik B merekam aliran listrik di permukaan kulit tersebut; 3) ketika kulit mengeluarkan keringat, maka aliran listrik akan lebih mudah mengalir di permukaan kulit dari titik A ke titik B, karena keringat merupakan konduktor listrik yang baik; 4) aliran listrik yang terdeteksi di titik B akan lebih tinggi.

Elektroda di titik B mengukur resistensi, yaitu seberapa mudah atau sulit listrik mengalir. Ketika kulit kering atau tidak mengeluarkan keringat maka aliran listrik akan terhambat dan resistensi yang terdeteksi di titik B tinggi, dengan demikian konduktans kulit tersebut rendah. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, konduktans berbanding terbalik dengan resistensi. Satuan unit konduktans adalah *Siemens* (S), dalam konteks pengukuran EDA unit yang umumnya digunakan adalah *Microsiemens* ( $\mu$ S). Berdasarkan dasar asumsi ini maka lokasi titik pengukuran menjadi sangat krusial, karena berbeda bagian tubuh memiliki jumlah kelenjar keringat yang berbeda dan memberikan pola data yang berbeda pula (Sanchez-Comas *et al.*, 2021).

### *Letak Pengukuran dan Spesifikasi Sensor*

Titik pengukuran yang umumnya digunakan dalam pengukuran EDA dipilih berdasarkan distribusi banyaknya kelenjar ektrin (Boucsein *et al.*, 2012). Sehingga titik yang sering digunakan adalah pada telapak jari tangan, khususnya bagian *middle* atau *distal phalanx* (ruas jari bagian tengah atau ujung jari), ataupun bagian telapak tangan. Kedua elektroda ditempelkan pada dua jari yang berbeda tapi tetap pada satu tangan untuk menghindari *noise* dari elektrokardiogram (Boucsein *et al.*, 2012) yaitu aktivitas elektrik yang dihasilkan oleh jantung. Tangan yang digunakan biasanya dipilih berdasarkan tangan non-dominan, hal ini agar partisipan tetap dapat menggunakan tangan dominan misalnya untuk memberikan respons terhadap situasi eksperimen. Selain letak pengukuran, hal lain yang tentunya juga penting adalah spesifikasi dari sensor atau alat pengukur EDA tersebut.

Spesifikasi sensor EDA yang cukup penting diperhatikan dalam hal presisi dan akurasi terhadap pengukuran keringat adalah sensitivitas dan *sampling rate*. Sensitivitas merefleksikan resolusi data, atau dapat juga dilihat sebagai rentang pengukuran. Sementara *sampling rate* adalah jumlah data yang disampel dalam satu detik. *Sampling rate* diukur dalam satuan Hertz (Hz), pengukuran EDA dengan *sampling rate* 20 Hz artinya terdapat 20 poin data dalam satu detik atau 1 sampel setiap 50 mili detik. *Sampling rate* penting karena data EDA pada dasarnya adalah data analog, sementara sensor modern menyimpan data dalam bentuk digital. Semakin tinggi *sampling rate* sebuah sensor maka akan semakin akurat representasi data digital tersebut dengan data analog aslinya.

### *Komponen EDA: Tonic dan Phasic*

Data konduktans listrik di permukaan kulit, sebagaimana diukur menggunakan sensor EDA, merupakan akumulasi dari berbagai proses fisiologis. Proses tersebut tidak semuanya muncul dari

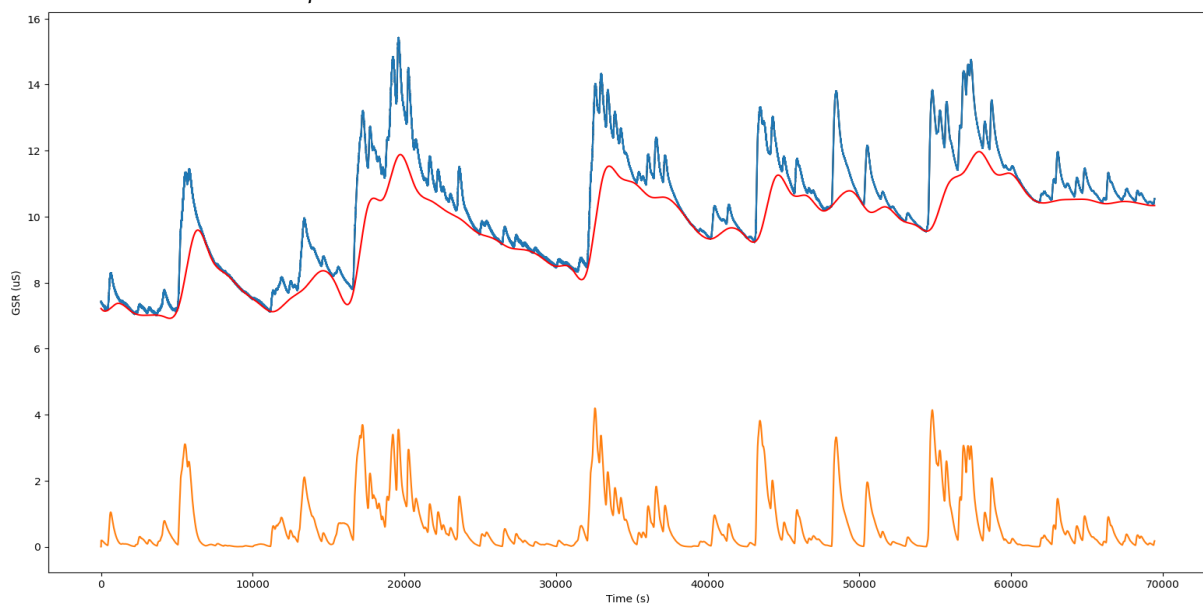
aktivitas psikologis seperti emosi atau stress, tapi juga merupakan respons dari proses metabolisme tubuh dan regulasi suhu tubuh (Kobas *et al.*, 2021). Berdasarkan hal tersebut, EDA dipisahkan menjadi dua komponen besar, yaitu: *tonic* dan *phasic*.

