

Ryszard JAGIELNICKI

KATEDRA METROLOGII ELEKTRONICZNEJ I FOTONICZNEJ POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ
ul. B. Prusa 53/55, 56-317 Wrocław

Biomedyczne urządzenie do monitorowania zmian rezystancji skóry

Dr inż. Ryszard JAGIELNICKI

Ukończył studia na Wydziale Elektrycznym Politechniki Wrocławskiej, obronił pracę doktorską w 1982 r. Jest docentem w Katedrze Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej Politechniki Wrocławskiej. Jego zainteresowania naukowe to: zastosowanie zaawansowanych technologii w procesie kształcenia oraz konstrukcja elektronicznej aparatury biomedycznej.



e-mail: ryszard.jagielnicki@pwr.wroc.pl

Streszczenie

W referacie przedstawiono, współpracujące z komputerem personalnym, urządzenie elektroniczne do pomiaru, rejestracji i wizualizacji aktywności elektrodermalnej. Zaprezentowano część sprzętową urządzenia – tor przetwarzania i wstępnej obróbki sygnału pomiarowego. Interfejs użytkownika to profesjonalna aplikacja wykonana w środowisku LabView umożliwiająca prowadzenie eksperymentu z poziomu konsoli komputera personalnego. Szczegółowo omówiono wpływ czynników zakłócających w egzosomatycznej metodzie pomiaru aktywności elektrycznej skóry.

Słowa kluczowe: aktywność elektrodermalna - EDA, metoda egzosomatyczna, rezystancja elektryczna.

Biomedical device for monitoring the skin resistance changes**Abstract**

A device used for electronic measurements, registration and visualization of electrodermal activity of the skin is described in the paper [1, 2, 4]. This biomedical electronic device is a modern recorder of some exosomatic changes (Section 1) of the skin parameters with possibility of choice of the measured value - electric resistance or conductance (Fig. 5). The equipment part of the device is presented - the channel of processing and preprocessing of a measuring signal (Section 3, Figs. 3, 4). The user interface is the professional application executed in the LabView environment enabling carrying out the experiment on a personal computer console (Fig. 5). The process of measurement includes both evaluation of a selected physical quantity as well as visualization of changes of the measured time-variable quantity magnitude, that is illustration of phase and tonic activity [1, 3]. For the phase activity there can be determined: the reaction amplitude, latency, the rise and recovery time of the response curve. For the tonic activity the device enables recording unspecific fluctuations that is changes without presence of a clear external stimulus (Fig. 5). The influence of the interfering factors in measurements of skin electric activity by the exosomatic method is discussed in detail (Section 3).

Keywords: electrodermal activity - EDA, exosomatic method, electric resistance.

1. Wstęp

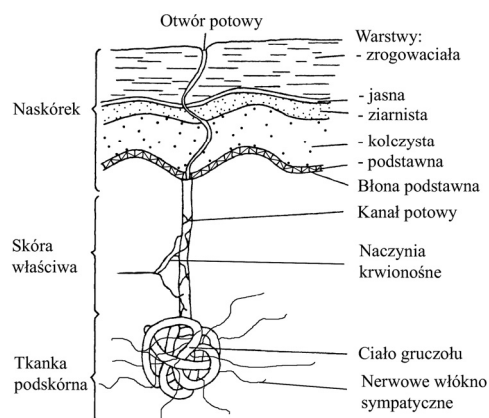
Pomiary elektrycznej aktywności skóry człowieka wykonywane były już w XIX przez eksperymentujących lekarzy i badaczy (Fere, Tarchanoff) [1, 2, 4]. Obserwowali oni, że u badanych pacjentów parametry elektryczne skóry korelują ze stymulacją zmysłową (bodźce zapachowe, wzrokowe), a także aktywnością umysłową (wyobrażenia, pamięć). Późniejsze badania wykazały ścisły związek pomiędzy aktywnością elektrodermalną (EDA) a reakcją neurofizjologiczną człowieka [1-7].

