

dr hab. inż. Mirosław Szmajda, prof. uczelni
Politechnika Opolska
Wydział Elektrotechniki, Automatyki i Informatyki
Katedra Automatyki
ul. Prószkowska 76, 45-758 Opole

Opole, 25 września 2021 r.

RECENZJA

rozprawy doktorskiej mgr inż. Moniki Prucnal

Promotor: dr hab. inż. Adam Polak, prof. Uczelni

Dyscyplina naukowa: automatyka, elektronika i elektrotechnika

1. WSTĘP I PODSTAWA PRAWNA

Recenzja została zlecona przez Przewodniczącego Rady Dyscypliny Naukowej Automatyka, Elektronika i Elektrotechnika Politechniki Wrocławskiej w piśmie o znaku RDN-AEE/110/2021 z dnia 13.07.2021 r. w oparciu o dokumentację, w skład której wchodzi:

- rozprawa doktorska pt.: „Metody analizy sygnału EEG ukierunkowane na wykrywanie bezdechu sennego”, której promotorem jest dr hab. inż. Adam G. Polak, prof. PWR.

2. OCENA FORMALNA PRACY

Praca doktorska pt.: „Metody analizy sygnału EEG ukierunkowane na wykrywanie bezdechu sennego” obejmuje 234 strony i składa się z 9 zasadniczych rozdziałów oraz bibliografii z wykazem 346 prac. Ponadto praca uzupełniona jest o streszczenie w języku polskim oraz angielskim, spis oznaczeń oraz wykaz skrótów. Praca jest napisana w języku polskim.

Rozdział 1 stanowi wstęp do pracy, uzasadniający potrzebę zajęcia się zagadnieniem, przedstawiający problem oraz metodykę badań, definiujący cel pracy oraz tezę i ostatecznie prezentujący zawartość pracy.

W rozdziale 2 przedstawiono główny obiekt badawczy jakim jest bezdech senny oraz dokonano wprowadzenia do metodologii jego detekcji. Zaprezentowano aktualny stan wiedzy, związanego z bezdechem sennym,

Rozdział 3 stanowi wprowadzenie do tematyki fizjologii, rejestracji, przetwarzania oraz interpretacji sygnału elektroencefalograficznego EEG. Ponadto przedstawiono powiązanie bezdechu sennego z artefaktami, występującymi w przebiegu EEG (rozdział 3.2). Rozdział 3.2.4 jest kluczowy z punktu widzenia opisu obiektu, będącego przedmiotem niniejszej dysertacji.

W rozdziale 4 Doktorantka podała i omówiła źródłową bazę danych przebiegów EEG, z której korzystała podczas etapu prac eksperymentalnych.

WPLYNĘŁO

20.09.2021

RDN-AEE/164/2021

W rozdziale 5 przedstawiono metody wstępnego przetwarzania sygnału EEG oraz podział na epoki i klasy.

Rozdział 6 traktuje o ekstrakcji cech z epok na podstawie zastosowania szerokiej gamy analiz, m.in.: filtracji, częstotliwościowych, czasowo-częstotliwościowych, czas-skala.

W rozdziale 7 przeanalizowano różne metody selekcji cech oraz określono które z nich są optymalne pod kątem trafności klasyfikacji oraz ilości cech.

W rozdziale 8 zaprezentowano systematykę klasyfikatorów stosowanych w celu detekcji bezdechu sennego oraz dokonano optymalnego ich doboru. Ostatecznie przedstawiono wartości dokładności klasyfikacji udowadniając postawioną tezę.

Rozdział 9 jest podsumowaniem dysertacji, w którym podsumowano wątek naukowy oraz cel i tezę pracy, zestawiono wyniki zrealizowanych prac, uwypuklono autorskie podejście do rozwiązywanych problemów badawczych oraz zarysowano tematykę dalszych prac naukowych.

Uwagi na temat poprawności językowej i redakcyjnej rozprawy.

