Jacek OSTROWSKI[1], Miłosz JANKOWSKI[2], Marcin SZCZURKOWSKI[3], Andrzej KOS[1]

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza (1), Uniwersytet Jagielloński (2), ELSTA Elektronika Sp. z o.o. S.K.A. (3)

doi:10.15199/48.2018.08.13

Tester tekstronicznych czujników częstości oddechu

Streszczenie. *Artykuł opisuje konstrukcję urządzenia do symulacji ruchów klatki piersiowej w czasie oddechu. Jest ono wykorzystywane do testowania czujników częstości oddechu, zbudowanych w oparciu o różne materiały tekstroniczne. W artykule pokazano wyniki przykładowych testów.*

Abstract. *The article describes the construction of a device for simulating a chest movements during breathing. It is used to test breath rate sensors based on various textronic materials. The article presents the results of exemplary tests.* ***(A tester of textronic respiratory rate sensors)****.*

Słowa kluczowe: częstość oddechu, tekstylia przewodzące, czujniki, mikrokontroler, tester, pneumatyka
Keywords: respiratory rhythm, electro-conductive textiles, sensors, microcontroller, tester, pneumatics

Wprowadzenie

Parametry życiowe są wyrazem podstawowych funkcji życiowych najważniejszych organów ciała. Czterema głównymi są:
- częstość rytmu serca,
- temperatura,
- ciśnienie tętnicze,
- częstotliwość oddychania.

Według wielu statystyk medycznych, ten ostatni parametr, nie cieszy się niestety wśród Personelu Medycznego największą popularnością [1]. Jednak istnieją bezdyskusyjne dowody na to, że zmniejszona lub zwiększona częstotliwość oddychania, jest z dużym prawdopodobieństwem zapowiedzią groźnych zdarzeń zdrowotnych, jak na przykład zatrzymania krążenia. Przyjmuje się, że osoba dorosła, wykonująca w warunkach nieobciążanego organizmu więcej niż 20 oddechów na minutę, powinna być traktowana, jako podejrzana o chorobę, zaś wykonująca więcej niż 24 oddechy na minutę jako krytycznie chora [2]. Pomiar częstotliwości oddychania jest regularnie przeprowadzany jedynie u 30% pacjentów szpitali. Tymczasem pacjenci szpitalni, oddychający z częstotliwością przekraczającą 24 oddechy na minutę wymagają ścisłego monitorowania, nawet w przypadku prawidłowych wielkości pozostałych parametrów życiowych.

Pomiar częstości oddechu jako kluczowego parametru funkcji życiowych jest istotny nie tylko w przypadku leczenia szpitalnego. Może być skutecznym środkiem, ratującym życie np. w zapobieganiu tzw. „śmierci łóżeczkowej", u dzieci pomiędzy 2-im a 3-cim miesiącem życia [4]. Monitoring funkcji oddechu pozwala również na redukcję ryzyka śmierci samobójczej wśród pacjentów szpitali psychiatrycznych, więźniów w zakładach penitencjarnych oraz osób umieszczonych w policyjnych izbach zatrzymań.