W psychofizjologii poprzez aktywność elektryczną skóry rozumie się zjawiska elektryczne generowane przez skórę a mierzone na jej powierzchni w ściśle określonych i zdefiniowanych warunkach. Wyróżnia się tutaj dwie główne metody pomiarowe: endosomatyczną i egzosomatyczną. Metoda endosomatyczna bazuje

na różnicy potencjałów dwóch różnych punktów skóry. Jest to pomiar napięcia wybranego punktu skóry w stosunku do punktu odniesienia. W metodzie egzosomatycznej mierzona jest rezystancja bądź konduktancja elektryczna, w wyniku przepływu, przez skórę, prądu elektrycznego ze źródła pomiarowego. Ponadto, rozróżnia się dwa rodzaje aktywności elektrodermalnej – aktywność fazową i toniczną. Poprzez aktywność fazową rozumie się krótkotrwałe zmiany EDA czyli specyficzne reakcje elektrodermalne wywołane przez bodźce świadomie generowane i kontrolowane laboratoryjnie [1-4]. Mierzone są tutaj podstawowe parametry chwilowych zmian odpowiedzi elektrodermalnej: amplituda reakcji, czas latencji, czas narastania i spadku krzywej reakcji. Aktywność toniczna to ustabilizowany bądź wolnozmienny poziom EDA wykorzystywany często do wykrywania wewnętrznego stanu relaksu tak w technikach typu biofeedback jak i w innych sytuacjach [4-6].

2. Model zjawiska

Obiekt pomiaru jest strukturą biologiczną w której główną rolę odgrywa naskórek, gruczoły potowe i włókna nerwowe. Naskórek jest wielowarstwową strukturą komórek. Przedstawiono to na rysunku 1. Wyróżnia się tutaj warstwy: podstawną, kolczystą, ziarnistą, jasną i zrogowaciałą. Model biologiczny zjawiska zmian przewodności elektrycznej skóry to, według najnowszych badań, połączenie aktywności gruczołów potowych, ekrynowych, ze zmianami pochodnymi zachodzącymi w zewnętrznej warstwie skóry – naskórku [1, 2]. Głębsze warstwy skóry, skóra właściwa i tkanka podskórna, nie odgrywają tutaj istotnej roli.

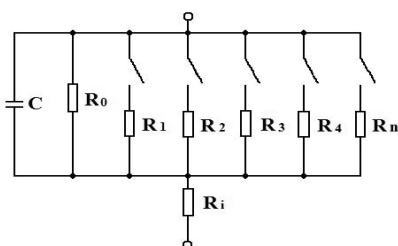


Rys. 1. Anatomiczna budowa skóry i gruczołu potowego [1]
Fig. 1. Anatomic structure of the skin and a sweat gland [1]

Przeciętnie człowiek posiada około 2 milionów gruczołów ekrynowych bardzo nierównomiernie rozmieszczonych. Na powierzchniach dłoni i stóp jest ich kilkakrotnie więcej niż na pozostałej powierzchni ciała, stąd elektrody pomiarowe montowane są głównie, ze względów praktycznych, na palcach rąk.

Najprostszy i intuicyjnie zrozumiały elektryczny model zjawiska zmian rezystancji skóry pokazano na rysunku 2. W modelu tym naskórek traktuje się jak izolator rozciągnięty na powierzchni ciała z wmontowanymi elementami przewodzącymi – gruczołami potowymi. Równolegle połączone rezystory od R_1 do R_n modelują aktywność sekrecyjną gruczołów potowych: gdy gruczoły są aktywne - przewodzą prąd, gdy są nieaktywne – nie przewodzą. Rezystancja R_0 odpowiada za przewodnictwo niegruczołowe naskórka, a R_i modeluje rezystancję tkanek położonych poniżej

naskórka – rysunek 1. Pojemność C nie odgrywa roli przy stałoprądowym pomiarze rezystancji skóry.



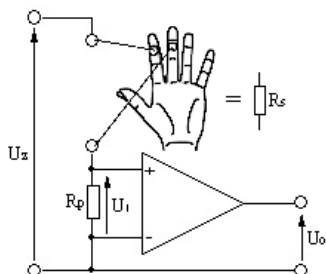
Rys. 2. Model elektryczny skóry według Montagu i Colesa[1]

Fig. 2. The electric skin model by Montagu and Coles[1]

3. Budowa urządzenia

W rozdziale zaprezentowano elektroniczne urządzenie do pomiaru aktywności elektrodermalnej metodą egzosomalną.