Komponen *tonic* dari EDA adalah komponen konduktans kulit yang bersifat lambat fluktuasinya, disebut pula *Skin Conductance Level* (SCL). Komponen ini merefleksikan aktivitas natural yang fluktuatif secara lambat dan dapat digunakan sebagai tingkat *baseline* dari aktivitas keringat secara umum. Selain itu, SCL juga dapat digunakan sebagai indeks dari gugahan (*arousal*) saraf simpatetik.

Komponen *phasic* dari EDA adalah komponen yang bersifat reaktif dan fluktuatif secara relatif lebih cepat, disebut pula *Skin Conductance Response* (SCR). Komponen SCR terbagi atas dua jenis dari sudut pandang teknis eksperimen, yaitu aktivitas yang merupakan respons terhadap stimulus spesifik yang disebut *Event-related SCR* dan aktivitas sebagai respons yang tidak spesifik (*Non-Specific SCR*). *Non-Specific SCR* merefleksikan aktivitas keringat yang muncul independen dari kondisi perlakuan eksperimen, hal ini bisa muncul misalnya dari proses psikologis internal partisipan. Dalam kaitannya dengan eksperimen, komponen yang menjadi fokus adalah *Event-related SCR* yang diasumsikan merupakan efek langsung dari perlakuan atau stimulus eksperimen.

## Gambar 2

Contoh Data EDA dan Komponen Tonic dan Phasic



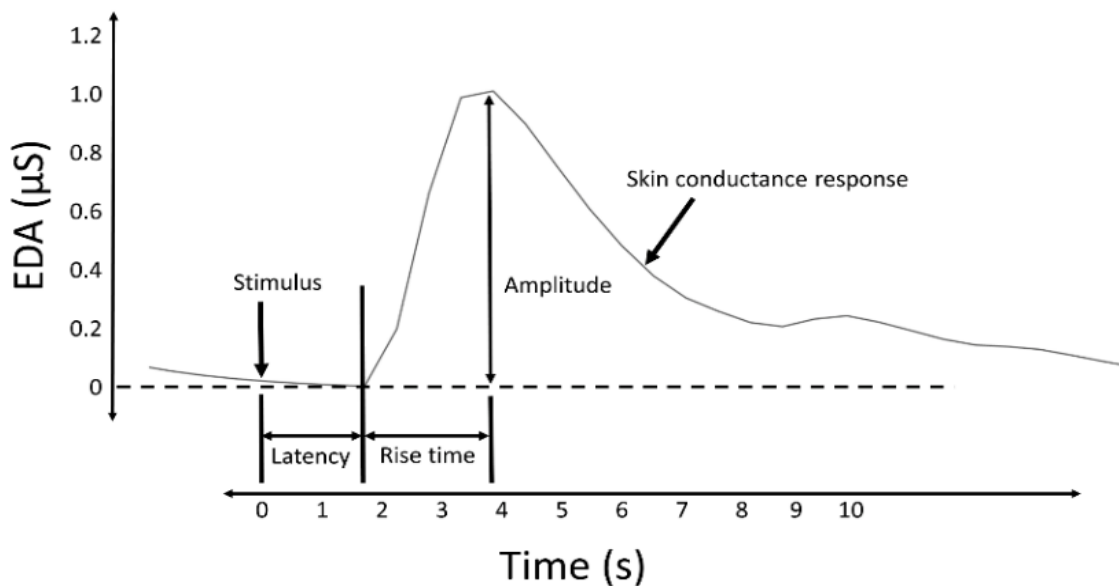
Catatan: Contoh data EDA dari sensor Shimmer3 GSR+ mentah (garis biru) dan hasil dekomposisi komponen *tonic* (garis merah) dan *phasic* (garis kuning). Dekomposisi data menggunakan cvxEDA (Greco, Valenza, Lanata, *et al.*, 2016), sumber data dari Khakim dan Kusrohmaniah (2022).