- Wiele rysunków przytaczanych jest na końcu paragrafów. Preferuje się zawieranie rysunków, tabel, wzorów w środku paragrafów, tak, aby kończyć je tekstem.
- Rysunki powinny występować po ich zacytowaniu w tekście. Rysunek 3.7 występuje np. na str. 52, podczas gdy jego cytowanie występuje na str. 53.
- Rysunek 3.10 nie jest cytowany w tekście. W którym miejscu tekstu jest komentarz do rysunku? Sam rysunek jest bardzo nieczytelny.
- Rysunek 3.11 jest nieczytelny oraz brak jest szerszego komentarza.
- Rysunek 3.12 brak pogłębionego komentarza.
- W rozdziale 5.1.2.1 występuje paragraf A. *Ślepa separacja źródeł*. Brak jest paragrafu B. Sugeruję usunięcie tego podtytułu i zawarcie go w tytule 5.1.2.1.
- W rozdziale 5.2.1.2 na str. 100 występuje omyłkowe powtórzenie pierwszego akapitu ze str. 93. Ponadto, podczas prezentowania informacji o filtracji pasmowo-przepustowej (bardziej odpowiednia nazwa filtru byłaby pasmowo-zaporowa lub notch) w celu eliminacji przydźwięku sieci elektrycznej, występuje w jednym miejscu cytowanie [35] a w drugim [36]. Proszę wskazać właściwe źródło.
- Na rys. 5.9 trudno jest zaobserwować dwa przebiegi. Lepszym rozwiązaniem byłoby umieszczenie dwóch przebiegów jeden pod drugim.
- Na rys. 5.12 brak jest oznaczeń osi. Dlaczego częstotliwości na górnej części rysunku zaczynają się od 0 Hz natomiast na dolnej prawdopodobnie od 5 Hz?
- Ogólnie praca jest napisana poprawnym językiem polskim bez większych błędów stylistycznych.
- Struktura pracy jest logiczna i czytelna.
- Cel, zakres oraz teza pracy zostały poprawnie zaprezentowane.

3. OCENA MERYTORYCZNA PRACY

3.1. Istotność zagadnienia.

Problematyka badawcza niniejszej dysertacji dotyczy bardzo istotnego zagadnienia społeczno-medycznego, jakim jest detekcja oraz klasyfikacja bezdechów sennych, będących coraz powszechniejszym zjawiskiem w społeczeństwie, dotkniętym chorobami cywilizacyjnymi. Dotychczas stosowana metodologia diagnostyki polisomnograficznej, obejmująca badania pacjenta w specjalistycznych klinikach snu, wymaga zastosowania złożonych procedur medycznych oraz sprzętu potrzebnego do rejestracji m.in.: elektroencefalogramu EEG, elektrokardiogramu EKG, elektromiogramu EMG, elektrookulogramu EOG, saturacji krwi SaO₂, przepływu powietrza przy ustach lub nosie, ruchów klatki piersiowej czy sygnału akustycznego. Ponadto proces ten wymaga współpracy z doświadczonym specjalistą, który musi odpowiednio przeanalizować i zinterpretować duże ilości danych. Kolejnym aspektem jest fakt, iż tylko niewielki odsetek cierpiących na tę jednostkę chorobową jest diagnozowany. Co więcej, wiele osób w ogóle nie wie, iż codzienne poczucie zmęczenia, bóle głowy po przebudzeniu, obniżony poziom percepcji w ciągu dnia, to objawy związane z bezdechem sennym, a w konsekwencji ze złą jakością snu. Odmienna jest również procedura leczenia różnych typów bezdechu: obturacyjnego OSA, centralnego CSA oraz mieszanego MSA. Podsumowując, na obecnym stopniu rozwoju cywilizacyjnego współczesnego społeczeństwa, istotnym jest opracowanie kompaktowego, bezinwazyjnego urządzenia, mogącego być zastosowanym samodzielnie przez pacjenta w domu, które wykorzystując minimalne oczujnikowanie, może przeprowadzić wstępną diagnostykę bezdechu sennego z określeniem jego typu. Niniejsza praca wpisuje się w to zadanie.

3.2. Zawartość merytoryczna pracy

Rozdziały 1 do 4 stanowią wprowadzenie do obiektu badań, w których zaprezentowano zależność występowania bezdechów sennych oraz artefaktów, występujących w przebiegu EEG.

W rozdziale 1 przedstawiono motywację podjęcia badań oraz zidentyfikowano problem badawczy polegający na „braku systematycznych prac pokazujących najefektywniejsze metody stosowane na poszczególnych etapach przetwarzania jednokanałowego EEG w kontekście maksymalizacji dokładności nie tylko automatycznego wykrywania bezdechu, ale również różnicowania jego typu.”

Zaprezentowano metodologię rozwiązania problemu, w skład której wchodzi proces przetwarzania sygnału EEG, pochodzącego z lokalizacji C3-A2, składającego się z następujących po sobie czynności: przetwarzania wstępnego, ekstrakcji danych, selekcji cech, klasyfikacji oraz oceny jakości modelu.

Ostatecznie zaproponowane czynności mają doprowadzić do optymalnego doboru odpowiednich metod przetwarzania sygnałów, w celu możliwie precyzyjnej detekcji i klasyfikacji zdarzeń, związanych z bezdechem sennym.

Następnie przedstawiono cel i zakres pracy oraz zdefiniowano następującą tezę pracy:

Odpowiedni dobór metod przetwarzania jednokanałowego sygnału EEG na poszczególnych etapach: przetwarzania wstępnego, ekstrakcji i selekcji cech, oraz uczenia maszynowego pozwoli na uzyskanie dokładności automatycznego rozróżniania między bezdechem sennym a normalnym oddychaniem oraz różnicowania typu bezdechu większej, niż uzyskano w dotychczasowych badaniach.

