

PROJEKT SYSTEMU MONITOROWANIA OBTURACYJNEGO BEZDECHU SENNEGO

Przemysław Szyszkowski, Grzegorz Śmigieński

*Uniwersytet Kazimierza Wielkiego
Instytut Informatyki
ul. Kopernika 1 p.204, 85-074 Bydgoszcz
e-mail: p_szyszkowski@wp.pl, gsmigielski@ukw.edu.pl*

W artykule przedstawiono prototyp urządzenia, opartego o mikrokontroler AVR, służącego do monitorowania obturacyjnego bezdechu sennego.

Słowa kluczowe: *Obturacyjny bezdech senny, mikrokontroler, baza danych, aplikacja webowa, aplikacja mobilna*

Design of an obstructive sleep apnea monitoring system

Abstarct: *Article presents prototype of device based on microcontroller AVR , which serves as an obstructive sleep apnea monitor .*

Keywords: *Obstructive sleep apnea, microcontroller, database, Web application, mobile application*

1. Wprowadzenie

Obturacyjny bezdech senny jest chorobą, której przyczyna leży w epizodach zatrzymania oddechu (bezdechach) powtarzających się wielokrotnie w czasie snu. Za bezdech uważa się sytuację, w której wentylacja płuc zostaje wstrzymana na okres dłuższy niż 10 sekund lub zachodzi spływanie oddechu poniżej 50%. Fakt ten prowadzi do obniżenia wysycenia krwi tlenem. U osób cierpiących na zespół bezdechu sennego zwykle rejestruje się dziesiątki, a nawet setki takich epizodów w czasie jednej nocy. Najczęściej występującym rodzajem bezdechu sennego, obejmującym ponad 80% przypadków, jest obturacyjny bezdech senny. Jego przyczyną są ponawiające się zatrzymania przepływu powietrza w obszarze górnych dróg oddechowych (gardło, nos), skutecznie tamujących oddech, mimo wzmożonej pracy płuc. Zazwyczaj bezpośrednim powodem niemożności płynnego oddechu jest zwiotczenie mięśni gardła i języka. W wyniku rozluźnienia i opadnięcia mięśni podniebienia miękkiego oraz języczka, następuje blokowanie przepływu powietrza. Stan ten prowadzi do wysiłonego i głośniego oddechu (chrapania), a następnie do zupełnego zatrzymania oddechu. Wśród objawów, poza chrapaniem i obserwowanymi przez partnerkę/partnera chorego przerwami w oddychaniu w czasie snu, wyróżnia się inne, charakterystyczne dolegliwości: poranne bóle głowy, problemy z

koncentracją, zaburzenia pamięci, permanentne zmęczenie, zasypianie w ciągu dnia. Obturacyjnemu bezdechowi sennemu często towarzyszą inne schorzenia, takie jak otyłość, zaburzenia rytmu serca czy nadciśnienie tętnicze. Informacje te pokazują jak ważne jest wczesne zdiagnozowanie problemu i podjęcie skutecznego leczenia. [1, 2, 3] W pracy opisano prototyp urządzenia, które umożliwia samodzielne (w warunkach domowych) zdiagnozowanie bezdechu sennego.

2. Istniejące rozwiązania rynkowe

Na rynku urządzeń medycznych, można wyróżnić kilka rozwiązań dedykowanych diagnostyce obturacyjnego bezdechu sennego. W zależności od ceny, która waha się od kilku do kilkudziesięciu tysięcy złotych, dostępne urządzenia, umożliwiają monitorowanie takich parametrów jak wysiłek oddechowy, tętno, nasycenie tlenem, jak również przepływ powietrza przez nos i chrapanie. Droższe pozwalają na zapis sygnałów EEG, EKG, GSR, EMG. Posiadają też możliwość bezprzewodowej komunikacji z sensorami oraz dodatkowym urządzeniem (smartfon, tablet).

3. Elementy składowe systemu

Zaprojektowany system składa się z czterech współpracujących ze sobą elementów. Pierwszym z nich jest urządzenie (TeleOBS)

w postaci sterownika mikroprocesorowego. Drugi element systemu stanowi aplikacja mobilna na system Android, która poprzez transmisję Bluetooth ze sterownikiem TeleOBS odpowiada za graficzną reprezentację badanych parametrów oraz za ich eksport do bazy danych. Baza danych, będąca trzecim elementem systemu, pozwala na gromadzenie wyników przeprowadzanego badania na zdalnym serwerze. Ostatni element systemu - serwis webowy, jest narzędziem przeznaczonym dla lekarzy kierujących pacjentów na badanie diagnostyczne.

