



AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE

DZIEDZINA NAUK INŻYNIERYJNO TECHNICZNYCH
DYSCYPLINA AUTOMATYKA, ELEKTRONIKA I ELEKTROTECHNIKA

ROZPRAWA DOKTORSKA

System zdalnej diagnostyki bezdechu sennego
w warunkach domowych

Autor: mgr inż. Jakub Bogdan Drzazga

Promotor rozprawy: prof. dr hab. inż. Bogusław Cyganek

Praca wykonana: Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica
w Krakowie
Wydział Informatyki, Elektroniki i Telekomunikacji
Instytut Elektroniki

Kraków, 2022

Streszczenie

Bezdech senny jest jednym z najczęściej występujących rodzajów zaburzeń oddychania w czasie snu. Objawia się on ograniczeniem wymiany gazowej występującym wielokrotnie w ciągu nocy. Jego konsekwencje obejmują między innymi przewlekłe zmęczenie, problemy z koncentracją, czy zwiększone ryzyko spowodowania wypadku z powodu senności. Jednym z podstawowych zagadnień w leczeniu bezdechu sennego jest jego diagnostyka. Obecnie wiele osób chorych pozostaje niezdiagnozowanych z powodu ograniczonej dostępności zarówno narzędzi diagnostycznych, jak i wyspecjalizowanego personelu medycznego. Niniejsza praca opisuje system Comarch PulmoVest, który powstał w odpowiedzi na to zapotrzebowanie. W jej ramach zaprojektowano i wykonano kompletne rozwiązanie, począwszy od samych czujników, układów elektronicznych urządzeń wykonujących pomiar, na algorytmach uczenia maszynowego wspomagających analizę zapisów skończywszy. Całość zweryfikowano w toku eksperymentu medycznego obejmującego sto osób. Uzyskane wyniki wskazują, że rozwiązanie to po uzyskaniu odpowiednich certyfikatów będzie mogło być stosowane w diagnostyce bezdechu sennego.

Słowa kluczowe: bezdech senny, badanie poligraficzne snu, układy pomiarowe, uczenie maszynowe

Abstract

Sleep apnea is one of the most prevalent types of sleep disordered breathing. It manifests itself by reduced gas exchange that occurs multiple times during the night. Sequelae of sleep apnea include chronic fatigue, concentration problems and an increased risk of causing an accident due to sleepiness. One of the fundamental issues with the sleep apnea is its diagnosis. Currently large percentage of the affected population remain undiagnosed due to the limited availability of both diagnostic tools, and specialized medical personnel. This work describes the Comarch PulmoVest system that was created to meet this demand. A complete solution was designed and built, ranging from sensors, electronic circuits of the devices for measurement to machine learning algorithms that facilitate examination analysis. The whole system was verified in the medical experiment that involved 100 people. The results indicate that the solution, after meeting legal requirements, can be used to perform sleep apnea diagnosis.

Keywords: sleep apnea, respiratory polygraphy, measurement circuits, machine learning

Podziękowania

Dziękuję moim Rodzicom będącym dla mnie nieustannym wsparciem na każdej drodze, jaką wybrałem. W szczególności zaś dziękuję Mamie za motywację, a Tacie za pokazywanie mi od dziecka świata inżynierii i wszystkie wielogodzinne dyskusje o elektronice.

Pragnę podziękować Koleżankom i Kolegom z firmy Comarch S.A. – bez Waszej pomocy i wyrozumiałości Comarch PulmoVest nigdy by nie powstał, a rozprawa ta nie mogłaby zostać ukończona.

Serdeczne podziękowania kieruję również w stronę Pana prof. dr hab. inż. Bogusława Cyganka za pomoc merytoryczną i cierpliwe wprowadzenie w świat badań i publikacji naukowych. Dzięki temu zaangażowaniu stało się możliwe połączenie biznesu, badań naukowych i osobistych ambicji dla dobra Pacjentów.