Główne zagadnienie badawcze, zidentyfikowane przez Doktorantkę, polegają na:

- zwiększeniu dokładności klasyfikacji detekcji bezdechu (przytoczone poziomy obecnie spotykanych dokładności podano na str. 22),
- poszerzeniu zakresu klasyfikacji: z klasyfikacji binarnej, jak to ma miejsce w stosownych pracach, do klasyfikacji trójetykiowej, umożliwiającej określenie fragmentów przebiegów EEG (epok) i przypisaniu ich do klas: normalnego oddychania (NORM), bezdechu obturacyjnego (OSA) oraz bezdechu centralnego (CSA),
- zastosowaniu tylko rejestratora EEG jako narzędzia polisomnograficznego, w kontraście do powszechnie stosowanych łącznie rejestratorów: EEG, EKG, EOG, EMG, dźwięku, saturacji oraz ruchów klatki piersiowej,
- wykorzystania tylko jednego kanału rejestratora EEG w lokalizacji elektrody C3-A2.

Rozdział 2 stanowi prezentację obiektu badawczego - bezdechu sennego, według Międzynarodowej Klasyfikacji Zaburzeń Snu (ICSD) oraz jego odmian w postaci bezdechów: obturacyjnego OSA, centralnego CSA oraz mieszanego MSA. Przedstawiono również współczynniki bezdechu AI oraz bezdechu/splycenia oddechu AHI oraz podano ich poziomy diagnostyczne. Ostatecznie na podstawie szczegółowego przeglądu literaturowego dokonano analizy zjawiska bezdechu w ogólności – rozdział 2.3 *Epidemiologia*, a także poszczególnych typów bezdechów. Przybliżono również badanie polisomnograficzne oraz zaprezentowano przegląd literaturowy badań z wykorzystaniem poszczególnych jego składowych umożliwiający próby automatyzacji diagnostyki bezdechu.

Rozdział 3 zarysowuje podstawy elektroencefalografii, łącznie z fizjologicznymi zjawiskami związanymi z elektryczną aktywnością komórek mózgowych. Uważam, że przegląd ten jest nawet zbyt szczegółowy, a problematyka zawarta w rozdziale 3.1.1.1. *Źródła prądowe w mózgu*, mogłaby zostać jedynie zasygnalizowana i włączona do rozdziału 3.1.1.2 *Sygnał EEG*. W dalszej części rozdziału 3 przedstawiono sposoby rejestracji przebiegów EEG oraz ich systematykę – fale: *delta*, *theta*, *alfa*, *beta*, *gamma*, *mu* oraz *lambda*. Następnie zarysowano fizjologię snu w postaci faz NREM oraz REM, a także powiązano je ze stosownymi przebiegami EEG. Po wprowadzeniu podstawowych informacji na temat przebiegów EEG powiązano je z epizodami bezdechu sennego obturacyjnego oraz centralnego, a następnie przedstawiono rozbudowany przegląd literaturowy, traktujący o współczesnych badaniach nad wykorzystaniem EEG w diagnostyce bezdechu, a w szczególności tych badaniach, w których wykorzystany był wyłącznie sygnał EEG.

Rozdział 3.2.4 *Wpływ bezdechu na EEG*, jest bardzo istotny z punktu widzenia prezentacji obiektu biomedycznego - powiązanie pojawiania się bezdechów sennych OSA, CSA oraz MSA ze stosownymi artefaktami w przebiegach EEG. Natomiast rozdział 3.3.2 *Badania wykorzystujące jedynie sygnał EEG*, bezpośrednio traktuje o stosowanych metodach analizy sygnałów oraz algorytmach, wykorzystywanych w diagnostyce bezdechu z zastosowaniem wyłącznie przebiegu EEG i jest on **kluczowy z punktu widzenia założonej tezy**. W szczególności w tym rozdziale Doktorantka bardzo starannie przedstawiła obecny stan badań nad obiektem, potwierdzając go bogatą bibliografią. Ostatecznym wnioskiem z niniejszego rozdziału jest stwierdzenie, iż brak jest zaawansowanych badań w kierunku detekcji i klasyfikacji bezdechu sennego w klasach NORM, OSA, CSA, bazując wyłącznie na jednokanałowym EEG.