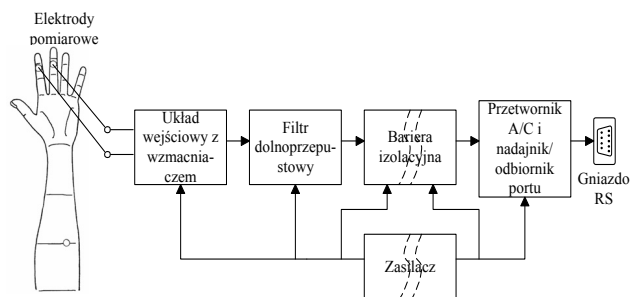
W pomiarach właściwości rezystancyjnych skóry niezbędne jest spełnienie kilku kryteriów wynikających z charakteru modelu biologicznego. Generalnie, obiekt pomiaru - skóra nie jest obiektem liniowym i nie spełnia prawa Ohma w szerokim zakresie zmienności prądów i napięć [3, 4]. Stwierdzono doświadczalnie [3] że, w przypadku systemów pomiarowych stałoprądowych, napięcie dotyczące pojedynczego gruczołu potowego jest niezależne od liczby aktywnych jednostek (gruczołów), w mierzonym obwodzie, i prąd płynący przez pojedynczy gruczoł jest zawsze taki sam.



Rys. 3. Zasada pomiaru rezystancji skóry zastosowana w urządzeniu

Fig. 3. The principle of measuring the skin resistance used in the device

Ma to miejsce tylko wtedy, gdy napięcie pomiarowe, oznaczone na rysunku 3 jako U_z , nie przekracza 0,5V na jednostkę powierzchni miejsca pomiarowego niezależnie od czasu przepływu prądu. Zgodnie z zasadą przetwarzania, rysunek 3, napięcie U_1 na wejściu wzmacniacza pomiarowego, jest wprost proporcjonalne do przepływającego prądu – zależy więc od przewodności elektrycznej skóry ($R_s \gg R_p$). Niekorzystne zjawiska powstawania potencjału elektrycznego na styku elektroda – elektrolit są w tym układzie, pomiar prądu, minimalizowane przy założeniu równych wartości sił elektromotorycznych w miejscu styku elektrod. W praktyce zastosowanie elektrod o jak najmniejszym potencjale własnym czyli na przykład srebrnych pokrytych chlorkiem srebra (Ag AgCl) korzystnie minimalizuje napięcie wstępne. Elektrody pomiarowe dla układu dwubiegunowego standardowo mocuje się na środkowych palczkach palców II i III, po wewnętrznej stronie dłoni. Zastosowano elektrody o powierzchni 1 cm² co w połączeniu z niskim napięciem pomiarowym zapewnia małą gęstość prądu pomiarowego i w efekcie minimalizuje wpływ wstecznej siły elektromotorycznej. Wyeliminowano również artefakty wynikające z niestabilności umocowania elektrod pomiarowych, w stosunku do powierzchni ciała, przez zastosowanie elektrolitów (past przewodzących) o stężeniach roztworu 0,050 – 0,075 mol NaCl [9] co w przybliżeniu odpowiada stężeniu potu.