Spis treści

Streszczenie	III
Abstract.....	V
Podziękowania	VII
Spis treści	IX
Spis skrótów	XI
1. Wstęp	1
1.1. Motywacja pracy.....	1
1.2. Tezy rozprawy	2
1.3. Wkład pracy	3
2. Bezdech senny i jego diagnostyka.....	4
2.1. Bezdech senny.....	4
2.2. Diagnostyka bezdechu sennego.....	6
2.3. Urządzenie do diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest	9
3. Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest	16
3.1. Rejestrator Comarch PulmoVest jako urządzenie do akwizycji danych	16
3.2. Układy pomiarowe Rejestratora	17
3.3. Układ pomiarowy czujnika wysiłku oddechowego	22
4. Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego	34
4.1. Bazy danych.....	35
4.2. Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i sptyceń oddechu w sygnałach oddechowych	36
4.3. Wykorzystanie sieci typu Transformer do detekcji zaburzeń oddechowych	50
5. Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami	56
5.1. Eksperyment medyczny	56
5.2. Walidacja jakości zapisywanych sygnałów - porównanie diagnoz lekarskich Alice NightOne i Comarch PulmoVest	59
5.2.1. Porównanie AHI Comarch PulmoVest i Alice NightOne.....	60
5.2.2. Porównanie klasyfikacji epizodów Comarch PulmoVest i Alice NightOne	62
5.3. Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest.....	69
5.3.1. Skuteczność architektury na bazie LSTM dla sygnałów z Comarch PulmoVest.....	69

5.3.2. Dodatkowe wykorzystanie sygnału SpO2 dla poprawienia jakości klasyfikacji epizodów.....	79
5.3.3. Skuteczność sieci typu Transformer na sygnałach Comarch PulmoVest	83
5.4. Porównanie rezultatów kwestionariuszy z wynikami pomiarów	86
6. Podsumowanie.....	89
Bibliografia	94
Spis rysunków	104
Spis tabel.....	110

Spis skrótów

- AASM - (*American Academy of Sleep Medicine*) Amerykańska Akademia Medycyny Snu
- ADC - (*analog to digital converter*) przetwornik analogowo-cyfrowy
- AHI - (*apnea-hypopnea index*) indeks bezdechów i sptyceń oddechu
- AI - (*apnea index*) indeks bezdechów
- ASV - (*adaptive servo ventilation*) serwowentylacja adaptacyjna
- BMI - (*body mass index*) wskaźnik masy ciała
- CAI - (*central apnea index*) indeks bezdechów ośrodkowych
- CPAP - (*continuous positive airway pressure*) stałe dodatnie ciśnienie w drogach oddechowych
- CSA - (*central sleep apnea*) ośrodkowy bezdech senny
- EEG - (*electroencephalography*) elektroencefalografia
- EKG - (*electrocardiography*) elektrokardiografia
- EMG - (*electromyography*) elektromiografia
- EOG - (*electrooculography*) elektrookulografia
- HI - (*hypopnea index*) indeks sptyceń oddechu
- I2C - (*inter-integrated circuit*) magistrala łącząca układy scalone
- LSTM - (*long short-term memory*) rekurencyjna sieć neuronowa z pamięcią
- MAI - (*mixed apnea index*) indeks bezdechów mieszanych
- MSA - (*mixed sleep apnea*) mieszany bezdech senny
- NSRR - (*National Sleep Research Resource*) system udostępniający dane z badań snu
- OAI - (*obstructive apnea index*) indeks bezdechów obturacyjnych
- OIL - Okręgowa Izba Lekarska
- OSA - (*obstructive sleep apnea*) obturacyjny bezdech senny
- PCB - (*printed circuit board*) płytko drukowana
- PSG - (*polysomnography*) polisomnografia
- RDI - (*respiratory disturbance index*) indeks zaburzeń oddechowych
- REI - (*respiratory event index*) indeks zdarzeń oddechowych
- RERA - (*respiratory effort-related arousals*) przebudzenia związane z wysiłkiem oddechowym
- RIP - (*respiratory inductance plethysmography*) pletyzmografia indukcyjna
- SHHS - (*Sleep Heart Health Study*) badanie kohortowe skutków sennych zaburzeń oddechu
- SMD - (*surface mount device*) komponent do montażu powierzchniowego
- SPI - (*serial peripheral interface*) szeregowy interfejs urządzeń peryferyjnych
- UART - (*universal asynchronous receiver-transmitter*) uniwersalny asynchroniczny nadajnik-odbiornik
- UPRP - Urząd Patentowy Rzeczypospolitej Polskiej