W rozdziale 4 Doktorantka przedstawiła przegląd baz danych oraz ich charakterystykę, z których możliwe jest pozyskanie danych wejściowych oraz dokonała wyboru w postaci bazy St. Vincent's University Hospital/University College Dublin Sleep Apnea Database, zawierającej rejestracje m.in. przebiegów EEG 25 osób, skomentowane przez specjalistę odnośnie faz snu oraz zdarzeń oddechowych z dokładnością do 1 sekundy. Zdarzenia te obejmowały wszystkie typy

bezdechów, istotne z punktu widzenia niniejszej pracy oraz również m.in. oddechy periodyczne Cheyne'a Stokesa. Przebiegi EEG zostały zarejestrowane w lokalizacjach C3-A2 oraz C4-A1.

Podsumowując rozdziały 1-4 oceniam, iż:

- prawidłowo uargumentowano potrzebę zajęcia się zagadnieniem,
- zaproponowano odpowiednią metodykę badawczą,
- jasno określono cel badawczy oraz poprawnie go sparametryzowano,
- teza pracy została postawiona w sposób odpowiedni,
- dokonano starannego przeglądu literatury pod kątem automatyzacji diagnostyki z wykorzystaniem poszczególnych składowych badania polisomnograficznego,
- starannie zaprezentowano stan wiedzy na temat wykorzystania metod przetwarzania, analizy i klasyfikacji sygnałów, stosowanych w badaniach bezdechu za pomocą metod z wykorzystaniem wielu biosygnatów oraz jednokanałowego EEG,
- starannie zaprezentowano wyniki klasyfikacji bezdechu sennego za pomocą obecnie stosowanych algorytmów (Tabela 3.2 oraz 3.3),
- prawidłowo przeanalizowano różne bazy danych pod kątem pozyskania przebiegów EEG do analizy w niniejszej pracy.

Po zaprezentowaniu tematu oraz określeniu naukowego stanu rzeczy w rozdziałach 1-4, Doktorantka przystąpiła do zaproponowania metod przetwarzania sygnałów oraz ich analiz w kontekście przygotowania sygnału oraz ekstrakcji cech umożliwiających optymalną ich klasyfikację. Rozdziały te: 5, 6, 7 oraz 8, posiadają elementy wkładu własnego Doktorantki w rozwój dyscypliny.

W rozdziale 5. *Przetwarzanie wstępne całonocnych zapisów EEG*, Doktorantka, oprócz umotywowania konieczności zastosowanych procedur przetwarzania sygnałów zaproponowała m.in. następujące etapy przetwarzania sygnałów:

- usunięcie elementów związanych ze złym kontaktem elektrod oraz ruchami pacjenta,
- normalizacja i standaryzacja,
- usunięcie linii trendu,
- usunięcie przydźwięku sieci elektrycznej za pomocą filtracji dolnoprzepustowej,
- usunięcie jednokanałowych EEG,
- podział sygnału na epoki i klasy.

Ostatecznie w podrozdziale 5.2.4 przeanalizowała wpływ poszczególnych etapów wstępnego przetwarzania sygnału EEG na wyniki klasyfikacji z zastosowaniem wnioskowania statystycznego. Metody ekstrakcji i selekcji cech oraz propozycja klasyfikatora, które zostały wykorzystane do przebadania wpływu różnych typów przetwarzania wstępnego Doktorantka opublikowała w pracach [1][2][3] oraz odpowiednio według numeracji w pracy [249][250][251]. W konkluzji rozdziału (podrozdział 5.3) Doktorantka stwierdziła, iż średnia trafność klasyfikacji była najwyższa przy zastosowaniu przetwarzania wstępnego w postaci: usunięcia wysycień, filtracji dolnoprzepustowej i standaryzacji. Trafność ta wzrosła do 54,43%, w stosunku do wartości 52,36%, gdzie przetwarzania wstępnego nie zastosowano.

Podsumowując rozdział 5 oceniam, iż:

- prawidłowo przeanalizowano dobór metod przetwarzania wstępnego,

- logicznie i systematycznie przeanalizowano optymalną kombinację metod w kontekście późniejszej trafności klasyfikacji.

W rozdziale 6. *Ekstrakcja cech z epok sygnału EEG*, Doktorantka przedstawiła bieżący stan wiedzy, związany z zastosowaniem różnych typów analiz w celu wyznaczenia cech charakterystycznych dla poszczególnych typów klas bezdechów. Spośród wielu wymienionych w przeglądzie literaturowym zaproponowała zastosowanie: filtracji pasmowo-przepustowej (BPF), dyskretnej transformacji falkowej (DWT), dekompozycji empirycznej (EMD), dekompozycji wariacyjnej (VMD), transformacji Hilberta-Huanga (HHT) oraz połączenia metod DWT i HT, a także VMD i HT (VMD+HT). Ostatecznie uzyskane wyniki analiz były podstawą obliczenia wektora cech, składającego się z obliczonych dla każdej analizy wartości 9 cech a obejmujących dane: statystyczne (skośność, kurtoza, mediana), parametry Hjortha (aktywność, proporcja wariancji do sumy wariancji wszystkich sygnałów, mobilność, złożoność), entropię Shanona oraz cechę kształtu (maksymalna amplituda). Tego typu podejście dostarczyło wektory cech o rozmiarach od 45 do 351 (tabela 6.3), w zależności od zastosowanego typu metody bądź połączenia metod.