Eksperimen dengan menggunakan pengukuran EDA perlu memperhatikan bagaimana desain protokol akan berpengaruh terhadap pola data. Sebagai contoh, apabila ada perbedaan waktu pengambilan data misalnya di pagi hari dengan di siang hari maka secara natural tingkat EDA akan berbeda (Kobas *et al.*, 2021). Perbedaan tersebut bukan semata-mata karena efek dari perlakuan eksperimen, namun juga karena perbedaan tingkat komponen *SCL/Tonic*. Selain itu, terdapat beberapa keterbatasan lain yang muncul dari karakteristik aktivitas keringat maupun keterbatasan teknis dari dasar asumsi pengukuran tersebut.

*Onset* respons EDA cukup lambat relatif terhadap kemunculan stimulus. Beberapa penelitian mengindikasikan bahwa SCR mulai muncul pada sekitar 1-5 detik setelah kemunculan stimulus dan memuncak pada waktu sekitar 0.5-5 detik setelah *onset* SCR (Posada-Quintero & Chon, 2020). Sehingga desain eksperimen terutama dalam hal pemberian stimulus perlu diperhatikan agar menghindari risiko tumpang tindihnya respons partisipan antara satu stimulus dengan stimulus selanjutnya.

**Gambar 3**  
Ilustrasi Pola SCR



Sebagaimana dengan pengukuran berdasarkan sensor yang lain, beberapa keterbatasan teknis perlu diperhatikan (Brouwer *et al.*, 2015). Dasar asumsi pengukuran EDA eksosomatik adalah mengukur tingkat resistensi kulit terhadap aliran listrik menggunakan elektroda yang ditempelkan di kulit. Artinya kualitas kontak elektroda di kulit, posisi titik pengukuran, dan kualitas kulit partisipan sendiri turut menjadi faktor yang berpengaruh pada data. Apabila terdapat gangguan dalam pengukuran yang menyebabkan berubahnya kontak kulit dengan elektroda maka akan menyebabkan artefak pada data. Beberapa hal yang dapat menimbulkan artefak dan merusak kualitas data



EDA misalnya pergerakan tubuh, gangguan lingkungan misalnya interferensi listrik, dan pergeseran elektroda.

#### *Kuantifikasi dan Analisis Data*

Terdapat berbagai metode dalam melakukan kuantifikasi dan analisis data EDA. Kuantifikasi data merujuk pada proses menentukan fitur/angka apa yang akan digunakan dalam melakukan analisis. Istilah teknis yang kerap digunakan adalah ekstraksi fitur. Sementara itu analisis data merujuk pada proses secara umum dari pembersihan data hingga statistika inferensial, kuantifikasi data merupakan bagian dari tahapan analisis data EDA.

Pada umumnya, tahapan analisis dilakukan dengan terlebih dahulu melakukan preproses. Tahapan ini adalah untuk membersihkan data dari *noise*, artefak, atau *outliers* yang dapat disebabkan oleh berbagai hal misalnya interferensi dari lingkungan atau gangguan teknis yang merusak data. Inspeksi visual dapat dilakukan untuk menentukan kelaikan data dari kontaminasi *noise*. Pergerakan tangan partisipan misalnya, akan mengganggu kualitas kontak elektroda sensor dengan kulit sehingga akan merusak data. Selain itu penggunaan filter seperti *low-pass filter* juga banyak diterapkan untuk mengurangi gelombang frekuensi tinggi yang muncul baik dari interferensi listrik maupun pergerakan elektroda (Greco, Valenza, Lanata, *et al.*, 2016). Data yang telah dinilai bersih lalu dapat dilakukan tahapan analisis lanjutan dengan kuantifikasi data sesuai dengan tujuan eksperimen.

Metode kuantifikasi data yang paling sederhana adalah secara visual dengan melihat pola data yang terlihat (Boucsein *et al.*, 2012), misalnya menghitung jumlah puncak atau peningkatan yang cepat dalam SCR. Jenis kuantifikasi ini berfokus pada peristiwa spesifik dalam data EDA. Misalnya, peneliti mungkin tertarik pada respons konduktivitas kulit (SCR) yang terjadi dalam jangka waktu tertentu setelah peristiwa atau rangsangan. Proses ini melibatkan mengidentifikasi awal, puncak, dan fase pemulihan dari setiap SCR. Kriteria yang umum digunakan adalah SCR yang muncul dalam jendela 3-5 detik setelah kemunculan peristiwa seperti munculnya stimulus, dan dengan batas minimal 0.1  $\mu$ S (Boucsein *et al.*, 2012). Jumlah kemunculan puncak dapat menjadi indikator dari SCR yang dipicu oleh perlakuan eksperimen.