1. Wstęp

1.1. Motywacja pracy

Bezdech senny jest chorobą polegającą na wielokrotnym ograniczaniu lub całkowitym zatrzymywaniu oddechu w czasie snu [1]. Objawem często kojarzonym ze zwiększonym prawdopodobieństwem wystąpienia bezdechu sennego jest chrapanie [2]. Zdarzenia te, nazywane epizodami, mogą być również związane ze świadomym lub nieświadomym wybudzaniem się chorego [3]. Sen taki nie jest wystarczający dla odpowiedniego odpoczynku, co przekłada się na występowanie charakterystycznych objawów również w ciągu dnia. Dienne skutki nieleczonego bezdechu sennego obejmują zwiększoną senność, poczucie zmęczenia, zasypianie w różnych sytuacjach życia codziennego i problemy z koncentracją [4]. Przypadłość ta dotyka znacznej części społeczeństwa – różne badania raportują występowanie bezdechu sennego u kilku [5] do nawet kilkudziesięciu [6] procent społeczeństwa.

W ostatnim czasie na świecie szeroko rozpoznaje się bezdech senny jako poważny problem. W Unii Europejskiej dostrzeżony został związek tego schorzenia ze zwiększonym prawdopodobieństwem spowodowania wypadku komunikacyjnego. Zalecana jest diagnostyka kandydatów na kierowców, u których cechy antropometryczne i wywiad sugerują wysokie prawdopodobieństwo wystąpienia choroby [7]. Także w Stanach Zjednoczonych problem ten jest rozpoznawany i rozważane są różne scenariusze badania zawodowych kierowców [8]. Inną grupą zawodową szczególnie narażoną na negatywne konsekwencje bezdechu sennego są operatorzy ciężkich maszyn [9].

Podstawową procedurą pozwalającą zdiagnozować bezdech senny jest polisomnografia. Jest to nadzorowane badanie snu, podczas którego zapisywanych jest wiele sygnałów życiowych pacjenta. Odbywa się ono najczęściej w placówce medycznej. Lepiej dostępną alternatywą jest domowe badanie poligraficzne. Obejmuje ono mniej kanałów pomiarowych, jednak może być z powodzeniem stosowane do diagnozowania bezdechu sennego w przypadku niektórych pacjentów [10]–[13]. Obecnie dostępne urządzenia do badań domowych nie umożliwiają jednak zdalnego przesyłu danych. Jest to istotne, ponieważ w razie niepowodzenia badania jego powtórne wykonanie może być kosztowne [14]. Dzięki

1 Wstęp

wykorzystaniu telemedycyny koszt ten może być jednak niższy, gdyż ograniczona zostanie logistyka związana z transportem urządzeń do placówki medycznej lub personelu medycznego do domu pacjenta. Telemedycyna jest postrzegana jako obiecująca ścieżka rozwoju diagnostyki i leczenia zaburzeń snu [15].

Dużym problemem związanym z diagnostyką zaburzeń oddychania w czasie snu jest niedobór personelu medycznego. W Stanach Zjednoczonych na jednego specjalistę przypada ponad 43000 osób [16]. W Polsce wskaźnik ten wynosi ponad 15700 [17], natomiast dla całej Europy jest to średnio ponad 22700 [17]. Poprawę w tym zakresie może przynieść rosnące użycie algorytmów automatycznych do wspomagania osób zaangażowanych w wykonywanie badań [18].

