

SIEĆ TELEMTRYCZNA DO BADAŃ BEZDECHU

Jerzy Graffstein, Mariusz Krawczyk
Instytut Lotnictwa

Streszczenie

W pracy podano główne założenia projektu rozwojowego, podejmującego próbę zbudowania sieci telemtrycznej do badań screeningowych zespołu bezdechu sennego podczas snu. W szczególności omówiono budowę i zasadę działania urządzenia diagnostycznego oraz zaprezentowano możliwość zastosowania różnych, testowanych podczas realizacji projektu czujników pomiarowych. Pokazano ogólną organizację sieci telemtrycznej, w tym GUI wraz z programem narzędziowym zapewniającymi współdziałanie hardwareowej części systemu z operatorem – lekarzem specjalistą. Kolejno przedstawiono ogólne założenia badań klinicznych, a następnie omówiono uzyskane podczas nich wyniki oraz przedstawiono wnioski.

1. WSTĘP

Pośród nieprawidłowości występujących podczas snu, zaburzających jego prawidłowy przebieg, jedną z najczęściej występujących jest zespół snu z bezdechami. Występujące w czasie snu bezdechy doprowadzają do rozfragmentowania snu, wielokrotnych, nieświadomych wybudzeń, skrócenia czasu przebywania w głębokich fazach snu. Rosnące zainteresowanie zespołem snu z bezdechami wydaje się być spowodowane coraz liczniej pojawiającymi się dowodami istotnego wpływu choroby na występowanie licznych schorzeń układu sercowo – naczyniowego, w tym nadciśnienia tętniczego, choroby niedokrwiennej serca, niewydolności serca, udarów mózgu, a także zaburzeń metabolicznych i zdolności poznawczych. Immanentną cechą stosowanych metod diagnozy bezdechu jest ich pracochłonność, inwazyjność oraz zaangażowanie sprzętu specjalistycznego. Badanie przeprowadzane podczas snu, w obecności lekarza specjalisty i personelu medycznego wymaga hospitalizowania pacjenta. Stanowi to zasadniczą przeszkodę objęcia akcją profilaktyczną większej ilości pacjentów oraz wykonania szerokich badań screeningowych wśród młodzieży w wieku szkolnym, w celu wczesnego wykrycia bezdechu, czy też osób z objawami bezdechu w celu postawienia ostatecznej diagnozy.

Głównym celem omawianego projektu jest zmiana tej sytuacji, poprzez opracowanie sieci do badań screeningowych bezdechu sennego (APNEA) wykorzystującej prawidłowość cechującą telemedycynę, która w omawianym przypadku po wykonaniu badania przez personel pomocniczy na podstawie analizy ich wyników umożliwia, postawienia diagnozy przez lekarza specjalistę bez konieczności kontaktu z pacjentem.

W ramach projektu rozwojowego wykonano model sieci do wykrywania zespołu bezdechu sennego składającej się z układów: pomiaru ruchów oddechowych, analizy i rejestracji oraz transmisji danych. W trakcie opracowania układu do detekcji ruchów oddechowych przebadano szereg czujników, w tym: pojemnościowy, ciśnienia, siły, ostatecznie wybierając dający najlepsze wyniki przewód piezoelektryczny.

Program użytkowy do analizy wyników badań, składa się z dwóch części. Pierwsza spełnia rolę interfejsu graficznego, umożliwiającego przeglądanie danych i ich analizę przez lekarza specjalistę. Druga natomiast dokonuje właściwego przetwarzania zarejestrowanych danych, w celu automatycznego wykrywania bezdechów oraz wyliczenia szeregu informacji statystycznych, w tym wskaźnika RDI (Respiratory Disturbance Index) i AHI (Apnea Hypopnea Index).

Układ transmisji danych zaprojektowano wykorzystując moduł GPRS w wersji OEM.