Metody pomiaru częstości oddechu

Istnieje wiele sposobów pomiaru częstości oddechu, jednak większość z nich bazuje na dwóch głównych metodach pomiarowych. Pierwsza z tych metod polega na pomiarze przepływu wydychanego powietrza (pomiar prędkości powietrza lub temperatury), druga na detekcji zmian objętości klatki piersiowej pod wpływem pracy mięśni oddechowych. Pierwsza metoda wymaga stosowania przepływomierzy, umieszczanych w bezpośrednim sąsiedztwie jamy ustnej. Metoda ta utrudnia swobodne oddychanie i poruszanie się. W związku z powyższym pomiar częstości oddechu, poprzez śledzenie zmian objętości klatki piersiowej wydaje się być zdecydowanie bardziej dogodny w wielu zastosowaniach. Pomiary tego typu realizuje się często przy pomocy elastycznych pasów, wyposażonych w czujniki przesunięcia (pojemnościowe lub indukcyjne), które stanowią element składowy generatorów LC, umieszczonych w klamrach spinających. Zasilanie generatora i pomiar generowanych częstotliwości zapewnia pozostała część systemu monitoringu, umieszczona w pobliżu pacjenta. Rozwiązanie tego typu jest atrakcyjne, ze względu na prostotę, lecz w przypadku nieświadomych pacjentów (dzieci, osoby chore psychiczne itp.) narażone na ryzyko szybkiej destrukcji. Sytuacja taka nie ma miejsca, gdy czujnik stanowi integracyjny element ubioru, a osoba zainteresowana nie ma świadomości jej istnienia. Z uwagi na to, iż badania były prowadzone zgodnie z założeniami projektu "NIANIA" nr DOB-BIO6/12/24/2014, skoncentrowano się na wykorzystaniu czujników tekstronicznych zaimplementowanych w element ubioru osoby monitorowanej do pomiaru częstości oddechu, co zostało opisane szczegółowo w [5].

Pomiar częstości oddechu z użyciem czujników tekstronicznych

Roczne testowanie tekstronicznych czujników oddechu, pozwoliło na analizę ich przydatności do celów monitoringu funkcji oddechowych pacjentów. Dotychczas wykorzystywano tkaninę MedTex PE-180. Już na początku okazało się, że ta tkanina w zależności od dostawy, różni się własnościami elektrycznymi. Również w przypadku pojedynczej partii materiału, uzyskane z niej elementy pomiarowe, po rozcięciu tkaniny bardzo różniły się pod względem elektrycznym pomimo zbliżonych rozmiarów. Zdarzały się nawet odcinki materiału, wykazujące przerwy w przewodności. W tym czasie na rynku pojawiły się nowe produkty tekstroniczne. Jednym z nich jest tkanina firmy EeonTex™ Conductive Stretchable Fabric, o oznaczeniu fabrycznym LTT-SLPA. Tkanina ta składa się w 72% z nylonu i 28% z elastanu (lycry). Jej rezystywność wynosi od 10E4 Ω/m2 do 10E7 Ω/m2. Do celów porównawczych przeprowadzono pomiary rezystancji pasków obu tkanin, przy ich rozciąganiu. W tym celu jeden z końców tkaniny został przytwierdzony na stałe do krawędzi listwy pomiarowej, a drugi był przemieszczany, co powodowało rozciąganie tkaniny do zadanej długości. Do obu końców tkaniny przytwierdzono elektrody pomiarowe, podłączone do miernika rezystancji. Pomiary wykonano dla próbek tkanin, pochodzących z dwóch dostaw, dla każdego rodzaju materiału.

Wyniki pomiaru pokazuje tabela 1. Tkanina LTT-SLPA, pomimo mniejszej elastyczności, wykazuje znacznie większą powtarzalność wyniku pomiaru, w porównaniu z dotychczas stosowaną tkaniną MedTex PE-180.

Tabela.1.Porównanie własności elektrycznych tkaniny MedTex PE-180 z tkaniną LTT-SLPA

Długość [cm]	Rezystancja [Ω], MdtTex PE-180, dostawa A 30x8,5cm	Rezystancja [Ω], MdtTex PE-180, dostawa B 30x8,4cm	Rezystancja [kΩ], LTT-SLPA, dostawa C 33x7cm	Rezystancja [kΩ], LTT-SLPA, dostawa D 33x7,5cm
30	64	288		
31	123	660		
32	100	840		
33	80	700	175	150
34	64	630	180	170
35	53	520	160	140
36			120	130
37			100	106

Tkaniny tekstroniczne są wytwarzane z włókien elektroprzewodzących, otrzymywanych poprzez modyfikację znanych polimerów wykorzystywanych w włókiennictwie. Odbywa się to przez wprowadzenie do polimeru materiału przewodzącego np. proszku metalicznego. W trakcie odkształcania takiej tkaniny zmienia się rezystancja na styku sąsiadujących ze sobą włókien. Wielkość rezystancji oraz amplituda jej zmian, przy odkształceniu, w sposób istotny zależą od zastosowanego ściegu włókienniczego [3].