Podsumowując rozdział 6 oceniam, iż:

- przeanalizowano bardzo szerokie spektrum analiz sygnałów o bardzo różnych własnościach,
- podjęto udaną próbę stworzenia wektora cech, umożliwiającego podjęcie dalszych kroków w celu osiągnięcia celu pracy.

W rozdziale 7. *Selekcja cech charakteryzujących epoki EEG* Doktorantka zaprezentowała problematykę zagadnienia selekcji cech spośród uzyskanych w poprzednim rozdziale, oraz podjęła próbę minimalizacji ich liczby w funkcji trafności klasyfikacji. Spośród 12 różnych metod selekcji cech, obejmujących metody: filtrów, opakowane oraz wbudowane, na podstawie poszukiwań literaturowych, zaproponowano przebadanie trzech wybranych: algorytmu MRMR, ReliefF i regresji liniowej MRA oraz analizy wariancji ANOVA i regresji liniowej MRA. W tabeli 7.1 przedstawiono wyniki trafności klasyfikacji, w której najlepszymi efektami cechowała się metoda ReliefF przy 68,65% trafności klasyfikacji i 292 cechami, w odniesieniu do 68,04% przy 351 cechach dla algorytmu bez selekcji. Notuje się tutaj niewielki wzrost trafności przy 16% spadku liczby cech. Następnie w podrozdziale 7.3 zaprezentowano wyniki badań z zaproponowanymi analizami z rozdziału 6 i w oparciu o zastosowaną metodę selekcji ReliefF. W tabeli 7.2 zestawiono wyniki trafności klasyfikacji, gdzie najlepszymi rezultatami cechowała się analiza HHT. Podjęto również próbę selekcji wszystkich połączonych cech uzyskanych za pomocą ekstrakcji w ramach wytypowanych w rozdziale 6 analiz – 500 cech, jednakże trafność klasyfikacji nie uległa zmianie, przy nieznacznym obniżeniu liczby cech z 520 do 500. Przebadano również wpływ parametrów metody ReliefF (k oraz th) na trafność klasyfikacji, dla której określono minimalną liczbę cech (387) przy utrzymaniu wartości trafności klasyfikacji (72,56%). Ostatecznie określono, iż cechy, uzyskane za pomocą HHT mają największy udział w całościowym wektorze cech (66,41%) – Tabela 7.5.

Podsumowując rozdział 7 oceniam, iż:

- przeanalizowano bardzo szerokie spektrum metod selekcji cech w zastosowaniach klasyfikacji sygnałów EEG,

- określono ostateczny typ oraz parametry metody selekcji cech i udowodniono celowość jej stosowania.

Rozdział 8 jest kontynuacją poprzednich etapów badawczych, w którym następuje dobór optymalnych klasyfikatorów. W rozdziale przeprowadzono systematykę różnych typów klasyfikatorów (statystyczne, sztuczne sieci neuronowe, rozmyte i mieszane) wraz ze studium literaturowym dotyczącym ich stosowania w klasyfikacji różnych typów bezdechu sennego. Wprowadzono parametry ocen jakości klasyfikatora w klasyfikacji binarnej oraz wieloetykietowej. Ostatecznie do dalszych badań wybrano: sztuczne sieci neuronowe (typu FFNN), metodę k-najbliższych sąsiadów (kNN) oraz maszynę wektorów nośnych (SVM). W przypadku pierwszej z metod uzyskano średnią dokładność klasyfikacji w 3 klasach (NORM, OSA, CSA) na poziomie, odpowiednio: 82,29%, 83,27% oraz 82,25%. Natomiast w przypadku klasyfikacji binarnej przy rozróżnieniu epok bez bezdechów (NORM) i epok z bezdechami (OSA i CSA) dokładności klasyfikacji były bardzo wysokie i wyniosły 100% dla metod kNN oraz ANN, a w przypadku metody SVM 99,98%. **Wyniki te udowadniają tym samym postawioną tezę dysertacji.** Doktorantka zwróciła również uwagę na pojawienie się publikacji w roku 2021 [4], w której uzyskuje się wyższą dokładność klasyfikacji, natomiast wykorzystuje się w niej dwa kanały EEG (C3-A2 oraz C4-A1).

Podsumowując rozdział 8 oceniam, iż:

- przeanalizowano bardzo szerokie spektrum metod klasyfikacji sygnałów,
- dokonano wyboru trzech metod klasyfikacji oraz potwierdzono ostatecznie tezę pracy uzyskując dokładności klasyfikacji wyższe niż w pracach referencyjnych.