W związku z powyższym zasadne jest zbadanie możliwości skonstruowania systemu do diagnostyki bezdechu sennego, który umożliwi zdalne przesyłanie danych oraz ich wstępną automatyczną analizę. Potencjalne korzyści z opracowania takiego rozwiązania obejmują obniżony koszt jednostkowy wykonania badania, lepszą dostępność ze względu na uproszczoną logistykę, krótszy czas do uzyskania wyniku dzięki zdalnemu przesyłaniu danych, oraz ograniczenie nakładu pracy po stronie personelu medycznego.

1.2. Tezy rozprawy

Bazując na motywacji niniejszej pracy, tezy rozprawy są następujące:

- Możliwe jest stworzenie systemu poligraficznego, który umożliwi diagnostykę bezdechu sennego oraz zdalne przesyłanie danych w warunkach domowych.
- Możliwe jest stworzenie algorytmu uczenia maszynowego, który na podstawie danych z przenośnego urządzenia do diagnostyki bezdechu sennego umożliwi wykrywanie zaburzeń oddechowych oraz ich klasyfikację na bezdech i spłylenie oddechu.
- Silikon przewodzący jako rezystancyjny czujnik odkształcenia może zostać wykorzystany do pomiaru wysiłku oddechowego w przenośnym urządzeniu do domowej diagnostyki bezdechu sennego.

1.3. Wkład pracy

W ramach niniejszej pracy zaprojektowany i przetestowany został prototyp systemu do zdalnej diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest. Jest to odpowiedź na rosnącą potrzebę społeczną dotyczącą bezdechu sennego w obliczu braku podobnych rozwiązań umożliwiających zdalny transfer danych oraz niedostatecznej liczby specjalistów zajmujących się diagnostyką tego schorzenia. Rozprawa ta kładzie szczególny nacisk na następujące zagadnienia:

- Projekt poligrafu z możliwością zdalnego przesyłu danych do zastosowań domowych, wykorzystującego ogólnodostępne komponenty.
- Projekt układu kondycjonowania sygnału z rezystancyjnego czujnika odkształcenia do pomiaru wysiłku oddechowego wraz z jego walidacją podczas rzeczywistych badań snu.
- Algorytm uczenia maszynowego wykrywający epizody zaburzeń oddechowych oraz klasyfikujący je na bezdech i sptyczenie oddechu.
- Weryfikację zaproponowanych rozwiązań poprzez porównawcze badanie poligraficzne z urządzeniem dostępnym komercyjnie, przeprowadzone na grupie stu osób.

Wszystkie wymienione zagadnienia zostały zrealizowane w ramach pracy doktorskiej i stanowią oryginalny wkład autora w rozwój elektroniki medycznej, telemedycyny oraz uczenia maszynowego. Ich połączenie jest kompletnym systemem poligraficznym wraz z algorytmem ułatwiającym pracę personelu medycznego. Jakość poszczególnych elementów została zweryfikowana na grupie stu osób jako wystarczająca do wykorzystania w diagnostyce bezdechu sennego.

Niniejsza rozprawa zorganizowana jest następująco: Rozdział 2 stanowi wprowadzenie do problemu bezdechu sennego i jego diagnostyki. W Rozdziale 3 opisano założenia projektowe wykorzystane przy tworzeniu poligrafu Comarch PulmoVest a także jego parametry i detale dotyczące jego budowy. Algorytmy automatycznego oznaczania i klasyfikacji zaburzeń oddechowych zawarte są w Rozdziale 4. Rozdział 5 przedstawia proces walidacji całego systemu przeprowadzony w ramach eksperymentu medycznego z udziałem stu osób. Podsumowanie pracy znajduje się w Rozdziale 6.