4. Konstrukcja urządzenia

Sterownik został oparty o popularny mikrokontroler 8-bitowy z rodziny AVR - ATmega8. W skład urządzenia wchodzi płytką z mikrokontrolerem (rys. 1) oraz zestaw modułów zewnętrznych, podłączanych do sterownika.

W projekcie został wykorzystany moduł Bluetooth XM-15B używający do komunikacji interfejsu UART (RX, TX). Maksymalny zasięg działania modułu wynosi 30 m, co stanowi spełnienie oczekiwań wobec systemu funkcjonującego w mieszkaniu czy domu jednorodzinym (funkcja wizualnego monitoringu czynności oddechu i pulsu na ekranie smartfonu/tabletu).

Jako czujnik tętna ludzkiego serca zastosowany został optoelektroniczny sensor Grove. Pozwala on na wykrycie uderzeń serca wskutek zmiany parametrów oświetlonych tkanek. W skład zestawu wchodzi przewodowy sensor z klipsem oraz moduł odbiornika. Podczas pomiaru klips może się znajdować zarówno na uchu jak i na palcu, a jego przewód o długości 120 cm pozwala na wygodę użytkownika bez krępowania ruchów pacjenta.



Rysunek 1. Płytką PCB sterownika

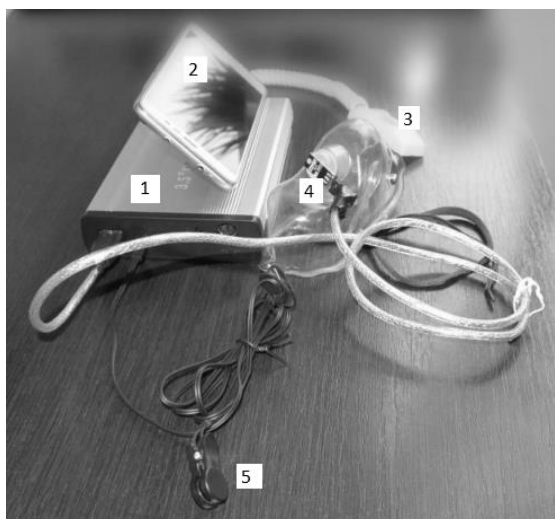
Jako czujnik oddechu, wykorzystano moduł mikrofonu z wbudowanym wzmacniaczem LMV321L o nazwie handlowej KAmoMIC_ELECTRET. Moduł ten

wykorzystuje mikrofon elektretowy typu KPCM6B. Wbudowany wzmacniacz zapewnia 100-krotne wzmocnienie sygnału, dzięki czemu możliwe jest mierzenie napięcia na wyjściu, np. poprzez wykorzystanie przetwornika ADC w mikrokontrolerze. Wybrany moduł pozwala na zaimplementowanie w projekcie funkcji reagowania na dźwięk. Fakt ten został wykorzystany w urządzeniu TeleOBS do identyfikacji oddechu pacjenta. Zamontowanie czujnika w masce tlenowej potęguje natężenie szmeru wynikającego z oddychania, dzięki czemu czujnik wykrywa oddech, sygnalizując ten fakt zmianą napięcia na wyjściu.

Wszystkie kody źródłowe mikrokontrolera zostały napisane w języku C, z wykorzystaniem kompilatora AVR-GCC, w środowisku Eclipse [4]. Funkcje programu:

- kontrola i przesyłanie informacji o stanie pulsu pacjenta na podstawie czujnika podłączonego do jednego z wejść (obsługa przerw zewnętrznych),
- kontrola i przesyłanie informacji o stanie oddechu pacjenta na podstawie czujnika podłączonego do wejścia mikrokontrolera (konwersja analogowo-cyfrowa),
- przesyłanie informacji o wciśnięciu przycisku alarmowego ("emergency"),
- obsługa bezprzewodowej transmisji Bluetooth poprzez interfejs USART,
- kontrola poprawności wykonywanego programu i zabezpieczenie przed zawieszeniem urządzenia (Watchdog).