Rozdział 9 stanowi podsumowanie dysertacji. Doktorantka ostatecznie udowodniła tezę postawioną w rozdziale 1, podsumowuje uzyskane wyniki oraz wykazuje oryginalne elementy, stanowiące o aspektach nowości w zagadnieniach badawczych nad detekcją i klasyfikacją zaburzeń związanych z bezdechem sennym. Ostatecznie przedstawia tematykę dalszych swoich badań.

3.3. Uwagi dyskusyjne

1. Doktorantka w punkcie 2.6 *Automatyzacja diagnostyki bezdechu sennego* przytacza metodę ekstrakcji sygnału oddechowego na podstawie algorytmu EDR – ECG-Derived Respiratory Signal. Czy podczas poszukiwań literaturowych został wzięty również pod uwagę algorytm RSA - Respiratory Sinus Arrhythmia?
2. W rozdziale 3.1.3 na str. 48 zaprezentowano fazy snu w postaci faz NREM1-3 oraz REM. Natomiast na Rysunku 3.6 przedstawiono również fazę NREM4. Brak jest komentarza na temat tej fazy. Również na str. 91 w rozdziale 5.1.3 jest odniesienie do tej fazy.
3. Doktorantka zaproponowała czas trwania poszczególnych epok n 30 s. Na str. 73 w rozdziale 4.2 *Przygotowanie bazy danych do wykorzystania w pracy*, odniosła się do danych zgromadzonych w bazie University College Dublin Sleep Apnea Database, umieszczonych na portalu PhysioNet, w których zgromadzone były rekordy o epokach 30 s. Jaki jest, zdaniem Doktorantki, wpływ tego założenia na wyniki prac? Jaki czas trwania epok byłby optymalny, z punktu widzenia celu dysertacji? W tej bazie danych zastosowano również lokalizacje elektrod C3-A2 i C4-A1. Poprosiłbym o krótki komentarz na temat optymalnej lokalizacji wymienionych elektrod. Również proszę o informację dlaczego ostatecznie wybrano lokalizację C3-A2 (Rozdział 5.2).

4. W rozdziale 4.2 *Przygotowanie bazy danych do wykorzystania w pracy*, Doktorantka opisuje bazę danych, w której znajdują się również zdarzenia obejmujące oddechy periodyczne Cheyne'a-Stokesa. Czy Doktorantka rozważała rozszerzenie identyfikowanych klas o zdarzenia tego typu? Istnieją publikacje, które wykazują zależności EEG od tego typu oddechów, np.: [5][6].
5. W rozdziale 5.1.1.5 *Usunięcie zakłóceń pochodzących od sieci energetycznej*, Doktorantka sformułowała następujące zdanie: „Na początku zastosowane jest krótkie okno czasowe przesuwające się po sygnale, w którym przeprowadzana jest transformacja szeregów czasowych w oparciu o temperowanie w celu oszacowania energii widmowej sygnału w każdym paśmie częstotliwości.” Słowo „temperowanie” jest raczej nie stosowane w zagadnieniach przetwarzania sygnałów. Najprawdopodobniej chodzi tutaj o angielskie słowo „taper” w kontekście nakładania okna czasowego na sygnał o kształcie innym niż prostokątne (np. Hanninga czy Blackmana), w celu minimalizacji zjawiska przecieku widma. Proszę o ustosunkowanie się do powyższego i o ewentualnie zaproponowanie innej konstrukcji zdania.
6. W rozdziale 5.2.1.1 na str. 95 Doktorantka zdefiniowała warunki, definiujące próg, po przekroczeniu którego część badanego sygnału uznano jako zakłócenie. Zdefiniowano wartości parametrów r , n oraz σ . Proszę podać metodologię doboru wymienionych wartości.
7. Na rys. 5.3 po wykonaniu operacji detekcji i usunięcia zakłóceń, widoczny jest charakterystyczny próg – gwałtowny spadek – przebiegu sygnału, który jest skutkiem niedopasowania poziomów sygnału przed i po wystąpieniu zakłócenia. Doktorantka niweluje ów próg za pomocą filtracji dolnoprzepustowej i resamplingu (przepróbkowania). Następnie na rys. 5.6 na str. 99 przedstawione jest miejsce sklejenia po wykonaniu proponowanych operacji filtracji i repróbkiowania. W mojej opinii zaproponowane zabiegi niewiele pomogły, ponieważ próg ten wciąż występuje. Proszę podać jakie były parametry filtru, w szczególności rząd filtru, częstotliwość odcięcia itd. W mojej opinii sugerowałbym zastosowanie filtru wyższego rzędu lub inne techniki interpolacji przebiegu, tak aby zminimalizować próg powstały po wycięciu fragmentu sygnału. Bez tego typu zabiegów istnieje niebezpieczeństwo identyfikacji w widmie tego przebiegu – np. przy obliczeniach spektrogramu lub transformacji falkowej - szerokopasmowego komponentu częstotliwościowego, który w rzeczywistości nie występuje, a także może mieć to wpływ na wyniki ostatecznej klasyfikacji sygnału.
8. W rozdziale 5.2.1.2B. *Filtracja wycinająca* na rys. 5.10 Doktorantka przedstawiła charakterystykę amplitudową filtru: wzmocnienie [dB] vs częstotliwość. W tekście podano, iż jest to filtr 2-go rzędu, podczas gdy według charakterystyki amplitudowej pasmo zaporowe jest bardzo wąskie – prawdopodobnie nawet poniżej 1 Hz, obydwa pasma przejściowe bardzo strome a tłumienie bardzo duże powyżej 200 dB. Moim zdaniem rząd filtru w takim przypadku powinien być dużo wyższy. Proszę o weryfikację parametrów tego filtru.
9. Czy we wzorze 5.6 na str. 107 n oznacza całkowitą liczbę próbek? Ile ona wynosi?
10. W rozdziale 5.2.2 na str. 107 Doktorantka posługuje się pojęciami „wysycenie” oraz „wartość odstająca”. Przyczyny powstawania tych pierwszych zakłóceń zdefiniowano wcześniej, natomiast brak jest komentarza odnośnie drugiego ze zjawisk.
11. W rozdziale 5.2.3.1, w tabeli 5.1 przedstawiono czasy trwania zdarzeń przed i po usunięciu wysycień. Według tabeli, minimalny czas ich trwania dla sygnału oryginalnego wynosi 7, natomiast po usunięciu wysycień wynosi 2. Poproszę o komentarz, dlaczego w sygnale oryginalnym brak jest 2 sekundowych zdarzeń.
12. W rozdziale 5.2.3.1 na rysunku 5.17 przedstawione jest złożenie histogramów czasów trwania zdarzeń dla sygnałów oryginalnego oraz bez wysycień – opis z podpisu rysunku oraz legendy. Natomiast na histogramie występują słupki w trzech kolorach: jasnobrązowym, brązowym oraz