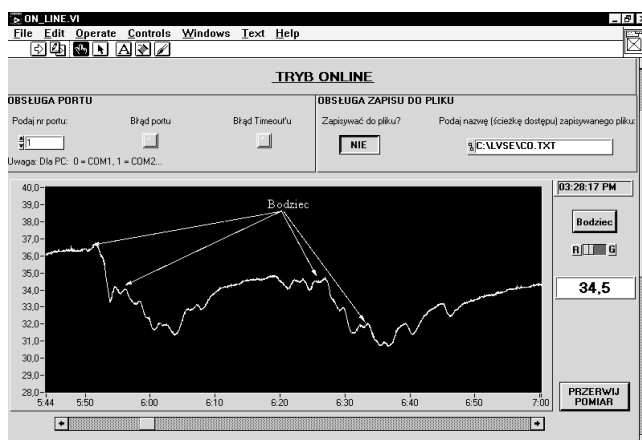


Rys. 4. Schemat blokowy urządzenia do pomiaru zmian rezystancji skóry

Fig. 4. Block diagram of the device for measurements of skin resistance changes

Rysunek 4 przedstawia tor przetwarzania analogowego sygnału napięciowego proporcjonalnego do mierzonej wartości konduktancji skóry. Blok wejściowy ze wzmacniaczem, zasada przetwarzania pokazana jest na rysunku 3, składa się z układu napięcia wzorcowego, zbudowanego z wykorzystaniem monolitycznego precyzyjnego stabilizatora napięcia. Prąd przepływający przez skórę zamieniany jest na napięcie na rezystorze pomiarowym R_p . Napięcie z tego rezystora przetwarzane jest przez wzmacniacz pomiarowy. W bloku ograniczającym częstotliwość, zastosowano dwubiegunowy filtr dolnoprzepustowy Butterworta, z 3dB spadkiem wzmocnienia dla częstotliwości 1Hz [4]. Blok bariery izolacyjnej, którego głównym elementem jest wzmacniacz izolacyjny ISO 122, zabezpiecza badanego przed wysokim napięciem, które może się pojawić w stanach awarii (sprzętu komputerowego). Również w bloku zasilacza zastosowano izolację galwaniczną dzięki przetwornicy DC/DC typu NMA 1212S. Uzyskuje się przez to jeszcze lepszą separację od niekontrolowanych zmian napięcia sieci energetycznej.

Blok cyfrowy tworzą: przetwornik A/C, procesor sterujący przetwornikiem i konwersją kodu oraz nadajnik/odbiornik portu szeregowego. W bloku tym zastosowano układ MAX196, który jest dwunastobitowym przetwornikiem A/C z interfejsem równoległym. Sterowanie pracą przetwornika, inicjalizacja portu szeregowego, konwersja wyniku do postaci kodu ASCII to zadania mikrokontrolera AT89C51 użytego w tym urządzeniu. Po przesłaniu wartości pomiaru rezystancji do komputera personalnego, wynik jest rejestrowany i wizualizowany „on line” w funkcji czasu, jak to pokazano na rysunku 5.



Rys. 5. Interfejs użytkownika biomedycznego rejestratora rezystancji

Fig. 5. The user interface of a biomedical resistance recorder

Interfejs użytkownika wykonano w środowisku LabVIEW Student Edition firmy National Instruments. Okno programu dzieli się na trzy sekcje: obsługi portu, obsługi zapisu do pliku i sekcję prezentacji wyników. Obsługa portu polega wyłącznie na wybraniu numeru portu do którego podłączono część sprzętową rejestratora. W polu obsługi zapisu użytkownik wybiera czy pomiar ma się odbywać z zapisem do pliku i określa jego nazwę. W sekcji

prezentacji wyników dostępne są opcje wyboru wielkości mierzonej, wprowadzania znacznika bodźca, przycisk końca pomiaru i pole odczytu chwilowej wartości wielkości mierzonej.

W oknie wykresu (rysunek 5) prezentowany jest przebieg czasowy aktywności elektrodermalnej w postaci zmian rezystancji skóry badanej osoby. Jako bodźca użyto pogłębionego oddechu. Uzyskane wyniki pokazują aktywność fazową, czyli bezpośrednią, szybką reakcję badanej osoby na bodziec. Na wykresie, rysunek 5, charakterystyczne minimum lokalne, a następnie względnie wolny wzrost rezystancji specyficzny dla odpowiedzi tonicznej.

4. Podsumowanie

Przedstawione w pracy biomedyczne urządzenie elektroniczne jest nowoczesnym rejestratorem egzosomatycznych zmian parametrów skóry z możliwością wyboru wielkości mierzonej – rezystancji bądź konduktancji elektrycznej. Do jego zalet należy zaliczyć: łatwość obsługi – z poziomu interfejsu profesjonalnej aplikacji komputerowej, zapewnienie bezpieczeństwa badanej osoby (wzmacniacz izolacyjny, przetwornica DC/DC), możliwość podłączenia dowolnego zestawu elektrod w dwubiegowym układzie połączeń.

Proces pomiaru obejmuje zarówno wyznaczenie wybranej wielkości fizycznej jak również wizualizację zmian wielkości mierzonej w funkcji czasu, czyli zobrazowanie aktywności fazowej i tonicznej [1, 3].