Metode yang lain adalah analisis secara *time-domain*. Jenis analisis ini fokus pada jendela waktu dilakukannya analisis dan perubahan sinyal yang terjadi dalam durasi tersebut, metode ini juga disebut *Event-related SCRs*. Kuantifikasi data dalam analisis ini dapat dilakukan dengan menghitung rerata amplitudo dari data EDA pada waktu tertentu atau varians sinyal, atau mengidentifikasi tren atau siklus dalam data. Metode ini dapat digunakan untuk menggambarkan tingkat keseluruhan gugahan, seperti yang digunakan dalam penelitian Stagg *et al.* (2013). Perlu diperhatikan bahwa dalam metode ini data EDA masih terdiri atas *tonic* dan *phasic* sehingga perbedaan data dapat pula disebabkan oleh faktor non-spesifik.

Metode selanjutnya adalah dengan melakukan dekomposisi data terlebih dahulu. Dekomposisi data merupakan proses memisahkan *tonic* dari *phasic* berdasarkan pola data mentah dari sinyal EDA. Terdapat beberapa algoritma yang telah diajukan misalnya Ledalab (Benedek & Kaernbach, 2010a, 2010b) atau Sparseda (Hernando-Gallego *et al.*, 2018) yang keduanya berjalan di atas MATLAB

(mathworks.com), atau *cvxeda* (Greco, Valenza, Lanata, *et al.*, 2016) dengan menggunakan Python (python.org). Dengan melakukan dekomposisi terlebih dahulu peneliti dapat melakukan kuantifikasi data lebih lanjut misalnya hanya pada *tonic* saja, atau pada *phasic* dengan menghitung jumlah puncak, *rise time*, *recovery time*, maupun amplitudo maksimal dari puncak tersebut (Greco, Valenza, & Scilingo, 2016). Contoh hasil dekomposisi data dengan *cvxeda* dapat dilihat kembali pada Gambar 1.

#### *Pengukuran dan Aplikasi EDA untuk Penelitian Psikologi*

Sebagaimana telah dijelaskan sebelumnya, keringat memiliki dua fungsi utama yaitu *termoregulasi* dan *non-termoregulasi*. Penelitian dalam bidang psikologi umumnya menggunakan pengukuran keringat sebagai indikator dari aktivitas sistem saraf simpatetik. Sementara itu, terdapat beragam faktor yang memengaruhi EDA selain proses psikologis, beberapa di antaranya adalah temperatur, kelembaban udara, kelembaban kulit, kualitas kontak elektroda dengan kulit, jenis alat, metode analisis, hingga desain eksperimen. Oleh sebab itu, peneliti perlu menyadari faktor-faktor ini dan mengontrolnya untuk mendapatkan hasil yang valid dan reliabel (Brouwer *et al.*, 2015).

Tidak semua aktivitas EDA bermakna dan dapat diinterpretasikan sebagai respons proses psikologis terhadap eksperimen. Sebagian aktivitas EDA dihasilkan dari faktor-faktor eksternal yang disebutkan sebelumnya, *noise*, maupun faktor yang tidak spesifik (Boucsein *et al.*, 2012). Sehingga peneliti perlu mempertimbangkan kriteria dan desain eksperimen dalam kaitannya terhadap komponen EDA yang relevan pula. Terdapat banyak karakteristik stimulus yang dapat memicu aktivitas EDA, sehingga pada dasarnya metode ini kurang spesifik (misalnya membedakan antara stres dengan kecemasan atau emosi marah) untuk digunakan dalam pengukuran tanpa konteks (Boucsein *et al.*, 2012). Hasil pengukuran sensor EDA, sebagaimana halnya dengan berbagai sensor yang lain, lebih baik diinterpretasi dalam konteks eksperimen yang dilakukan dan stimulus perlakuan terkait (Boucsein *et al.*, 2012), semakin terkontrolnya paradigma eksperimen maka akan semakin konklusif pula interpretasi atas data yang terobservasi.