- niebieskim. Proszę o pogłębiony komentarz dotyczący szczególnie kolumn o kolorze brązowym.
13. W rozdziale 5.3 na str. 117 mowa jest o usunięciu „zakłóceń harmonicznych”. O harmonicznych której częstotliwości jest tutaj mowa? Czy nie chodzi o usunięcie przydźwięku sieci elektrycznej?
 14. W rozdziale 8.3.3 oraz 8.3.4 zaprezentowano niemal idealne dokładności klasyfikacji A_1 w klasie NORM bliskie lub równe 100% dla metod odpowiednio SVM oraz FFNN. Badania zostały przeprowadzone dla 25 pacjentów z przedmiotowej bazy danych. Czy, zdaniem Doktorantki, wartości te mogą ulec zmianie w funkcji zwiększenia się liczby pacjentów?

3.4. Ogólna ocena merytoryczna pracy

Praca ma charakter wybitnie interdyscyplinarny na pograniczu nauk medycznych, inżynierii biomedycznej oraz elektroniki z zakresu cyfrowego przetwarzania oraz analizy sygnałów. Na uwagę zwraca staranne oraz szerokie studium literaturowe, umożliwiające określenie bieżącego stanu rzeczy zarówno po stronie badanego obiektu, jak i metod przetwarzania i analizy sygnałów. Poszukiwania naukowe Doktorantki zaowocowały nowymi, autorskimi aspektami badawczymi, które stanowią niewątpliwą wkład w rozwój ówczesnej dyscypliny elektronika, a obecnie automatyka, elektronika i elektrotechnika, a do najważniejszych z nich należą:

- uzyskanie wysokiej dokładności binarnej klasyfikacji epok EEG do bezdechu sennego lub normalnego oddychania (nawet do 100%),
- zaproponowanie trójetykietowego algorytmu klasyfikującego epoki EEG – podział na klasy: oddech normalny NORM, bezdech obturacyjny OSA oraz bezdech centralny CSA,
- zaproponowanie metod przetwarzania wstępnego w celu przygotowania sygnału EEG do ekstrakcji, selekcji cech oraz ostatecznie klasyfikacji wieloetykietowej,
- zaproponowanie złożenia wielu analiz sygnałów: filtracji pasmowo-przepustowej (BPF), dyskretnej transformacji falkowej (DWT), dekompozycji empirycznej (EMD), dekompozycji wariacyjnej (VMD), transformacji Hilberta-Huanga (HHT) oraz połączenia metod DWT i HT, a także VMD i HT (VMD+HT) w celu ekstrakcji cech,
- zaproponowanie połączenia dyskretnej transformacji falkowej wraz z transformatą Hilberta jako metody ekstrakcji cech o wkładzie ok. 15% w ostateczny, całościowy zbiór cech różnicujących,
- wykonanie selekcji cech poprzez połączenie metody ReliefF+MRA,
- zaproponowanie metod klasyfikacji epok EEG wraz z ich optymalnymi parametrami, do których należą: sztuczne sieci neuronowe (typu FFNN), metodę k-najbliższych sąsiadów (kNN) oraz maszynę wektorów nośnych (SVM).

