

Akademia Górniczo-Hutnicza  
im. Stanisława Staszica w Krakowie  
Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki  
i Inżynierii Biomedycznej



Autoreferat pracy doktorskiej pt.

**IDENTIFICATION OF HUMAN VITAL FUNCTIONS  
BASED ON SELECTED CARDIAC  
AND RESPIRATORY SIGNALS**

**IDENTYFIKACJA PARAMETRÓW ŻYCIOWYCH  
CZŁOWIEKA NA PODSTAWIE SYGNAŁÓW  
KARDIOLOGICZNYCH I ODDECHOWYCH**

Klaudia Proniewska

Promotor: Prof. dr hab. inż. Piotr Augustyniak

Kraków, 2014

# 1. Wprowadzenie

Przygotowana praca doktorska wchodzi w zakres dyscypliny naukowej, będącej na pograniczu techniki i medycyny – biocybernetyki i inżynierii biomedycznej. Głównym problemem badawczym było określenie korelacji sygnałów fizjologicznych wskazujących na sytuację zagrożenia życia. Zagadnienia poruszone w pracy doktorskiej dotyczą monitorowania snu za pomocą zapisów elektrokardiograficznych oraz zapisów akustycznych możliwych do wykonania w warunkach domowych. Doświadczenia przeprowadzane z użyciem różnych czujników o tak odmiennym charakterze pozwoliły na znalezienie zakresu ich wymienności. Analiza sygnałów z sensorów opartych o różne zjawiska fizyczne, adaptacja do codziennych czynności osoby nadzorowanej i wykrywanie sytuacji nietypowych są niezmiernie ważne w prewencji, stawianiu diagnozy i wczesnym wykrywaniu zagrożeń u osób starszych i schorowanych, znajdujących się w grupie podwyższonego ryzyka.

Zagadnienie to jest interesujące zarówno w aspekcie badawczym (mającym na celu zbadanie stopnia, w jakim referencyjny zapis polisomnograficzny może być zastąpiony przez informacje z prostego i taniego rejestratora), jak i konstrukcyjnym (zmierzającym do zaprojektowania systemu do rejestracji jakości snu w warunkach domowych).

## 1.1. Teza i cel pracy

Teza pracy: Równoległa akwizycja sygnału akustycznego oraz sygnału elektrokardiograficznego umożliwia wykorzystanie danych do analizy obstrukcji układu oddechowego podczas snu. Statystyczne modele predykcyjne odznaczają się wysoką czułością oraz specyficznością w zakresie identyfikacji tego typu zdarzeń, umożliwiając postawienie trafnej diagnozy.

Celem pracy doktorskiej było opracowanie metody analizy dźwięków powstających w układzie oddechowym człowieka rejestrowanych podczas snu. Istotą zaburzeń snu jest pojawiające się okresowo ograniczenie lub ustanie przepływu powietrza w drogach oddechowych. Każdy rodzaj zaburzeń oddechu podczas snu w mniejszym lub większym stopniu podwyższa opory dróg oddechowych, w najgorszej sytuacji powodując obturacyjny bezdech senny (OSAS, obstructive sleep apnea syndrome).

## 1.2. Zawartość pracy

Rozprawa składa się z siedmiu rozdziałów oraz dodatku, poświęconych opisowi algorytmów detekcji, analizy i klasyfikacji zdarzeń oddechu podczas snu. W kolejnych rozdziałach zostały omówione następujące zagadnienia:

**Rozdział 1. Introduction:** Omówiono uzasadnienie podjęcia tematu w kontekście jakości życia skupiając się na znaczeniu snu dla funkcjonowania organizmu człowieka. W rozdziale przedstawiono główne tezy pracy doktorskiej.