Wybór obudowy był podyktowany względami estetycznymi jak i ekonomicznymi. Z uwagi na wysokie ceny obudów wykonanych z profili aluminiowych, zdecydowano się na wykorzystanie zewnętrznej obudowy dysku twardego 3,5", po jej wcześniejszej adaptacji. Obudowa tego typu nie odbiega niczym od dedykowanych rozwiązań wspomnianych wyżej, a jej niska cena stanowi argument potwierdzający zasadność wyboru. Ponadto, zdecydowano się na użycie uchwyty magnetycznego do telefonu/tabletu, który zamocowano na wierzchniej stronie obudowy. Dzięki temu ekran monitorujący parametry pacjenta można bez problemu zamontować na obudowie, jak i go zdemontować celem zdalnej obserwacji.



Rysunek 2. Widok zmontowanego urządzenia: 1 - obudowa, 2 - smartfon, 3 - przycisk alarmowy "emergency", 4 - maska z czujnikiem oddechu, 5 - czujnik pulsu.

5. Oprogramowanie do monitorowania bezdechu sennego

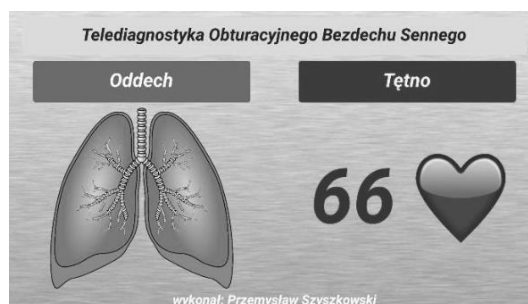
Istotnym elementem systemu monitorowania bezdechu sennego jest aplikacja mobilna przeznaczona dla pacjenta lub osób monitorujących czynności życiowe pacjenta w warunkach domowych. Aplikacja powstała z wykorzystaniem narzędzia AppInventor, dedykowanego do tworzenia oprogramowania na system Android [5].

Cechy aplikacji:

- interfejs przyjazny użytkownikowi,
- łączność ze sterownikiem TeleOBS dzięki bezprzewodowej transmisji Bluetooth,
- graficzna i cyfrowa prezentacja parametrów związanych z oddechem i pulsem pacjenta,
- ciągle monitorowanie obustronnej transmisji Bluetooth i sygnalizowanie stanu zerwanego połączenia ze sterownikiem (autodiagnostyka),
- automatyczne testowanie łączności z siecią Internet i bazą danych przed umożliwieniem rozpoczęcia badania (autodiagnostyka),
- odbiór, interpretacja i przetwarzanie sygnałów pochodzących ze sterownika OBS (oddech, puls, wezwanie pomocy),
- realizacja wpisów do bazy danych z informacją o dacie i godzinie rozpoczęcia oraz zakończenia badania,
- cykliczne uruchamianie skryptu PHP, realizującego wstawienie nowego rekordu do bazy danych z informacją o aktualnym pulsie pacjenta,
- uruchamianie skryptu PHP odpowiedzialnego za wpis do bazy danych, w przypadku wykrycia epizodu bezdechu sennego,

- funkcja wstrzymania trwającego badania na żądanie pacjenta (konieczność zdjęcia maski tlenowej), pozwalająca na czasowe ignorowanie sygnałów ze sterownika TeleOBS, które fałszowałyby wynik w związku z nieobecnością pacjenta na stanowisku diagnostycznym.

Na rys. 3 przedstawiono ekran aplikacji podczas normalnej pracy urządzenia, w przypadku wykrytego oddechu i pulsu - czerwony kolor grafiki płuc oraz obecność ikony serca. Wykrycie bezdechu jest sygnalizowane zmianą koloru grafiki płuc, a brak pulsu - zniknięciem ikony serca.



Rysunek 3. Ekran aplikacji podczas normalnej pracy.