Uzyskane przez autora wyniki badań, przeprowadzone na obiektach rzeczywistych, pozwalają wyznaczyć dwa rodzaje stymulacji elektrodermalnej. Dla aktywności fazowej można wyznaczyć: amplitudę reakcji, czas latencji, czas narastania i spadku krzywej reakcji. Dla aktywności tonicznej, urządzenie pozwala rejestrować niespecyficzne fluktuacje czyli zmiany bez obecności wyraźnego bodźca zewnętrznego.

Wszystkie zebrane dane pomiarowe zapisywane są w postaci pliku *.txt w wybranym przez prowadzącego eksperyment katalogu w pamięci nieulotnej komputera. Dane te, w formie przebiegu czasowego, można również przeglądać po zakończeniu eksperymentu korzystając z interfejsu użytkownika biomedycznego reje-

stratora rezystancji. Najczęściej [5-9], parametry przebiegu czasowego takie jak amplituda zmian konduktancji, czas reakcji normalizuje się i poddaje dalszej obróbce statystycznej. W trakcie normalizacji wyników surowych wylicza się względne zmiany przyrostu konduktancji co powoduje zminimalizowanie błędów systematycznego typu addytywnego pochodzącego od wstecznej siły elektromotorycznej.

5. Literatura

- [1] Sosnowski T., Zimmer K.: Metody psychofizjologiczne w badaniach psychologicznych. PWN, Warszawa, 1993.
- [2] Wojtaszek Z.: Aktywność elektrodermalna. Miary i mechanizm neurofizjologiczny. Przegląd psychologiczny, 28(1985), n.1, 159 – 177.
- [3] Wojtaszek Z.: Aktywność elektrodermalna – technika pomiaru. Przegląd psychologiczny, 29(1986), n.1, 181 – 205.
- [4] Schmidt S., Walach H.: Electrodermal activity(EDA) - state of the art measurement and techniques for parapsychological purposes. The Journal of Parapsychology, 64(2000), 139 – 163.
- [5] Critchley H. D., Melmed R. N., Featherstone E., Mathias C. J., Dolan R. J.: Brain activity during biofeedback relaxation. Brain, 124(2001), n.5, 1003-1012.
- [6] Piccini L., Castiglioni P., Usce L., Zanetti L., Andreoni G., Di Rienzo M.: Use of skin resistance to detect steady-state rest condition in a subject during cardiovascular measurements. IEEE EMBS, 1(2003), 264 – 267.
- [7] Critchley H. D., Electrodermal Responses: What happens in the brain. The Neuroscientist, 8(2002), n.2, 132 – 142.
- [8] Latzman R. D., Knutson J. F., Flowes D. C.: Schedule-induced electrodermal responding in children. Psychophysiology, 43(2006), 623-632.
- [9] Vaez Mousavi S. M., Barry R. J., Rushby J. A., Clarke A. R.: Evidence for differentiation of arousal and activation in normal adults. Acta Neurobiologiae Experimentalis, 67(2007), n.2, 179–186.

otrzymano / received: 19.06.2010

przyjęto do druku / accepted: 01.11.2010

artykuł recenzowany

INFORMACJE

Studia Podyplomowe

Wydział Elektryczny Politechniki Śląskiej w Gliwicach, Instytut Metrologii, Elektroniki i Automatyki
ogłasza nabór na Dwusemestralne Zaoczne Studia Podyplomowe

Organizacja i Akredytacja Laboratoriów

Studia prowadzone są na Wydziale Elektrycznym Politechniki Śląskiej w Gliwicach, w systemie zaocznym w każdą sobotę lub w co drugi weekend (do wyboru) przez dwa semestry. Zajęcia prowadzone są przez nauczycieli akademickich ze stopniem co najmniej doktora oraz przez zaproszonych Gości o uznanym dorobku i autorytecie. Studia obejmują 200 godzin dydaktycznych. Rozpoczęcie Studiów nastąpi po skompletowaniu odpowiedniej liczby kandydatów na dany rodzaj studiów.

Organizator studiów:

Instytut Metrologii, Elektroniki i Automatyki Politechniki Śląskiej, 44-100 Gliwice, ul. Akademicka 10, tel. 32 237 12 41, fax: 32 237 20 34, e-mail: re2@polsl.pl lub agnieszka.skorkowska@polsl.pl, http://imeia.elekt.polsl.pl

Kierownik studiów:

Prof. dr hab. inż. Tadeusz SKUBIS