**Rozdział 2. Methodological review:** Przedstawiono przegląd metod i fizjologiczne podłoże omawianego zagadnienia. Omówiono szczegółowo rodzaje oraz dysfunkcje towarzyszące oddychaniu wymieniając parametry charakteryzujące prawidłową i nieprawidłową wentylację. Przedstawiono specyficzne metody identyfikacji zaburzeń snu zwracając na zmianę fali głosowej w przypadku pomiaru dźwięku zaburzenia oddechu. Zaznaczono istotność technik stosowanych w telemedycynie w kontekście szybkości interwencji zwłaszcza w godzinach nocnych.

**Rozdział 3. Physiological background:** Poświęcony jest omówieniu zjawisk fizjologicznych z uwzględnieniem pracy serca i sygnału elektrokardiograficznego. W pracy przedstawiono również opis pracy układu oddechowego wraz z anatomiczną budową rezonatora głosowego, opisując działanie i podając parametry fizyczne, jak rozkład ciśnienia powietrza, wibracje strun głosowych oraz parametry systemu rezonansowego.

**Rozdział 4. New method of monitoring of human sleep at home:** Przedstawiono nowatorskie podejście do monitorowania paramentów snu w warunkach domowych. Omówiono działanie sprzętu rejestrującego dedykowane sygnały fizjologiczne zastosowane do pomiaru tych parametrów. Przedstawiono fragmenty zaimplementowanych programów za pomocą których możliwe było wyznaczenie parametrów elektrokardiograficznych i akustycznych, następnie wykorzystanych do tworzenia modeli statystycznych. Rozdział ten zawiera również opis metod statystycznych wykorzystanych do analizy sygnałów.

Została zaproponowana idea nowego systemu oceny zaburzeń u pacjentów z zaburzeniami oddechu: równoczesna ocena sygnałów dźwiękowych oraz elektrokardiograficznych.

Zaprezentowano opis pracy własnej:

- procedurę obliczania HRV w celu wyekstrahowania parametrów w dziedzinie czasu, niosących potencjalnie informacje diagnostyczne
- procedurę obliczania EDR – metody pomiaru sygnału oddechowego pacjenta na podstawie sygnału elektrokardiograficznego
- procedurę do analizy sygnałów akustycznych w celu wyekstrahowania parametrów niosących potencjalne informacje diagnostyczne

**Rozdział 5. Experimental results:** Przedstawia omówienie wyników własnych. Po przedstawieniu studiów literaturowych oraz podstaw fizycznych obu technik pomiarowych przedstawiono analizę przeprowadzonego eksperymentu z udziałem 15 wolontariuszy, aby następnie na podstawie danych eksperymentalnych zaproponować i zweryfikować modele statystyczne.

Podział zjawisk akustycznych prezentowany w pracy doktorskiej, jest następujący:

1. zjawisko akustyczne - normalny oddech
2. zjawisko akustyczne - ciężkie chrapanie z normalnym oddechem
3. zjawisko akustyczne - średnie chrapanie z wolnym oddechem
4. zjawisko akustyczne - średnie chrapanie z szybkim oddechem
5. zjawisko akustyczne - lekkie chrapanie z normalnym oddechem
6. zjawisko akustyczne - sapanie
7. zjawisko akustyczne - świsty

Zaproponowano dwie metody oceny klasyfikacji zjawisk akustycznych pojawiających się podczas snu:

- 1) Regresja logistyczna

Przedstawiono dwie regresje logistyczne, a następnie sprawdzono za pomocą krzywej ROC (Receiver Operating Characteristic) poprawność klasyfikatora, który zapewnia łączny opis jego czułości i specyficzności. Przedstawiony system decyzyjny jest szeroko wykorzystywany w diagnostyce medycznej.

## 2) Lasy Losowe (Random Forests method)

Przedstawiono metodę Lasów Losowych jako narzędzie prognostyczne konstruowane w celu uzyskania estymatora funkcji przeżycia (np. frakcji pacjentów, którzy mają zaburzenia kardiologiczne powiązane z zaburzeniami snu). 11 modeli zostało stworzonych oraz przetestowanych na podstawie zdefiniowanych parametrów akustycznych i kardiologicznych.