Aplikacja mobilna, z którą styczność będzie miał pacjent, musi być intuicyjna i nieprzysparzająca problemów użytkownikowi, niezależnie od jego wieku. Jednocześnie pełni ona kluczową funkcję monitoringu diagnostycznego, z jednej strony nawiązując łączność ze sterownikiem i interpretując wysyłane przez niego dane, a z drugiej odpowiadając za ich prezentację oraz eksport do bazy danych. Utworzona baza danych z kolei, pozwala na nieulotne przechowywanie parametrów przeprowadzanego badania, takich jak bieżący puls pacjenta, zarejestrowane epizody bezdechu sennego, a także czas trwania diagnostyki. Serwis webowy przeznaczony dla lekarzy, umożliwi rejestrację pacjenta, podgląd aktualnego stanu trwającego badania jak i wgląd do kompletnych zestawień reprezentujących wyniki przeprowadzonych czynności diagnostycznych.

Z uwagi na wysoką dostępność i brak dodatkowych opłat, zdecydowano się na wykorzystanie systemu bazodanowego jakim jest MySQL [6]. System ten dostępny jest u wielu przedstawicieli usług hostingowych i jest bezpłatny, co czyni go szczególnie atrakcyjnym. Baza danych w wersji testowej powstała z wykorzystaniem oprogramowania XAMPP, pozwalającego na lokalną instalację serwera bazy danych. Ostateczna wersja utworzonej bazy danych, została umieszczona na zewnętrznym serwerze (cba.pl).

Wizualna strona serwisu została opracowana z wykorzystaniem hipertekstowego języka znaczników (HTML) oraz kaskadowych arkuszy stylów (CSS). W celu wygodnego zarządzania wyglądem wszystkich plików składających się na opracowany serwis, stworzono plik „style.css”, w którym ustawione zostały globalne zasady formatowania całej witryny. Strona internetowa została opublikowana na zewnętrznym serwerze. [6, 7, 8] Na rys. 4. przedstawiono panel główny serwisu webowego dostępnego po zalogowaniu.



Rysunek 4. Panel główny serwisu webowego.

W wyniku połączenia języka PHP i systemu bazodanowego MySQL, utworzono oprogramowanie, w którym można wyróżnić następujące funkcje:

- system logowania,
- brak możliwości przejścia do innych podstron serwisu (np. poprzez wpisanie nazwy pliku podstrony w pasku adresu przeglądarki) w przypadku niezalogowanego użytkownika,
- identyfikacja lekarza (imię i nazwisko) w systemie na podstawie numeru identyfikacyjnego, podawanego podczas logowania,
- wykaz wszystkich zarejestrowanych pacjentów (pozyskiwanie danych z bazy),
- formularz rejestracji pacjenta (wprowadzanie nowych rekordów do bazy),

- wyszukiwarka wyników badań (wyszukiwanie danych w bazie),
- usuwanie pacjenta (usuwanie rekordów z bazy danych),
- wylogowanie z systemu (zakończenie sesji).

6. Wnioski

System testowany był na dziesięciu osobach w wieku od 10 do 70 lat i w każdym przypadku radził sobie bezbłędnie z identyfikacją oddechu oraz pomiarem pulsu. Ponadto, wszyscy użytkownicy aplikacji uznali ją za łatwą w obsłudze i przyjazną. Serwis webowy służący do obsługi pacjenta, wśród osób testujących zyskał miano intuicyjnego.

Literatura

1. Zieliński J., Pływaczewski R., Bednarek M. Zaburzenia oddychania w czasie snu, PZWL, Warszawa, 2006.
2. Epstein L. J., Kristo D., Strollo P. J. i wsp. Clinical guideline for the evaluation, management and long-term care of obstructive sleep apnea in adults. J. Clin. Sleep Med. 2009; 5:263–276.
3. Garvey J. F., Pengo M. F., Drakatos P., Kent B. D. Epidemiological aspects of obstructive sleep apnea. J. Thorac. Dis. 2015; 7:920–929.
4. Williams E. Programowanie układów AVR dla praktyków, Wydawnictwo Helion, Gliwice, 2014.
5. Wolber D., Abelson H., Spertus E. Looney L. App Inventor 2. Create Your Own Android Apps. 2nd Edition, Wydawnictwo O’Reilly Media, 2014.
6. Rockoff L. Język SQL. Przyjazny podręcznik. Wydanie II (ebook), Wydawnictwo Helion, 2017.
7. Duckett J. HTML i CSS. Zaprojektuj i zbuduj witrynę WWW., Wydawnictwo Helion, Gliwice, 2014.
8. Lis M. PHP i MySQL. Dla każdego. Wydanie III (ebook), Wydawnictwo Helion, 2017.