2. SIEĆ TELEMETRYCZNA

2.1. Struktura działania sieci telemetrycznej

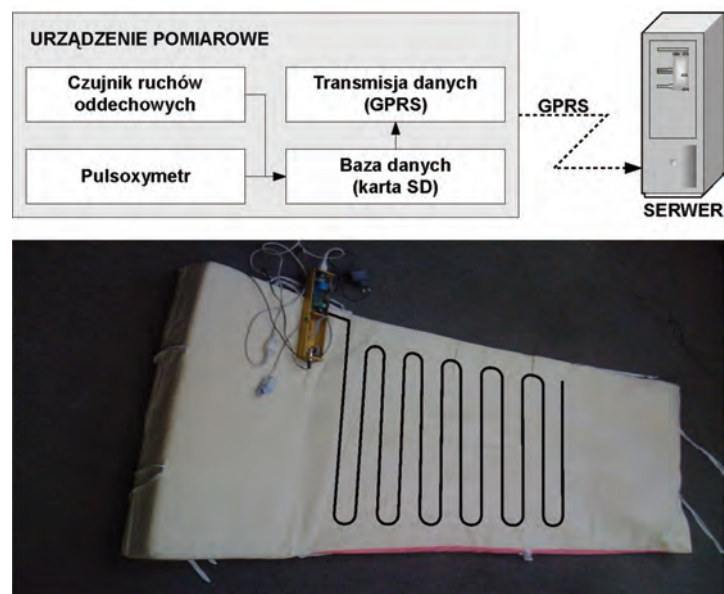
Z założenia immanentnymi cechami projektowanej sieci do badań bezdechu podczas snu jest jego: jak najmniejsza bezinwazyjność, dostępność oraz powszechność. Zapewnienie bezinwazyjności implikuje opracowanie takiej metody diagnostycznej, która opiera się wyłącznie na analizie parametrów, pomiar których nie wymaga zastosowania elektrod i czujników umieszczanych bezpośrednio na ciele badanego. Dostępność systemu osiągnięto konstruując urządzenie pomiarowe pozwalające na przeprowadzenie badania (nie nadzorowanego przez lekarza) bezpośrednio u pacjenta, w warunkach domowych, bez konieczności jego hospitalizacji na oddziale specjalistycznym. Z oczywistych względów ten rodzaj badania podnosi komfort pacjenta ograniczając tym samym wpływ stresu na wyniki samego badania. Powszechność systemu związana jest natomiast z relatywnie niską ceną systemu, umiarkowanymi kosztami jego eksploatacji oraz wsparciu specjalistycznej procedury prowadzącej do sformułowania diagnozy.

Na sieć telemetryczną APNEA składają się rozproszone urządzenia pomiarowe, które bezprzewodowo przekazują wyniki badań do bazy danych zorganizowanej na serwerze – komputerze klasy PC z oprogramowaniem narzędziowym. Poszczególne urządzenia pomiarowe działają w sposób niezależny. Każde z nich wyposażone jest w identyfikowalne (poprzez numer) łącze radiowe GSM umożliwiające przekazanie do bazy danych wyniku badania. Przewiduje się, że baza danych, w której składowane są wyniki badań, zlokalizowana będzie w ośrodku specjalistycznym zajmującym się badaniem snu. Tam też pozyskany materiał badawczy poddany zostanie analizie przez lekarza specjalistę, celem postawienia diagnozy. Kwalifikacja do wykonania badań prowadzona będzie natomiast w podstawowych, niespecjalistycznych ZOZ, w którym badany otrzyma urządzenie pomiarowe, wraz z instrukcją użytkowania. Biorąc pod uwagę, że w chwili obecnej problematyka badania snu zajmuje się kilka ośrodków specjalistycznych, daje to możliwość rozwoju wokół nich kilku niezależnych sieci APNEA.

2.2. Urządzenie diagnostyczne

Urządzenie diagnostyczne stanowi najważniejszy element sieci APNEA. Jego funkcją jest pomiar, rejestracja, a następnie transmisja poziomu saturacji krwi oraz pomiaru ruchów oddechowych badanego do ośrodka specjalistycznego. Na rys. 1 pokazano schemat ideowy urządzenia pomiarowego oraz jego model.