Zaprezentowane badania mają charakter rozwojowy, zmierzając w kierunku opracowania kompaktowego urządzenia wbudowanego, które mogłoby zdecydowanie uprościć badanie polisomnograficzne w celu wykrycia zaburzeń bezdechu sennego i mogące być zastosowanym przez pacjenta samodzielnie w domu.

Ostatecznie Doktorantka wykazała się znajomością zagadnień biomedycznych z zakresu powstawania i fizjologii sygnałów EEG jak i z zakresu analizy i przetwarzania sygnałów. Na uwagę zwraca mnogość algorytmów przetwarzania oraz analiz sygnałów, które przetestowała.

Przeprowadziła kompletny proces badawczy, począwszy od zdefiniowania problemu badawczego, przez zaproponowania metodologii jego rozwiązania, implementacji a skończywszy na weryfikacji badań. Zaimplementowała kompletny tor przetwarzania sygnałów biomedycznych w postaci: przetwarzania wstępnego, ekstrakcji cech, selekcji cech, klasyfikacji epok oraz oceny jakości modelu.

Uważam, że Doktorantka dysponuje rozbudowanym warsztatem badawczym, potrafi zaplanować eksperyment naukowy oraz posiada umiejętnościami publikowania wyników badań, czego dowodzą parametry bibliometryczne: 4 publikacje (w tym 2 z listy JCR i 2 w materiałach konferencyjnych indeksowanych WoS), indeks Hirscha 3, 16 cytowań.

4. WNIOSEK KOŃCOWY

Po zapoznaniu się z pracą doktorską pt.: „Metody analizy sygnału EEG ukierunkowane na wykrywanie bezdechu sennego”, oraz na podstawie art. 179 Ustawy z dnia 3 lipca 2018 r. Przepisy wprowadzające ustawę – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce stwierdzam, iż

przedstawiona rozprawa spełnia

wymagania określone w „Ustawie o stopniach naukowych i tytułach naukowych oraz o stopniach i tytułach w zakresie sztuki” z dnia 14 marca 2003 r. oraz w rozporządzeniu Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego z dnia 1 września 2011 r.

W związku z powyższym

wnioskuje o przyjęcie rozprawy doktorskiej oraz o dopuszczenie

mgr inż. Moniki Prucnal do publicznej obrony.

Miostew Szmaja

5. BIBLIOGRAFIA

1. Prucnal, M.A.; Polak, A.G. Analysis of Features Extracted from EEG Epochs by Discrete Wavelet Decomposition and Hilbert Transform for Sleep Apnea Detection. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS* **2018**, 2018-July, 287–290, doi:10.1109/EMBC.2018.8512201.
2. Prucnal, M.A.; Polak, A.G. Effectiveness of Sleep Apnea Detection Based on One vs. Two Symmetrical EEG Channels. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS* **2019**, 4056–4059, doi:10.1109/EMBC.2019.8856632.
3. Prucnal, M.A.; Polak, A.G. Comparison of Information on Sleep Apnoea Contained in Two Symmetric Eeg Recordings. *Metrol. Meas. Syst.* **2019**, 26, 229–239, doi:10.24425/MMS.2019.128351.
4. Zhao, X.; Wang, X.; Yang, T.; Ji, S.; Wang, H.; Wang, J.; Wang, Y.; Wu, Q. Classification of Sleep Apnea Based on EEG Sub-Band Signal Characteristics. *Sci. Reports* **2021**, 11, 1–11, doi:10.1038/s41598-021-85138-0.



5. Smith, K.M.; Britton, J.W.; Burkholder, D.B. Electroencephalogram Changes During Cheyne–Stokes Respiration in Acutely Ill Hospitalized Patients. *Neurocrit. Care* **2020**, *33*, 829–834, doi:10.1007/S12028-020-00937-Z/TABLES/1.
6. M Fabbrini, E.B.M.M. Automatic Analysis of EEG Pattern during Sleep in Cheyne–Stokes Respiration in Heart Failure. *Sleep Med* **2011**, *12*, 529–530, doi:10.1016/j.sleep.2011.03.005.