Pengukuran aktivitas sistem saraf simpatetik kemudian digunakan sebagai indikator yang berkaitan dengan konstruk psikologis seperti respons stres (Ain *et al.*, 2022; Bakker *et al.*, 2011; Gogate & Bakal, 2019; Indrayanti *et al.*, 2022; Pop-Jordanova & Pop-Jordanov, 2020; Strinar *et al.*, 2023), beban kognitif (Nourbakhsh *et al.*, 2012; Setz *et al.*, 2010) gugahan emosi (Christopoulos *et al.*, 2016; Khakim & Kusrohmaniah, 2022; Setyohadi *et al.*, 2018), hingga konstruk kesehatan mental seperti depresi maupun kecenderungan bunuh diri (Greco, Valenza, & Scilingo, 2016; Sarchiapone *et al.*, 2018; Wincewicz & Nasierowski, 2020). Salah satu contoh penelitian dalam ranah sosial perkembangan dan konteks klinis oleh Stagg *et al.* (2013) yang melakukan pengukuran pada anak dengan *High Functioning Autism* (HFA) dengan perkembangan bahasa normal maupun defisit dan dibandingkan dengan anak neurotipikal. Stimulus yang digunakan adalah gambar wajah dengan variasi perlakuan pandangan mata. EDA dianalisis dengan perubahan amplitudo maksimum selama interval lima detik relatif terhadap satu detik setelah stimulus dimulai. Pengukuran EDA dalam penelitian tersebut mendemonstrasikan asosiasi dari tingkat gugahan emosi pada anak dengan ASD terhadap wajah dengan perkembangan bahasa dan perhatian terhadap situasi sosial.

Salah satu kelebihan dari sensor EDA adalah karena portabilitasnya sehingga dapat dipakai secara non-invasif dalam konteks natural. EDA dapat digunakan di berbagai konteks, misalnya pendidikan. Dalam konteks ini pengukuran EDA dapat dilakukan untuk melakukan pengukuran di dalam kelas, baik untuk mengukur tingkat gugahan emosi, hingga *engagement* siswa (Reid *et al.*, 2020; Terriault *et al.*, 2021; Thammasan *et al.*, 2020).

Dalam bidang perilaku konsumen dan pemasaran, EDA telah digunakan sejak 1920-an untuk mempelajari proses mental dan emosi konsumen (Shaw & Bagozzi, 2017). Hal ini juga terefleksikan dari semakin meningkatnya investasi dari perusahaan *market research* untuk mengembangkan divisi pengukuran berbasis neurosains (Shaw & Bagozzi, 2017). Penelitian dalam bidang ini kerap dikaitkan dengan proses kognitif emosional konsumen terhadap stimulus (Kuoppa *et al.*, 2016; Ohira & Hirao, 2015) maupun proses *decision making* (Cantarella *et al.*, 2018; Dawson *et al.*, 2011; Mueller *et al.*, 2022; Persson *et al.*, 2018; Ramsøy *et al.*, 2017).

Romine *et al.* (2022) dalam studinya melakukan pengukuran EDA dalam waktu yang lama, yaitu 92 jam pada satu partisipan dengan menggunakan sensor Empatica E4 ([empatica.com](http://empatica.com)). Kelebihan dari sensor tersebut adalah karena bentuknya yang menyerupai *smartwatch*. Selama pengukuran tersebut partisipan juga mencatat beragam aktivitas yang dilaluinya. Peneliti menginvestigasi efektivitas menggunakan fitur EDA yaitu intensitas sinyal, dispersi sinyal, dan intensitas puncak untuk memprediksi *mental effort* partisipan yang dilaporkan secara *self-report*. Romine *et al.* (2022) menemukan bahwa peningkatan intensitas signal dan puncak merupakan indikator yang efektif dalam mengukur stres mental tinggi. EDA dapat menjadi indikator fisiologis yang menjanjikan untuk pengukuran secara *mobile* dan dalam waktu yang lama untuk mengukur stres mental.

Penelitian oleh Romine *et al.* (2022) tersebut juga menjadi salah satu contoh ranah penelitian yang bertujuan untuk mengembangkan model adaptif mendeteksi kondisi psikologis individu seperti stres maupun emosi melalui sinyal fisiologis. Pengembangan *biofeedback* ini menjadi salah satu topik yang banyak dikaji saat ini (Bakker *et al.*, 2011; Setyohadi *et al.*, 2018; Setz *et al.*, 2010; Strinar *et al.*, 2023; Stuldreher *et al.*, 2020; Thammasan *et al.*, 2020). Dalam konteks ini, pengukuran multimodal juga dikembangkan, misalnya dengan kombinasinya dengan sensor lain seperti elektroensefalografi (EEG), atau pengukuran *Heart Rate Variability* (HRV) menggunakan elektrokardiogram (Hogervorst *et al.*, 2014; Stuldreher *et al.*, 2020; Thammasan *et al.*, 2020). *Biofeedback* harapannya dapat digunakan sebagai monitoring kondisi psikologis individu dalam berbagai konteks lingkungan seperti kantor, kelas, hingga fasilitas kesehatan.