Jako czujnik pomiarowy zastosowano 10m odcinek piezokabla typu 20 AWG Solid Copolymer, zaszyty w czapraku w sposób pokazany na rys.1. Piezokabel został wybrany spośród innych czujników po wykonaniu dwóch cykli badań: laboratoryjnych i pilotażowych, w których to do pomiaru ruchów oddechowych analizowano dodatkowo zastosowanie powierzchniowego czujnika siły, czujnika ciśnienia, czujnika pojemnościowego (rodzaju kondensatora) oraz piezofolii. Wyniki tych badań omówiono i zilustrowano w pkt. 3. Drugim czujnikiem zastosowanym w urządzeniu pomiarowym jest pulsoxymetr pozwalający na pomiar poziomu saturacji krwi ppO_2 . Dane z piezokabla i pulsoxymetru przekazywane są do części mikroprocesorowej urządzenia pomiarowego za pośrednictwem odpowiednio, opracowanego interfejsu oraz RS 232, w celu ich archiwizacji na karcie pamięci SD urządzenia pomiarowego, a następnie transmisji do serwera za pomocą modemu GSM.



Rys. 1. Schemat ideowy oraz model urządzenia diagnostycznego

2.3. Narzędzia diagnostyczno - użytkowe

Klasyczny przebieg procesu badania pacjenta w większości przypadków można podzielić na: wywiad, badanie właściwe, analizę wyników prowadząca do postawienia diagnozy oraz sporządzenie raportu końcowego. W celu zapewnienia integralności tego procesu założono, że informacje przynależne każdemu z etapów składowane będą w pliku binarnym, strukturę którego pokazano na rys. 2.

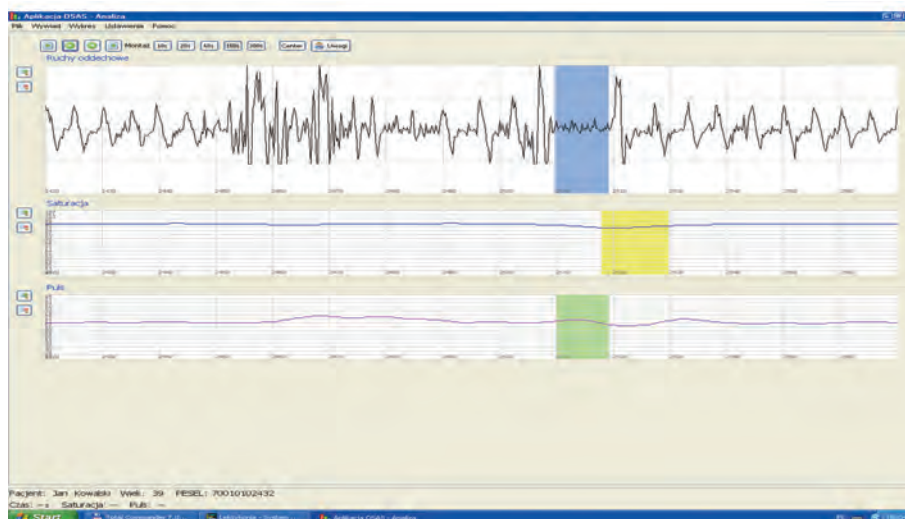


Rys. 2. Struktura pliku wynikowego

Pozyskane podczas wywiadu dane pacjenta zawierają następujące informacje: imię, nazwisko, PESEL, data urodzenia, wiek, płeć, waga, wzrost, BMI, obwód szyi, skala senności, palący/niepalący, adres, jednostka kierująca, lekarz, prowadzący, data badania, numer badania, uwagi. Poszczególne dane wprowadzane są za pomocą GUI opracowanego programu użytkowego, a stworzony w ten sposób plik zapisywany jest na karcie SD, umieszczanej w urządzeniu badawczym, celem przesłania do bazy danych. Możliwość edycji danych pacjenta posiada zarówno prowadzący wywiad lekarz pierwszego kontaktu jak również lekarz specjalista.

W procesie stawiania diagnozy lekarz specjalista analizuje zarejestrowane przebiegi ruchów oddechowych oraz poziom saturacji ppO_2 , a jako informację dodatkową – szybkość tętna (HR). Wszystkie trzy przebiegi prezentowane są w postaci graficznej pokazanej na rys. 3. W wyniku działania programu diagnostycznego w sposób automatyczny zostają wykryte momenty występowania bezdechu oznaczane kolorowymi prostokątami. Długość prostokąta (wymiar poziomy wzdłuż osi czasu) określa czas trwania bezdechu, a jego kolor odpowiada rodzajowi incydentu (bezdech opturacyjny, bezdech mieszany, bezdech centralny). Skala pionowa wykresów dobierana jest automatycznie, natomiast wybór skali czasowej następuje przez operatora – selekcja odpowiedniej ikony umieszczonej w górnej części ekranu. Podczas analizy wyników badań lekarz specjalista ma możliwość eliminacji każdego z wykrytych w trybie

automatycznym obszarze bezdechu, w przypadku uznania że jest on wynikiem artefaktu, a nie wystąpienia rzeczywistego bezdechu. Odwrotnie, istnieje także możliwość ręcznej edycji obszarów bezdechowych, nie wykrytych w trybie automatycznym.