W rezultacie powyższych badań, zdecydowano się na skonstruowanie elementów ubioru, wykorzystujących nowe tkaniny tekstroniczne. Sposób mocowania pasów tkaniny tekstronicznej do elementów ubioru ma wpływ na czułość sensora. Testowanie poszczególnych konstrukcji czujników tekstronicznych przeprowadzano na ochotniku. Badania wykazały, że w przypadku mocowania wszystkich krawędzi czujnika do koszulki (klejenie po obwodzie) czułość czujnika jest około czterokrotnie mniejsza, niż w przypadku mocowania jedynie na krawędziach pionowych. W tym drugim przypadku zmiany rezystancji przy oddechu sięgają nawet 10%. Istotnym problemem przy konstruowaniu tekstronicznego czujnika oddechu, jest eliminacja wpływu zmian wilgotności na działanie czujnika. Wzrost wilgotności materiału koszulki i czujnika powoduje wprowadzenie dodatkowej rezystancji, bocznikującej czujnik. Jest to szczególnie istotne w przypadku tkaniny LTT-SLPA, dla której rezystancja paska tkaniny wynosi do 180 kΩ. Jedynym sposobem na eliminację zmian wilgotności i jej wpływu na pracę czujnika jest zastosowanie dodatkowej warstwy materiału izolującego czujnik od skóry osoby monitorowanej lub zastosowanie koszulki jako odzieży wierzchniej, bez bezpośredniej styczności ze skórą. Wskazane jest również aby sama koszulka była wykonana z materiału termoaktywnego. W celu uzyskania reprezentatywnych wyników długotrwałego testu zaprojektowano urządzenie służące do przeprowadzania badań czujnika tekstronicznego w dużej perspektywie czasu.

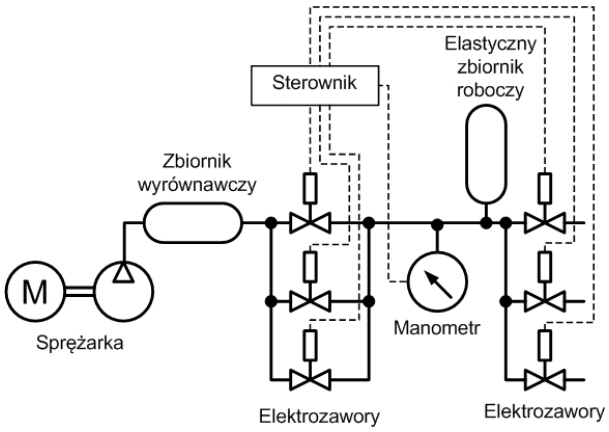
Tester tekstronicznych czujników częstości oddechu- część pneumatyczna

Perspektywa uruchomienia produkcji małoseryjnej tekstronicznych koszulek pomiarowych, o powtarzalnych parametrach elektrycznych zainspirowała autorów artykułu do zaprojektowania i wykonania urządzenia, umożliwiającego cykliczne napinanie i luzowanie czujników pomiarowych rozmieszczonych na koszulce tekstylnej. W handlu brak jest gotowych tego typu rozwiązań. Działanie urządzenia polega na wykorzystaniu powietrza sprężonego przy pomocy kompresora olejowego, do dopompowywania elastycznego zbiornika roboczego z lateksu (balonu), do określonej objętości a następnie wypuszczeniu części powietrza ze zbiornika do atmosfery. Częstotliwość tych czynności jest zgodna z częstością oddechu człowieka. Sprężone powietrze jest przechowywane w zbiorniku wyrównawczym kompresora. Dedykowany sterownik elektroniczny otwiera zawory wpustowe o trzech różnych średnicach przepływu powietrza, na określony odcinek czasu (wdechu). Ilość i kombinacja włączonych zaworów decyduje o objętości wpompowanego powietrza, co przekłada się na amplitudę wzrostu objętości zbiornika roboczego. Następnie zawory wpustowe zostają zamknięte, a otwierane są również zróżnicowane co do średnicy, zawory wypustowe. Powoduje to upuszczenie powietrza ze zbiornika roboczego i zmniejszenie jego rozmiaru. Badania medyczne wykazują, że zmiana obwodu klatki piersiowej w trakcie czynności oddychania zależy od rodzaju oddychania:

- brzuszny- poniżej 5 cm,
- brzuszno piersiowy- pomiędzy 5cm a 8 cm,
- piersiowy- powyżej 8 cm.

Stąd konieczność zapewnienia możliwości regulacji zmian objętości zbiornika roboczego.

W symulacji rzeczywistego wdechu i wydechu, prędkość wpompowywania powietrza i jego upuszczania mogą się różnić. Wynika to z faktu, iż u człowieka czas wydechu stanowi około 1,4 czasu wdechu, czyli jest dłuższy o prawie 50%. Część pneumatyczną układu do testowania tekstronicznych czujników częstości oddechu pokazano na rysunku 3.



Rys.1. Część pneumatyczna testera

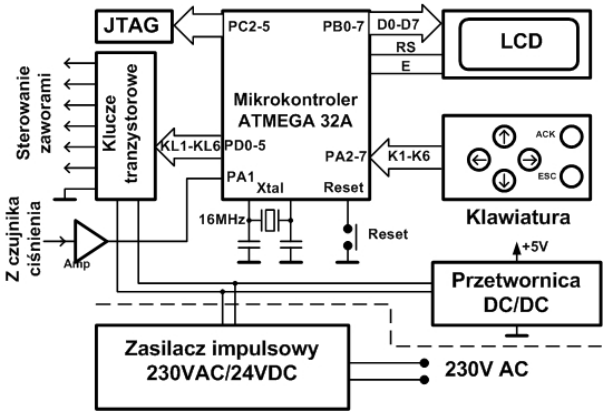
W skład testera wchodzą:

- Kompresor- sprężarka olejowa firmy KRAFT&DELE.
- Elektrozawory gazu, firmy Sherman,
- Czujnik ciśnienia firmy Freescale- MPX 4115A.
- Sterownik mikroprocesorowy, nadzorujący pracę całego systemu pneumatycznego.

Tester tekstronicznych czujników częstości oddechu- część elektroniczna

Schemat blokowy sterownika testera pokazano na rysunku 4. Jako jednostkę sterującą, zastosowano 8-bitowy

mikrokontroler jednoukładowy ATMEGA32A firmy Atmel, pracujący z generatorem taktującym 16MHz. Do komunikacji z użytkownikiem wykorzystano 16-to pozycyjny wyświetlacz alfanumeryczny LCD, oraz zespół 6-ciu przycisków, z których cztery służą do poruszania się po menu oraz zwiększania i zmniejszania nastaw, a pozostałe dwa do akceptacji wyboru lub kasowania. Komunikacja z wyświetlaczem odbywa się na 10-ciu liniach, z których osiem to linie danych, a pozostałe dwie są liniami sterującymi. Do przełączania elektrozaworów służą klucze tranzystorowe sterowane pojedynczymi bitami portów mikrokontrolera. Dodatkowy układ logiczny (sześć inwerterów) powoduje, że po włączeniu zasilania wszystkie zawory są wyłączone (stan zatkania). Wejście przetwornika analogowo-cyfrowego jest połączone poprzez wzmacniacz pomiarowy z czujnikiem ciśnienia MPX. Zmierzona wartość napięcia jest konwertowana na wielkość ciśnienia i uwzględniana przy sterowaniu otwieraniem zaworów.