## Penutup

Metode pengukuran EDA memberikan potensi penelitian dan aplikasi yang cukup luas dalam bidang psikologi. EDA mengukur keringat pada kulit yang menjadi indikator dari aktivitas sistem saraf simpatetik yang muncul dalam berbagai kondisi seperti stres, emosi, hingga beban kognitif. EDA mampu memberikan data secara kontinu dan objektif, selama teknis pengukuran dilakukan dengan tepat sesuai keterbatasan dari dasar asumsinya. Pengukuran EDA dapat diimplementasikan di

berbagai konteks dan situasi karena alatnya yang cukup portabel memungkinkan pengukuran secara noninvasif dalam konteks laboratorium maupun natural. Karena kelebihan tersebut, EDA juga menjadi salah satu sensor yang banyak digunakan dalam konteks *biofeedback* dan *real-time monitoring*. Penggunaan EDA dalam penelitian psikologi atau ilmu sosial, terutama di Indonesia, masih cukup terbatas. EDA memiliki potensi untuk memberikan penjelasan objektif terkait mekanisme dan fenomena fisiologis dari perilaku psikologis terkait. Dengan demikian tulisan ini diharapkan dapat memberikan gambaran umum dan menjadi pengantar bagi peneliti dalam merancang penelitian berbasis pengukuran fisiologis.

#### *Saran*

EDA menjadi salah satu metode pengukuran yang berpotensi dan semakin relevan dengan perkembangan *real-time biofeedback*. Hal tersebut karena relatif mudah dan murah nya teknis pengukuran serta portabilitasnya yang menjadikannya dapat diaplikasikan ke berbagai konteks. Potensi penelitian dengan menggunakan metode ini cukup luas, baik dalam pengembangan teoretis maupun konteks aplikatif. Tentunya penelitian lanjutan masih sangat dibutuhkan hingga metode ini akan dapat diintegrasikan dengan berbagai alat ukur seperti asesmen kesehatan mental, beban kognitif, maupun pengukuran psikologis lainnya.

### **Pernyataan**

#### *Ucapan Terima Kasih*

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Sri Kusrohmaniah, M.Si., Ph.D., Psikolog yang telah bersedia meminjamkan sensor EDA kepada penulis.

#### *Pendanaan*

Penulis tidak menerima bantuan pendanaan dalam penulisan artikel ini.

#### *Kontribusi Penulis*

ZK adalah penulis tunggal dalam artikel ini.

#### *Pernyataan Konflik Kepentingan*

Penulis menyatakan tidak ada konflik kepentingan dalam penulisan artikel ini.

#### *Orcid ID*

Zulfikri Khakim  <https://orcid.org/0000-0003-0676-7993>

### Daftar Pustaka

- Ain, K., Rahma, O. N., Putra, A. P., Rahmatillah, A., Putri, Y. S. K. A., Fajriaty, N. D., & Chai, R. (2022). Electrodermal activity for measuring cognitive and emotional stress level. *Journal of Medical Signals Sensors*, 12(2), 155. [https://doi.org/10.4103/jmss.jmss\\_78\\_20](https://doi.org/10.4103/jmss.jmss_78_20)
- Baker, L. B. (2019). Physiology of sweat gland function: The roles of sweating and sweat composition in human health. *Temperature*, 6(3), 211–259. <https://doi.org/10.1080/23328940.2019.1632145>
- Bakker, J., Pechenizkiy, M., & Sidorova, N. (2011). What's your current stress level? Detection of stress patterns from GSR sensor data. *Proceedings - IEEE International Conference on Data Mining, ICDM*, (1), 573–580. <https://doi.org/10.1109/ICDMW.2011.178>
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010a). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of Neuroscience Methods*, 190(1), 80–91. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028>
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010b). Decomposition of skin conductance data by means of nonnegative deconvolution. *Psychophysiology*. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2009.00972.x>
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal activity*. Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1126-0>
- Boucsein, W., Fowles, D. C., Grimnes, S., Ben-Shakhar, G., Roth, W. T., Dawson, M. E., & Filion, D. L. (2012). Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, 49(8), 1017–1034. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2012.01384.x>
- Brouwer, A.-M., Zander, T. O., van Erp, J. B. F., Korteling, J. E., & Bronkhorst, A. W. (2015). Using neurophysiological signals that reflect cognitive or affective state: Six recommendations to avoid common pitfalls. *Frontiers in Neuroscience*, 9. <https://doi.org/10.3389/fnins.2015.00136>
- Cantarella, S., Hillenbrand, C., Aldridge-Waddon, L., & Puzzo, I. (2018). Preliminary evidence on the somatic marker hypothesis applied to investment choices. *Journal of Neuroscience, Psychology, and Economics*, 11(4), 228–238. <https://doi.org/10.1037/npe0000097>
- Christopoulos, G. I., Uy, M. A., & Yap, W. J. (2016). The body and the brain: Measuring skin conductance responses to understand the emotional experience. *Organizational Research Methods*, 22(1), 394–420. <https://doi.org/10.1177/1094428116681073>
- Crandall, C. G. (2010). Mechanisms and controllers of eccrine sweating in humans. *Frontiers in Bioscience*, S2(2), 685–696. <https://doi.org/10.2741/s94>
- Dawson, M. E., Schell, A. M., & Courtney, C. G. (2011). The skin conductance response, anticipation, and decision-making. *Journal of Neuroscience, Psychology, and Economics*, 4(2), 111–116. <https://doi.org/10.1037/a0022619>
- Gogate, U. D., & Bakal, D. J. W. (2019). Hunger and stress monitoring system using galvanic skin response. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, 13(3), 861–865. <https://doi.org/10.11591/ijeecs.v13.i3.pp861-865>
- Greco, A., Valenza, G., Lanata, A., Scilingo, E., & Citi, L. (2016). cvxEDA: A convex optimization approach to electrodermal activity processing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1–1. <https://doi.org/10.1109/tbme.2015.2474131>