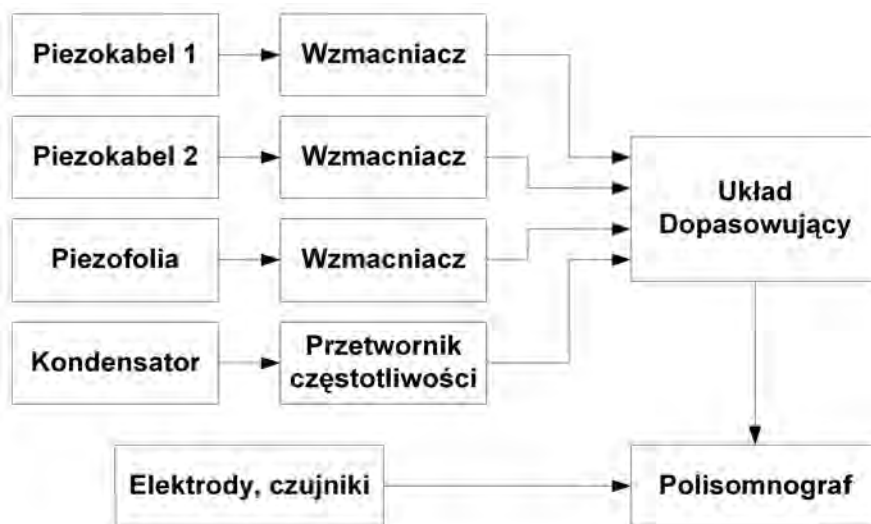


Rys. 3. Interfejs graficzny programu diagnostycznego

3. BADANIA

3.1. Plan badań

W ramach projektu zaplanowano i zrealizowano dwie serie badań: wstępne o charakterze porównawczych oraz kliniczne.



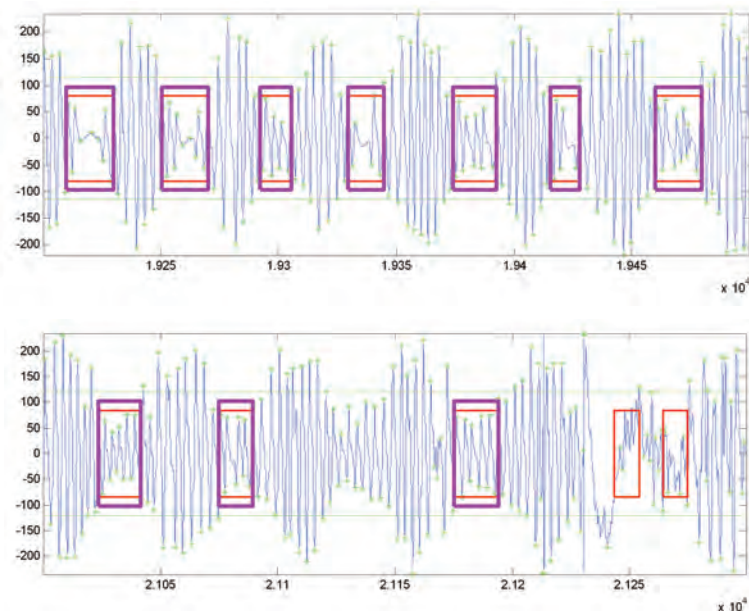
Rys. 4. Schemat ideowy pierwszej serii badań

Pierwsza z serii badań porównawczych, wg. schematu pokazanego na rys. 4, przeprowadzona zastała na stanowisku pokazanym na rys. 1, w Instytucie Lotnictwa oraz Klinice Otolaryngologicznej WUM. Miała ona na celu dostarczenie materiału pozwalającego na ocenę przydatności jednego z czterech czujników sprawdzanych z punktu widzenia przydatności do pomiaru ruchów oddechowych (rys. 4). Analiza porównawcza, pomiędzy pomiarem za pomocą badanych czujników, a polisomnografem traktowanym jako punkt odniesienia, pozwoliła na wyeliminowanie czujników typu piezo folia i kondensator z powodu braku powtarzalności pomiarowej.