2. Bezdech senny i jego diagnostyka

Rozdział ten stanowi wprowadzenie do tematu bezdechu sennego, którego diagnostyka jest głównym zagadnieniem niniejszej pracy. Opisano chorobę, jej występowanie, a także główne źródła informacji na jej temat. Następnie przeanalizowano możliwości diagnostyczne w kierunku wykrywania bezdechu sennego oraz zaprezentowano koncepcję urządzenia Comarch PulmoVest służącego do wykonywania domowych badań snu, które będzie szczegółowo opisane w dalszych rozdziałach pracy.

2.1. Bezdech senny

Przypadłość nazwana bezdechem sennym jest związana z zaburzeniem oddychania w czasie snu. Polega ona na występowaniu okresów, w których ograniczony lub całkowicie zatrzymany jest przepływ powietrza przez górne drogi oddechowe. Pojedynczy epizod wiąże się przeważnie z charakterystycznym ciągiem zdarzeń. Najpierw występuje ograniczenie w wymianie gazowej i spadek częstości uderzeń serca. Następnie dochodzi do przywrócenia oddechu powiązanego z hiperwentylacją (przyspieszony oddech), która ma za zadanie uzupełnić niedobór tlenu we krwi. Wtedy też zauważalne jest chwilowe przyspieszenie rytmu serca. Po kilkudziesięciu sekundach napalcowy pomiar nasycenia krwi tlenem wykazuje spadek saturacji wywołany wcześniejszym ograniczeniem przepływu powietrza. Opóźnienie to wynika z czasu, jaki krew potrzebuje na dotarcie z płuc do miejsca pomiaru, którym często jest właśnie palec [19]. W zależności od stopnia redukcji przepływu powietrza zaburzenia te dzieli się na bezdech i sptyczenie oddechu. W przypadku bezdechu konieczne jest zmniejszenie przepływu podczas epizodu o co najmniej 90%, to znaczy do poziomu 10% sprzed jego rozpoczęcia. Do rozpoznania sptyczenia wystarczy, aby to ograniczenie wyniosło 30%, czyli amplituda sygnału oddechowego podczas analizowanego epizodu nie może przekraczać 70% amplitudy sprzed tego epizodu. Dodatkowo, aby zaburzenie miało znaczenie kliniczne, musi trwać co najmniej 10 sekund. W przypadku sptyczeń decydująca jest również desaturacja związana z danym sptyczeniem – aby spełniało ono kryteria spadek nasycenia krwi tlenem będący wynikiem danego epizodu musi wynosić co najmniej 3%, lub musi wystąpić przebudzenie się pacjenta [1].

Bezdech senny dzieli się w zależności od przyczyn na postaci obturacyjną (OSA, *obstructive sleep apnea*) i ośrodkową (CSA, *central sleep apnea*). Bezdech obturacyjny jest spowodowany blokadą górnych dróg oddechowych, co może nastąpić przez zapadanie się nadmiarowej tkanki tłuszczowej lub uniemożliwienie przepływu powietrza przez nietypową budowę anatomiczną. W OSA występuje wysiłek oddechowy – mięśnie klatki piersiowej pracują starając się zapewnić ciągłość oddechu, jednak ze względu na blokadę w górnej części dróg oddechowych nie dochodzi do wymiany gazowej lub jest ona ograniczona [20]. Bezdech ośrodkowy charakteryzuje się brakiem pracy mięśni klatki piersiowej podczas trwania epizodu. Jest to spowodowane upośledzonym działaniem mechanizmów regulacji oddechu. Pomimo tego, że układ oddechowy jest drożny, na skutek zatrzymania mięśni oddechowych świeże powietrze nie jest wprowadzane do płuc i nie jest możliwe ponowne nasycenie krwi tlenem [21]. Zdarzają się również przypadki mieszane (MSA, *mixed sleep apnea*), które wykazują cechy charakterystyczne dla obu grup [22]. Statystycznie najczęściej występującym rodzajem jest bezdech obturacyjny [23].