**Rozdział 6. Discussion:** Podano dyskusję i podsumowanie wyników. Wskazano istotne znaczenie wizualizacji sygnałów dźwiękowych, które w prosty sposób wskazują na nieprawidłowości. Podane techniki analizy sygnałów okazały się czynnikami różnicującymi i identyfikującymi nieprawidłowości oddychania. Przedstawione metody detekcji oraz klasyfikacji zaburzeń oddychania proponowane w pracy doktorskiej mogą zostać wykorzystane do stworzenia automatycznego systemu identyfikacji zagrożeń życia podczas snu. Metody regresji logistycznej oraz Data Mining Random Forests wskazano jako najbardziej odpowiednie dla omawianej analizy identyfikacji zjawisk fizjologicznych.

Został wskazany najlepszy model do identyfikacji zaburzeń snu, który jest wypadkową parametrów kardiologicznych i akustycznych. Wady i zalety każdego z modeli zostały skomentowane.

**Rozdział 7. Summary:** To ocena własnego dzieła w postaci stwierdzenia o możliwości identyfikacji zaburzeń snu na podstawie równoczesnej akwizycji i analizy sygnałów dźwiękowych oraz sygnału elektrokardiograficznego. Przedstawiono studium wykonalności idei nowego systemu klasyfikacji zaburzeń oddychania podczas snu. Przedstawione metody analizy mogą być wykorzystane do diagnostyki .

## 2. Wybrane wyniki

W niniejszym rozdziale zostały opisane i przedyskutowane wyniki oraz najważniejsze osiągnięcia pracy. Do wyznaczenia głównych cech (parametrów) informacji zebranych podczas snu za pomocą dwóch metod (sygnał akustyczny i sygnał elektrokardiograficzny) wykorzystano statystykę opisową. Następnie Tukey's Honestly Significant Difference (HSD) test został wykonany, w celu znalezienia parametrów, które najlepiej odróżniają siedem zdefiniowanych grup zdarzeń akustycznych. Tabela 1 przedstawia przegląd wyników tej analizy, w których wartości reprezentują liczbę istotnych statystycznie różnic dla grupy zdarzeń i danego parametru. Szczegóły tych obliczeń można znaleźć w załączniku pracy doktorskiej.

Tabela 1. Interpretacja testu Tukey's Honestly Significant Difference (HSD). Kolor zielony najlepiej różnicuje daną grupę zdarzeń, natomiast kolor czerwony najgorzej.

Parametry	GRUPY ZDARZEŃ AKUSTYCZNYCH						
	1 TYP	2 TYP	3 TYP	4 TYP	5 TYP	6 TYP	7 TYP
SDNN	6	2	2	3	3	4	4
RMSSD	6	4	4	4	4	4	4
pNN50	6	5	4	4	5	4	4
SDi	2	1	0	0	0	1	0
SDANN	0	1	0	1	0	0	0
M0	6	6	6	5	6	5	4
M1	2	6	4	2	6	3	3
M2	3	6	5	2	6	3	3
F1	2	6	1	1	2	1	1
F2	4	1	2	2	6	2	1
F3	5	2	2	2	6	3	2
F4	4	3	3	3	4	3	2
FF1	3	5	6	3	4	3	3
FF2	5	6	5	5	6	6	5
FF3	5	6	5	5	6	5	4
FF4	5	6	5	5	6	6	5
W1	5	5	5	4	6	4	4
W2	5	6	3	4	6	5	3
W3	5	6	5	4	6	4	4
C1	5	5	4	4	6	4	4
C2	2	5	4	3	5	2	3
C3	2	3	3	3	2	5	4
C4	6	3	3	2	4	4	4
C5	5	5	5	5	5	4	5
C6	5	3	2	3	5	2	2
C7	2	2	2	2	5	2	5