Druga seria badań urządzenia pokazanego na rys. 1 przeprowadzona została w Klinice Otolaryngologicznej WUM. Urządzenie było testowane podczas badań grupy losowej dwunastu pacjentów. Każdy z nich był wcześniej pod stałą opieką kliniki i posiadał określony stopień zaawansowania OSAS. Wśród pacjentów wymienionej grupy schorzenie to występowało w różnym stopniu: od stanów bliskich normy poprzez postać umiarkowaną, aż do postaci ciężkich. Selekcję grupy losowej dokonano przy uwzględnieniu różnic w fizjologii oddychania jaka ma miejsce w zależności od płci i wieku badanego. Wszystkie badania odbywały się pod ciągłą kontrolą lekarzy specjalistów. Całkowity czas każdego badania mieścił się w granicach od 6 do 8 godzin.

Materac pomiarowy pokazany na rys. 1 był unieruchomiony taśmami przywiązanymi do krawędzi łóżka w ten sposób, żeby klatka piersiowa i okolice brzucha pacjenta znajdowały się w obszarze zajmowanym przez czujnik ruchu (piezo kabel).

W celu uzyskania wyników porównawczych, stanowiących punkt odniesienia dla oceny poprawności działania testowanego systemu, prowadzone były równoległe badania za pomocą polisomnografu firmy Nicolet Ultrasom, rejestrującego, typowe parametry diagnostyczne w chorobie bezdechowej, takie jak: przepływ powietrza przez nos, przepływ powietrza przez usta, ruch klatki piersiowej i brzucha, ruch brzucha, saturacja krwi, EEG, EKG, szybkość tętna, dźwięk chrapania.



Rys. 5. Przykładowy wykres uzyskany z programu automatycznej analizy

3.2. Wyniki badań

Na rys. 6 zaprezentowano zdekodowane dane pomiarowe ruchów oddechowych zapisane w urządzeniu pomiarowo-rejestacyjnym na karcie SD, po przetworzeniu przez program do automatycznego wykrywania bezdechów.

W przypadku typowego badania, gdzie analizie poddaje się około sześciu godzin snu oznacza to w praktyce potrzebe przeanalizowania kilku milionów próbek. W chwili obecnej proces takiej analizy prowadzonej na średniej kasy komputerze PC trwa około 50s. W chwili obecnej trwają prace nad skróceniem tego okresu. Analizując charakter zmian sygnałów pomiarowych w czasie wydają się bowiem możliwe zmniejszenie wielkości próbkowania w kanałach ruchów oddechowych i pulsoxymetru ze 100Hz na odpowiednio 50Hz oraz 5Hz. Program w efekcie automatycznej analizy danych wylicza następujące wielkości:

- ilość incydentów w każdym obserwowanym oknie na podstawie ruchów oddechowych oraz

- ich ilość skorygowana dodatkową analizą saturacji krwi,
- całkowita ilość incydentów w pełnym badaniu na podstawie ruchów oddechowych i ich ilość stowarzyszona ze spadkami saturacji krwi,
- średnia ilość incydentów występująca w ciągu jednej godziny na podstawie ruchów oddechowych, ilość spadków saturacji oraz obu zdarzeń ze sobą skorelowanych.