W zależności od występującego typu schorzenia, bezdech senny leczy się za pomocą różnych dostępnych narzędzi. Najmniej inwazyjne zalecenia mogą dotyczyć redukcji masy ciała, zaprzestania spożywania alkoholu i palenia tytoniu oraz snu w określonej pozycji [24]–[27]. W przypadku bezdechu obturacyjnego wykorzystuje się głównie aparaty podające stałe dodatnie ciśnienie do dróg oddechowych pacjenta (CPAP, *continuous positive airway pressure*). Działanie takie powoduje podtrzymywanie tkanek w górnych drogach oddechowych i utrzymuje je otwarte umożliwiając docieranie powietrza do płuc. Występuje również kilka rozwinięć takich aparatów, które poprawiają komfort korzystania z urządzenia. Może to być między innymi automatyczne dostosowywanie ciśnienia osobno dla wdechu i wydechu, lub ogrzewanie i nawilżanie powietrza przed jego podaniem pacjentowi [28]. Stosuje się również aparaty stopniowo zwiększające ciśnienie, co ułatwia zasypianie. Terapia ta może nie być jednak skuteczna dla bezdechu ośrodkowego, w którym problemem jest brak wysiłku oddechowego po stronie pacjenta. W takim przypadku leczenie może być bardziej skomplikowane. Dostępne opcje obejmują między innymi terapię za pomocą ASV (*adaptive servo ventilation*), który monitoruje oddech i wymusza przepływ powietrza w momentach, kiedy akcja oddechowa pacjenta ustaje [29]. Możliwe jest też zastosowanie implantu

2 Bezdech senny i jego diagnostyka

stymulującego nerw przeponowy podczas występowania przerw w oddychaniu [30]. Bezdech mieszany wymaga kombinacji wspomnianych wcześniej metod leczenia [22].

Głównymi czynnikami ryzyka dla wystąpienia bezdechu sennego są nadwaga (zwiększone BMI, *body mass index*), specyficzna budowa anatomiczna górnych dróg oddechowych, niskie ciśnienie krwi przy pomiarze rano oraz obniżone nasycenie krwi tlenem [31]–[33]. Statystycznie trudności z oddychaniem w czasie snu postępują wraz z wiekiem. Mężczyźni są bardziej narażeni na pojawienie się objawów choroby niż kobiety [34].

Na świecie działają organizacje zrzeszające osoby oraz instytucje zaangażowane w diagnostykę i leczenie bezdechu sennego. Najbardziej rozpoznawalną jest AASM (*American Academy of Sleep Medicine*), która zajmuje się agregowaniem informacji dotyczących zaburzeń snu oraz dostarczaniem wytycznych i dobrych praktyk dotyczących rozpoznawania i leczenia choroby. Wytyczne AASM są de facto standardem, stosowanym przez wiele ośrodków leczenia bezdechu sennego na całym świecie. Organizacja ta publikuje dokumenty dla personelu medycznego opisującego badania, ale także dostarcza informacji technicznych mogących służyć producentom sprzętu medycznego jako wsparcie w określaniu wymagań dotyczących urządzeń do diagnostyki [1].

W ostatnich latach zagadnienia związane z sennymi zaburzeniami oddychania były przedmiotem wielu badań w różnych dziedzinach. Ze względu na swoją specyfikę jest to dziedzina medycyny, która w sposób szczególny korzysta z postępu w dziedzinie urządzeń diagnostycznych, leczniczych, a także algorytmów automatycznych.