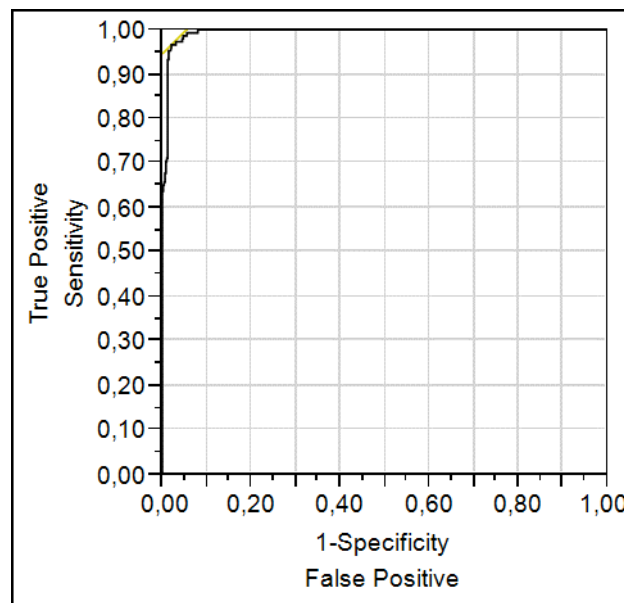
<b>C8</b>	1	4	1	1	2	1	0
<b>C9</b>	4	5	4	5	5	4	3
<b>C10</b>	4	3	5	5	3	3	5
<b>C11</b>	6	6	6	6	5	5	6
<b>C12</b>	6	6	2	2	2	2	2
<b>f01</b>	5	4	4	5	5	4	3
<b>Jitter</b>	2	5	2	2	2	2	5
<b>Shimmer</b>	2	3	2	1	2	5	1

W następnym etapie klasyfikacji statystycznej przedstawiono probabilistyczne modele za pomocą których dokonano dwóch regresji logistycznych:

- 1) Zdarzenia akustyczne zostały podzielone na dwie grupy: normalny oddech vs. wszystkie niepożądane zdarzenia oddechowe. Przedstawiona regresja opiera się na wybranych parametrach kardiologicznych i oddechowych.
- 2) Zdarzenia akustyczne zostały podzielone na dwie grupy: ciężkie chrapanie vs. inne niepożądane zdarzenia oddechowe. Przedstawiona regresja opiera się na wybranych parametrach kardiologicznych i oddechowych.

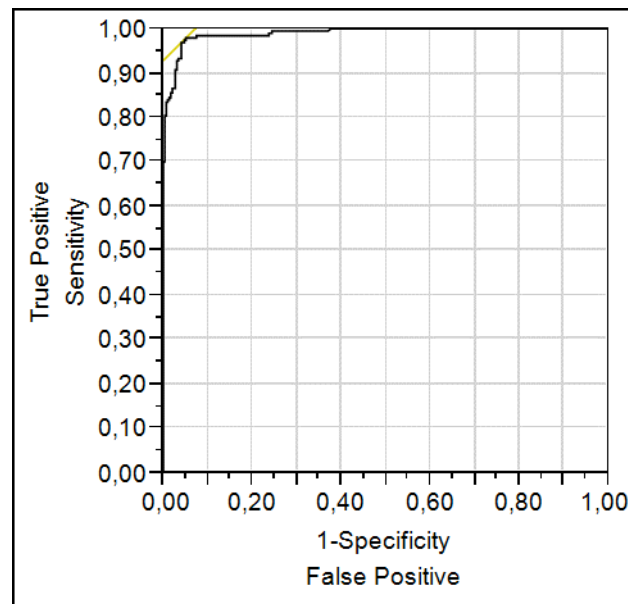
Prezentowane klasyfikatory oceniano za pomocą krzywej ROC. Wyniki analizy w obu przypadkach wykazały obszary pod krzywymi ROC zbliżone do 1.

- pierwsza krzywa ROC - pole pod krzywą = 0,99453



Rys.1. Krzyw ROC – dla normalnego oddechu wobec wszystkich niepożądanych zdarzeń oddechowych.

- druga krzywa - pole pod krzywą = 0,99025



Rys. 2. Krzywa ROC – dla ciężkiego chrapania wobec wszystkich innych niepożądanych zdarzeń oddechowych.