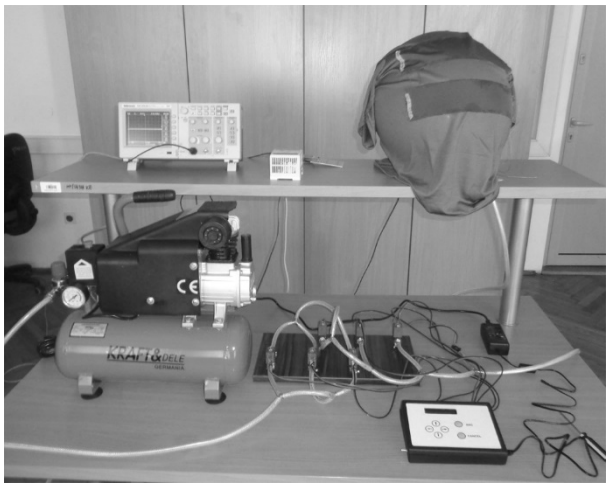
Rys.2. Schemat blokowy sterownika testera czujników tekstronicznych

Wybór kombinacji otwieranych zaworów i czasu ich otwarcia, decyduje o szerokość strugi powietrza, co w powiązaniu z informacją o ciśnieniu w obwodzie, pozwala na regulację czasu symulowanego oddechu i jego amplitudy. Całość układu jest zasilana napięciem stałym 24V przy pomocy sieciowego zasilacza impulsowego ATS065-P240. Napięcia zasilania 5V dla układów cyfrowych dostarcza przetwornica napięcia DC/DC z 3V-40V na +5V.

Pracą urządzenia zawiaduje program, który umożliwia: wstępne napełnienie zbiornika roboczego do objętości spoczynkowej, zaprogramowanie czasu „wdechu" i „wydechu", zaprogramowanie ilości powietrza doprowadzanego i odprowadzanego ze zbiornika roboczego, śledzenie zmian ciśnienia w obwodzie roboczym. Przewidziano możliwość programowania częstości symulowanego oddechu w granicach od 8 do 20 oddechów na minutę oraz możliwość regulacji wielkości zmian objętości zbiornika roboczego do 10%.

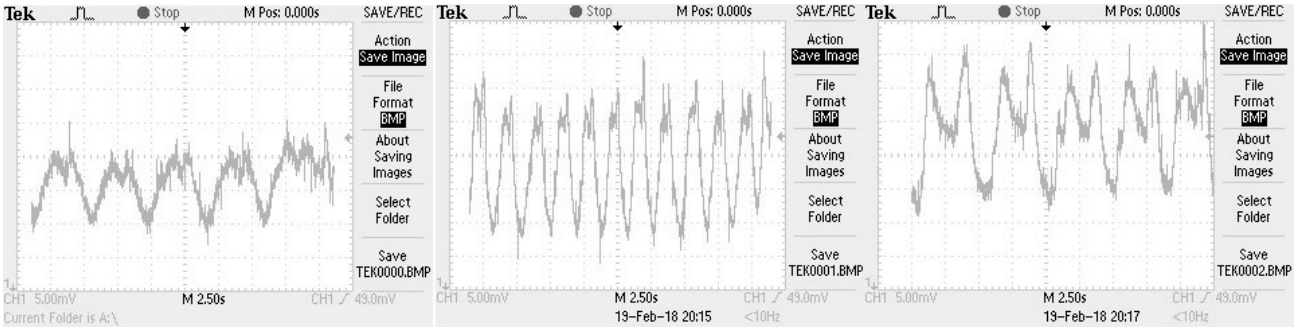
Stanowisko pomiarowe

Na rysunku 5 pokazano gotowe, zestawione urządzenie testujące. Na rysunku 6 pokazano wyniki testów tkaniny MedTex 180, przy pomocy tego urządzenia.