2.2. Diagnostyka bezdechu sennego

Kluczowym aspektem w walce z bezdechem sennym jest jego rozpoznawanie. Jednym z najważniejszych parametrów uzyskiwanych podczas diagnostyki jest indeks bezdechów i sptyceń oddechu (AHI, *apnea hypopnea index*). Oblicza się go przez podzielenie liczby epizodów zarejestrowanych podczas badania przez całkowity czas snu w godzinach. Na podstawie AHI pacjent może być zakwalifikowany do jednej z czterech grup [35]:

- $AHI < 5$: Zdrowy
- $5 \leq AHI < 15$: Łagodny bezdech senny
- $15 \leq AHI < 30$: Umiarkowany bezdech senny
- $30 \leq AHI$: Ciężki bezdech senny

Stopień zaawansowania choroby wraz z jej etiologią stanowi podstawową informację przy doborze leczenia [36]. W zależności od typu wykonywanego badania wyznaczyć można inne wskaźniki informujące o postaci i ciężkości choroby [1], [37]:

- REI – *respiratory event index*, będący sumą bezdechów i sptyceń oddechu podzieloną przez czas trwania badania wyrażony w godzinach.
- RERA index – ilość epizodów RERA (*respiratory effort-related arousals*, przebudzenia związane z wysiłkiem oddechowym) na godzinę snu.
- RDI – *respiratory disturbance index*, suma bezdechów, sptyceń i RERA podzielona przez całkowity czas snu.

Złotym standardem diagnostyki bezdechu sennego jest polisomnografia (PSG). Jest to badanie nadzorowane, wykonywane w placówce medycznej przy zaangażowaniu technika czuwającego nad jego przebiegiem. Badanie takie trwa najczęściej jedną noc i zakłada podłączenie pacjenta do urządzenia zwanego polisomnografem. Sprzęt ten rejestruje równoległe wiele parametrów życiowych pacjenta. Według wytycznych AASM są to [1]:

- Elektroencefalogram (EEG)
- Elektrookulogram (EOG)
- Elektromiogram szczęki (EMG)
- Elektromiogram nóg (EMG)
- Przepływ powietrza
- Wysiłek oddechowy
- Saturacja
- Pozycja ciała
- Elektrokardiogram (EKG)
- Zapis wideo zsynchronizowany z polisomnogramem

2 Bezdech senny i jego diagnostyka

Pełne badanie polisomnograficzne pozwala na rozpoznanie wielu jednostek chorobowych występujących we śnie. Wiązą się z nim jednak pewne niedogodności. PSG zakłada pozostanie pacjenta na noc poza domem, w miejscu dedykowanym do prowadzenia takich badań. Dla niektórych osób taka zmiana może wpłynąć na wynik badania, ponieważ sen będzie wyglądał inaczej niż zazwyczaj [13]. Badanie takie jest kosztowne, gdyż wymaga specjalnego miejsca, profesjonalnej aparatury oraz przeszkolonego personelu do nadzorowania całej procedury [38]. Może nie być również komfortowe dla pacjenta, który musi fizycznie zjawić się w placówce i zostać w niej całą noc. Dodatkowo, nie wszystkie parametry rejestrowane podczas PSG są konieczne do zdiagnozowania bezdechu sennego. Z tych powodów dopuszcza się prowadzenie diagnostyki w kierunku bezdechu sennego w warunkach domowych przy wykorzystaniu poligrafów. AASM opracowało i utrzymuje wytyczne mające na celu ujednoczenie procedur i poprawę jakości świadczonych usług [1].

W przeciwieństwie do polisomnografii, która jest badaniem nadzorowanym na bieżąco przez specjalistę i zakłada rejestrowanie kompletu sygnałów, poligrafia jest badaniem prostszym. Personel medyczny nie czuwa nad przebiegiem badania w trakcie jego wykonywania, a zestaw zapisywanych sygnałów życiowych jest mniejszy. Różnice pomiędzy poszczególnymi rodzajami badań snu dobrze obrazuje tradycyjny podział, według którego badania snu dzielą się na cztery typy [39]:

- Typ I – nadzorowane badania polisomnograficzne
- Typ II – nienadzorowane badania poligraficzne o pełnym zakresie pomiarów jak w typie I
- Typ III – nienadzorowane badania poligraficzne z zapisem dwóch sygnałów oddechowych, nasycenia krwi tlenem oraz sygnału kardiologicznego
- Typ IV – nienadzorowane badania poligraficzne z zapisem jednego lub dwóch parametrów

Do diagnostyki bezdechu sennego w warunkach domowych może być użyty aparat typu III [1]. W razie potrzeby badanie może zostać jednak powtórzone w formie pełnego PSG. Poligrafy typu IV przeznaczone są natomiast jedynie do screeningu i określenia grup ryzyka, aby skierować je na dalsze badania.