Oznacza to, że wybrane parametry mogą dyskryminować normalny oddech wobec niepożądanych zdarzeń oddechowych (ciężkie chrapanie wobec wszystkich innych zdarzeń oddechowych) z wysoką czułością i swoistością. Punkt odcięcia jest najlepszym punktem klasyfikacji, maksymalizując czułość i swoistość.

Istnieje również optymalny punkt: minimalizacja błędów 1 i 2 typu. Na pierwszej krzywej ROC (normalny oddech wobec niepożądanych zdarzeń oddechowych) wartość punktu odcięcia wynosi - 0,37, a dla drugiej krzywej ROC (ciężkiego chrapania wobec wszystkich innych niepożądanych zdarzeń oddechowych) wartość punktu odcięcia - 0,35.

W kolejnym etapie analizy użyto metody Random Forests (metoda Lasów Losowych) do określenia modeli statystycznych. Celem zaproponowanych modeli było osiągnięcie możliwie najwyższej czułości (wartość predykcji) i swoistość (zdolność do odróżniania jednej grupy zdarzeń oddechowych od innych). 11-ście modeli metody Random Forests zostało przetestowanych na 5 zdefiniowanych grupach wyekstrahowanych parametrów. Odsetek prawidłowego przyporządkowania do rodzaju wydarzeń akustycznych został przedstawiony w tabeli 2.



Tabela 2. Najlepszy model klasyfikujący zdefiniowane zaburzenia oddechu podczas snu

% PREDYKCJI DANEJ GRUPY ZABURZEŃ ODDECHU							
	1 TYP	2 TYP	3 TYP	4 TYP	5 TYP	6 TYP	7 TYP
WSZYSTKIE PARAMETRY (KARDIOLOGICZNE I AKUSTYCZNE)							
Model 10	94.23%	94.83%	66.67%	92.86%	73.91%	100.00%	80.00%
PARAMETRY KARDIOLOGICZNE							
Model 8	88.24%	71.31%	68.00%	33.33%	87.63%	86.96%	18.75%
PARAMETRY AKUSTYCZNE							
Model 10	97.78%	96.12%	92.59%	84.00%	88.31%	100.00%	94.74%
PARAMETRY MIESZANE (BEZ WSPÓŁCZYNNIKÓW CEPSTRALNYCH)							
Model 10	94.38%	97.54%	80.00%	91.67%	93.98%	88.89%	84.21%
PARAMETRY MIESZANE (ZE WSPÓŁCZYNNIKAMI CEPSTRALNYMI)							
<b>Model 10</b>	<b>100.00%</b>	<b>96.27%</b>	<b>96.43%</b>	<b>96.55%</b>	<b>92.71%</b>	<b>89.47%</b>	<b>89.47%</b>

Procent predykcji zaburzeń oddychania jest bardzo wysoki. Na podstawie przedstawionych wyników można wyciągnąć wniosek, że stosowanie parametrów mieszanych (kardiologicznych i akustycznych wraz ze współczynnikami cepstralnymi) pozwala na najlepszą klasyfikację zdarzeń zaburzenia oddychania.

### 3. Podsumowanie

W przedstawionej pracy doktorskiej dowiedziono, że jednoczesna rejestracja (podzielonych na 7 grup zjawisk akustycznych) sygnału dźwiękowego i sygnału EKG wsparta dedykowaną analizą tych zapisów może wystraszająco skutecznie klasyfikować epizody zaburzeń oddychania podczas snu.