- Greco, A., Valenza, G., & Scilingo, E. P. (2016). *Advances in electrodermal activity processing with applications for mental health*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-46705-4>
- Hernando-Gallego, F., Luengo, D., & Artes-Rodriguez, A. (2018). Feature extraction of galvanic skin responses by nonnegative sparse deconvolution. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 22(5), 1385–1394. <https://doi.org/10.1109/jbhi.2017.2780252>
- Hogervorst, M. A., Brouwer, A.-M., & van Erp, J. B. F. (2014). Combining and comparing eeg, peripheral physiology and eye-related measures for the assessment of mental workload. *Frontiers in Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00322>
- Horvers, A., Tombeng, N., Bosse, T., Lazonder, A. W., & Molenaar, I. (2021). Detecting emotions through electrodermal activity in learning contexts: A systematic review. *Sensors*, 21(23), 7869. <https://doi.org/10.3390/s21237869>
- Indrayanti, I., Claudia, A. V., Adi, S. P., & Lufityanto, G. (2022). Science majoring background modulates the psychological responses to stress on numerical task. *Gadjah Mada Journal of Psychology (GamaJoP)*, 8(2), 150. <https://doi.org/10.22146/gamajop.72911>
- Khakim, Z., & Kusrohmaniah, S. (2022). Emotional distraction in e-learning environment: Effect on declarative memory and exploration of physiological marker. *Jurnal Psikologi*, 49(3), 255–274. <https://doi.org/10.22146/jpsi.74145>
- Kobas, B., Koth, S. C., Nkurikiyeyezu, K., Giannakakis, G., & Auer, T. (2021). Effect of exposure time on thermal behaviour: A psychophysiological approach. *Signals*, 2(4), 863–885. <https://doi.org/10.3390/signals2040050>
- Kuoppa, P., Pulkkinen, K., Tarvainen, M. P., Lankinen, M., Lapvetelainen, A., Sinikallio, S., Karhunen, L., Karjalainen, P. A., Kolehmainen, M., Sallinen, J., & Naainen, J. (2016). Psychophysiological responses to positive and negative food and nonfood visual stimuli. *Journal of Neuroscience, Psychology, and Economics*, 9(2), 78–88. <https://doi.org/10.1037/npe0000053>
- Mueller, S. Q., Ring, P., & Fischer, M. (2022). Excited and aroused: The predictive importance of simple choice process metrics. *Journal of Neuroscience, Psychology, and Economics*, 15(1), 31–53. <https://doi.org/10.1037/npe0000151>
- National Research Council. (2003). *The polygraph and lie detection*. The National Academies Press. <https://doi.org/10.17226/10420>
- Nourbakhsh, N., Wang, Y., Chen, F., & Calvo, R. A. (2012). Using galvanic skin response for cognitive load measurement in arithmetic and reading tasks, In *Proceedings of the 24th Australian computer-human interaction conference*, ACM. <https://doi.org/10.1145/2414536.2414602>
- Ohira, H., & Hirao, N. (2015). Analysis of skin conductance response during evaluation of preferences for cosmetic products. *Frontiers in Psychology*, 6. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00103>
- Persson, E., Asutay, E., Hagman, W., Västfjäll, D., & Tinghög, G. (2018). Affective response predicts risky choice for fast, but not slow, decisions. *Journal of Neuroscience, Psychology, and Economics*, 11(4), 213–227. <https://doi.org/10.1037/npe0000096>