Rys.3. Stanowisko do testowania czujników

Przez tkaninę przepuszczono stały prąd ze źródła prądowego o wydajności 10mA. Na oscyloskopie zaprezentowano zmiany spadku napięcia na czujniku.



Rys.4. Wyniki testowania czujnika z użyciem opisanego urządzenia

Rysunek po lewej prezentuje symulację normalnego spokojnego oddechu. Rysunek pośrodku oddech przyśpieszony np. w czasie biegu. Rysunek po prawej prezentuje reakcję czujnika, gdy pomiędzy wydechem i wdechem oddech zostanie wstrzymany. Widać przy tym ciekawą reakcję tkaniny, polegającą na samoistnym spadku rezystancji. Jest to zapewne rezultat przemieszczania się włókien przędzy elektroprzewodzącej w splotach tkaniny po naciągnięciu.

Wnioski

Założeniem konstruktorów było opracowanie taniego i efektywnego urządzenia, umożliwiającego krótkie i długoterminowe automatyczne testowanie czujników oddechu, wyposażonych w tkaninę tekstroniczną. W przypadku produkcji małoseryjnej, niewielu przedsiębiorców decyduje się na inwestycje w drogie i wyrafinowane specjalistyczne urządzenia, testujące jakość wyrobów. Przedstawione w artykule urządzenie umożliwia kontrolowanie poprawności działania i powtarzalności czujników tekstronicznych, a na etapie prototypowania jest

pomocne do poszukiwania nowych, udoskonalonych rozwiązań konstrukcyjnych czujników.

Autorzy dziękują Narodowemu Centrum badań i Rozwoju za wsparcie finansowe – Projekt „NIANIA" Nr DOB-BIO6/12/24/2014.

Autorzy: *dr inż. Jacek Ostrowski AGH Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie Wydział Informatyki, Elektroniki i Telekomunikacji Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, dr n. med. Miłosz Jankowski Wydział Lekarski Uniwersytet Jagielloński w Krakowie ul. Św. Anny 12, 31-008 Kraków, dr inż. Marcin Szczurkowski ELSTA Elektronika Sp. z o.o. S.K.A. ul. Janińska 32, 32-020 Wieliczka, prof. dr hab. inż. Andrzej Kos AGH Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie Wydział Informatyki, Elektroniki i Telekomunikacji Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków*

LITERATURTA

[1] www http://biuletyn.servier.pl/index.php/18160/czestotliwosc-oddychania-jako-najbardziej-niedoceniany-z-parametrow zyciowych.html

[2] M.A Cretikos, R. Bellomo, K. Hillman, J. Chen, S. Finfer, A. Flabouris, "Respiratory rate: the neglected vital sign."; Med J Aust 2008; 188 (11): 657-659.

[3] Adam Jakubas, Ewa Łada-Tondyra, „Analiza ściegów ściągaczowych jako czujników rytmu oddechowego", Zeszyty Naukowe Wydziału Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej, Wydział Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2017.

[4] A. Jakubas, E. Łada-Tondyra, M. Nowak, M Margol, A. Lipińska-Opałka, „Koncepcja tekstronicznego systemu do pomiarów funkcji życiowych małych dzieci", Przegląd Elektrotechniczny, Rocznik 2015, tom R. 91, nr 12

[5] Jacek Ostrowski, Andrzej Kos, Piotr Bratek, Ireneusz Brozowski, Piotr Dziurdzia, Dominik Rzepka, Jan Chłopek, Patrycja Domalik-Pyzik, „System tekstroniczny do pomiaru częstości oddechu — Textronic system for monitoring respiratory rhythm; Elektronika : konstrukcje, technologie, zastosowania (Warszawa) ; ISSN 0033-2089. — Tytuł poprz.: Przegląd Elektroniki. — 2017 R. 58 nr 10, s. 7–10