Możliwość zdalnego monitorowania znacznej liczby osób starszych, mieszkających samotnie, w okresie rekonwalescencji lub przewlekle chorych znajdujących się pod opieką medyczną w warunkach domowych z szczególnych uwzględnieniem pacjentów w grupie podwyższonego ryzyka chorób kardiologicznych, stanowi podstawowy praktyczny wynik proponowanych badań. Zgodnie ze światowymi standardami, badanie polisomnograficzne pozwala na pewne rozpoznanie i ustalenie stopnia zaawansowania bezdechu i zaburzeń snu. W Polsce jedynie kilka ośrodków jest wyposażonych w odpowiednie urządzenie do diagnostyki i leczenia zaburzeń oddychania w czasie snu. Jest to dobry przykład na to, jak

ważną techniką może okazać się ocena akustyczna, która będzie dodatkiem do istniejących badań jak i potencjalnie mogącą obniżyć koszty badań zaburzeń podczas snu. Przeprowadzono przegląd publikacji z zakresu diagnostyki akustycznej na podstawie którego stwierdzono, że bardzo trudno jest uzyskać uniwersalne standardy, co powoduje że przy podejmowaniu próby oceny zmian w sygnale konieczne jest indywidualne poszukiwanie charakterystycznych cech. Z doniesień literaturowych wynika, że istnieje konieczność stworzenia modeli patologii także dla schorzeń innych, niż obturacyjny bezdech senny w celu ich klasyfikacji.

Poddanie parametryzacji dźwięku wskazującego na zaburzenia snu, czyli przedstawienie go za pomocą zbioru cech stanowi podstawę diagnostycznego opisu stanów pacjenta. Sama rejestracja sygnału oraz jego przetworzenie nie czyni go w pełni użytecznym do oceny zmian i deformacji. Dopiero uporządkowanie ich w strukturę wektora cech umożliwia analizę diagnostyczną.

## Bibliografia

- [1] Hamid Reza Javadi, Shabnam Jalilolghadr, and Zohreh Ya, "Correlation between Obstructive Sleep Apnea Syndrome and Cardiac Disease Severity," *Cardiovascular Psychiatry and Neurology*, 2014.
- [2] M Duplaga and K Zieliński, "Evolution of IT-Enhanced Healthcare: From Telemedicine to e-Health," *Information Technology Solutions for Healthcare Health Informatics*, pp. 1-21, 2006.
- [3] Kugsang Jeong, Eun-young Jung, and Dong Kyun Park, "Trend of wireless u-Health," in *9th International Symposium on Communications and Information Technology, ISCIT*, 2009, pp. 829-833.
- [4] Dong-Wook Jang, Jeong-Myeong Kim, and Surgwon Sohn, "Development of a mobile e-Health care system for rapid detection of emergent situations," in *5th International Conference on New Trends in Information Science and Service Science (NISS)*, 2011, pp. 93-96.
- [5] HelpGuide.org. Sleep Disorders and Sleeping Problems: Symptoms, Treatment & Help. [Online]. [http://www.helpguide.org/life/sleep\\_disorders.htm](http://www.helpguide.org/life/sleep_disorders.htm)
- [6] J A Fiz et al., "Acoustic analysis of snoring sound in patients with simple snoring," *Eur Respir J*, vol. 9, no. 11, pp. 2365-2370, 1996.
- [7] W D Duckitt, S K Tuomi, and T R Niesler, "Automatic detection, segmentation and assessment of snoring from ambient acoustic data.," *Physiol Meas*, vol. 27, no. 10, pp. 1047–1056, 2006.
- [8] M Cavusoglu et al., "An efficient method for snore/nonsnore classification of sleep sounds," *Physiol Meas*, vol. 28, no. 8, pp. 841–853, 2007.
- [9] M Smoleń, K Czopek, and P Augustyniak, "Non-invasive sensors based human state in nightlong sleep analysis for home-care," *Computing in Cardiology*, no. 37, pp. 45-48, 2010.
- [10] K Czopek, "Evaluation of Breathing Dynamics Using the Correlation of Acoustic and ECG Signals," *Computing in Cardiology*, no. 38, pp. 33-36, 2011.
- [11] Tukey's range test. [Online]. [http://en.wikipedia.org/wiki/Tukey%27s\\_range\\_test](http://en.wikipedia.org/wiki/Tukey%27s_range_test)
- [12] L Breiman, "Random Forests," *Machine Learning*, no. 45, pp. 5–32, 2001.