- Pop-Jordanova, N., & Pop-Jordanov, J. (2020). Electrodermal activity and stress assessment. *PRILOZI*, 41(2), 5–15. <https://doi.org/10.2478/prilozi-2020-0028>
- Posada-Quintero, H. F., & Chon, K. H. (2020). Innovations in electrodermal activity data collection and signal processing: A systematic review. *Sensors*, 20(2), 479. <https://doi.org/10.3390/s20020479>
- Ramsøy, T. Z., Jacobsen, C., Friis-Olivarius, M., Bagdziunaite, D., & Skov, M. (2017). Predictive value of body posture and pupil dilation in assessing consumer preference and choice. *Journal of Neuroscience, Psychology, and Economics*, 10(23), 95–110. <https://doi.org/10.1037/npe0000073>
- Reid, C., Keighrey, C., Murray, N., Dunbar, R., & Buckley, J. (2020). A novel mixed methods approach to synthesize eda data with behavioral data to gain educational insight. *Sensors*, 20(23), 6857. <https://doi.org/10.3390/s20236857>
- Romine, W., Schroeder, N., Banerjee, T., & Graft, J. (2022). Toward mental effort measurement using electrodermal activity features. *Sensors*, 22(19), 7363. <https://doi.org/10.3390/s22197363>
- Sanchez-Comas, A., Synnes, K., Molina-Estren, D., Troncoso-Palacio, A., & Comas-González, Z. (2021). Correlation analysis of different measurement places of galvanic skin response in test groups facing pleasant and unpleasant stimuli. *Sensors*, 21(12), 4210. <https://doi.org/10.3390/s21124210>
- Sapolsky, R. M. (2015). Stress and the brain: Individual variability and the inverted-U. *Nature Neuroscience*, 18(10), 1344–1346. <https://doi.org/10.1038/nn.4109>
- Sapolsky, R. M. (2021). Glucocorticoids, the evolution of the stress-response, and the primate predicament. *Neurobiology of Stress*, 14, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.ynstr.2021.100320>
- Sarchiapone, M., Gramaglia, C., Iosue, M., Carli, V., Mandelli, L., Serretti, A., Marangon, D., & Zeppegno, P. (2018). The association between electrodermal activity (EDA), depression and suicidal behaviour: A systematic review and narrative synthesis. *BMC Psychiatry*, 18(1), 1–27. <https://doi.org/10.1186/s12888-017-1551-4>
- Setyohadi, D. B., Kusrohmaniah, S., Gunawan, S. B., Pranowo, P., & Prabuwo, A. S. (2018). Galvanic skin response data classification for emotion detection. *International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE)*, 8(5), 4004–4014. <https://doi.org/10.11591/ijece.v8i5.pp4004-4014>
- Setz, C., Arnrich, B., Schumm, J., La Marca, R., Troster, G., & Ehlert, U. (2010). Discriminating stress from cognitive load using a wearable eda device. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(2), 410–417. <https://doi.org/10.1109/titb.2009.2036164>
- Shaw, S. D., & Bagozzi, R. P. (2017). The neuropsychology of consumer behavior and marketing. *Consumer Psychology Review*, 1(1), 22–40. <https://doi.org/10.1002/arcp.1006>
- Stagg, S. D., Davis, R., & Heaton, P. (2013). Associations between language development and skin conductance responses to faces and eye gaze in children with autism spectrum disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 43(10), 2303–2311. <https://doi.org/10.1007/s10803-013-1780-4>



- Strinar., Sanchis, A., Ledezma, A., Sipele, O., Pregelj, B., & Krjanc, I. (2023). Stress detection using frequency spectrum analysis of wrist-measured electrodermal activity. *Sensors*, 23(2), 963. <https://doi.org/10.3390/s23020963>
- Stuldreher, I. V., Thammasan, N., van Erp, J. B. F., & Brouwer, A.-M. (2020). Physiological synchrony in eeg, electrodermal activity and heart rate reflects shared selective auditory attention. *Journal of Neural Engineering*, 17(4), 046028. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aba87d>
- Terriault, P., Kozanitis, A., & Farand, P. (2021). Use of electrodermal wristbands to measure students cognitive engagement in the classroom. *Proceedings of the Canadian Engineering Education Association (CEEA)*, 1–8. <https://doi.org/10.24908/pceea.vi0.14827>
- Thammasan, N., Stuldreher, I. V., Schreuders, E., Giletta, M., & Brouwer, A.-M. (2020). A usability study of physiological measurement in school using wearable sensors. *Sensors*, 20(18), 5380. <https://doi.org/10.3390/s20185380>
- Wincewicz, K., & Nasierowski, T. (2020). Electrodermal activity and suicide risk assessment in patients with affective disorders. *Psychiatria Polska*, 54(6), 1137–1147. <https://doi.org/10.12740/pp/110144>