Zaprojektowany GUI, dzięki wyświetlanym na ekranie wykresów ruchów oddechowych i saturacji krwi umożliwia dogodną analizę zarejestrowanego materiału. Wyniki automatycznej analizy w każdym z oglądanych „okien czasowych” podawane są przejrzysto w sposób graficzny i liczbowy, a nawigację w dziedzinie czasu realizowana jest efektywnie. Dwie poziome, zielone linie reprezentują średnie wartości ekstermów przebiegu w bieżącym oknie dla jego ujemnych i dodatnich wartości. Czerwona ramka obejmuje swoimi pionowymi krawędziami granice incydentu bezdechowego wykrytego na podstawie ruchów oddechowych. Wysokość tej ramki, stanowiąca tzw. parametr wejściowy ustawiany przez lekarza specjalistę, odpowiada przyjętej wartości granicznej poziomu ruchów oddechowych. Poniżej tej granicy program automatycznie sprawdza warunek dotyczący długości czasu wykrytego bezdechu i podejmuje decyzję o wstępnym zakwalifikowaniu do kategorii incydentu bezdechowego. Końcowa decyzja potwierdzająca wykrycie incydentu dokonywana jest na podstawie analizy porównawczej (w dziedzinie czasu) z przebiegiem saturacji krwi i jest zobrazowana na wykresie za pomocą prostokąta o podwójnej grubości. Zgodnie z definicją warunkiem stwierdzającym wystąpienie bezdechu jest spadek saturacji o ok. 4%) Na górnym wykresie (rys. 5) przedstawiono przebieg ruchów oddechowych w którym wykryto pięć incydentów bezdechowych – tylko trzy z nich były skorelowane z wykrytymi spadkami saturacji. Na dolnym wykresie (rys. 5) program wykrył siedem incydentów bezdechowych, z których każdy posiadał swój odpowiednik zarówno w przebiegu saturacji jak i ruchu klatki piersiowej i brzucha.

4. WNIOSKI

Pomimo tego, że na podstawie pomiaru wykonanego przez zaprojektowane urządzenie, że w trakcie badań w przeważającej części testowanej grupy pacjentów, uzyskano diagnozę prawidłową, u dwóch pacjentów, nastąpiło zauważalne zniżenie wskaźnika RDI, przez to sklasyfikowano ich do grupy o niższym stopniu schorzenia.

Analiza tej rozbieżności wykazała, że w przypadku wystąpienia bezdechów obturacyjnych i częściowo mieszanych, którym towarzyszyły nieregularne ruchy oddechowe, klasyfikowane one były przez system jako proces prawidłowego oddychania, przez co ostatecznie wskaźnik RDI był zniżany. Dlatego w systemie sugeruje się implementację pulsoxymetru, celem umożliwienia detekcji także tych bezdechów, którym towarzyszą ruchy quasioddechowe. Pierwsze otrzymane wyniki tak zmodyfikowanego systemu są zachęcające pokazując, że przyjęto właściwy kierunek jego dalszego rozwoju.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Z. Fortuna, B. Macukow, J. Wąsowski: *Metody numeryczne*, WNT, Warszawa, 2001.
- [2] J. i M. Jankowscy, M. Dryja: *Przegląd metod i algorytmów numerycznych cz. 1 i 2*, WNT, Warszawa, 1988 (wyd. 2).
- [3] A. Kukwa, G. J. Hatliński, W. Kornacki, B. Dobrowiecka, M. Pikiel: *Monitorowanie i diagnostyka zaburzeń oddychania podczas snu. Sen*, Vol. 2, No. 4, 2002.
- [4] M. Krawczyk, J. Graffstein: *Prosta metoda diagnozowania bezdechu sennego*, Zeszyty Naukowe Politechniki Rzeszowskiej, Mechanika zeszyt 71, tom 1, Rzeszów, 2007, str. 341-348.
- [5] W. Kornacki: *Wielokanałowy system rejestracji parametrów czynnościowych do diagnostyki zaburzeń oddychania podczas snu w zastosowaniach klinicznych i domowych*, Materiały

- I Symposium Modelowanie i pomiary w medycynie, Krynica Górska, 1999.
[6] W. Z. Traczyk, A. Trzebski: *Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej*, PZWL, Warszawa, 2003.

Jerzy Graffstein, Mariusz Krawczyk

TELEMETRIC NETWORK FOR APNEA SCREENING

Abstract

In the article main assumptions of the telemetric network for apnea screening are presented. As a conclusion, the test trials program and some remarks about clinical test results are provided. The diagnostic method presented here and developed within the grant project, is based on indirect estimation of breathing process depending on analysis of abdomen and chest movements. The measurement is realized by piezo-electric sensor. The recorded signal is then subjected to advanced numerical analysis aimed at apnea detection. Some preliminary results of test measurements carried on in hospital are presented and discussed in the article.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2007 do 2009
(projekt nr R13 034 02)