2.3 Urządzenie do diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest

Poligraf typu III przeznaczony do badań domowych powinien być wyposażony co najmniej w następujące kanały pomiarowe [14]:

- Przepływ powietrza
- Wysiętek oddechowy
- Nasycenie krwi tlenem

Jest to zestaw sygnałów umożliwiający postawienie diagnozy lub skierowanie pacjenta na dalsze badania. Alternatywną formą klasyfikacji urządzeń do diagnostyki bezdechu sennego jest metodologia SCOPER. Jest ona bardziej szczegółowa, gdyż bierze pod uwagę możliwości pomiarowe systemu w pięciu kategoriach [40]:

- Sen (rejestrowanie okresów snu i wybudzenia)
- Parametry sercowo-naczyniowe
- Oksymetria
- Pozycja ciała
- Wysiętek oddechowy
- Przepływ powietrza przez górne drogi oddechowe

2.3. Urządzenie do diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest

System do diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest został zaprojektowany w ramach niniejszej pracy jako rozwinięcie istniejącego urządzenia Comarch CardioVest, służącego do długoterminowego monitorowania pacjentów kardiologicznych pod kątem niemego migotania przedsionków. Dotychczasowe urządzenie, wykonane w formie kamizelki z wymiennymi rejestratorami, pozwala na ciągłą rejestrację jednodowodzeniowego sygnału EKG. Kamizelka wyposażona jest w cztery elektrody bezklejowe, które znacznie podnoszą komfort użytkowania i umożliwiają noszenie urządzenia bez przerw. Zestaw składa się z kamizelki, stacji dokującej wraz z zasilaczem oraz dwóch rejestratorów. Jeden z rejestratorów zawsze jest założony na kamizelce i zapisuje sygnał EKG, podczas gdy drugi leży na stacji dokującej, gdzie jest ładowany i zgrywany jest z niego zapis z poprzedniej doby. Wymiana rejestratorów następuje raz na 24 godziny. Stacja dokująca posiada wbudowany moduł GSM, co pozwala na bezprzewodowe przesyłanie badań na zdalny serwer, gdzie są one

2 Bezdech senny i jego diagnostyka

dostępne dla personelu medycznego. System operuje w trybie quasi-online - dane nie są przesyłane w czasie rzeczywistym, a jedynie raz na dobę, ponieważ system ten nie służy do alarmowania o nagłych przypadkach w celu wezwania pomocy [41].

W toku rozwoju i ewaluacji produktu Comarch CardioVest lekarze zaangażowani w opisywanie badań kardiologicznych zauważali częste przypadki arytmii występujące wśród pacjentów w ciągu nocy. Podłoże takich zaburzeń może być trudne do ustalenia bazując jedynie na dostępnych sygnałach EKG. Często w takich przypadkach osoby te były kierowane na dodatkową diagnostykę pod kątem zaburzeń oddychania w czasie snu, które mogą powodować zaburzenia rytmu serca [42]. Doposażenie rejestratorów CardioVest w dodatkowe czujniki miało wspomóc lekarzy w podejmowaniu decyzji w sprawie dalszego postępowania z takimi pacjentami. Z czasem w wyniku konsultacji ze specjalistami bezdechu sennego projekt ten przerodził się w pełnoprawny poligraf typu III.

System Comarch PulmoVest, stworzony w ramach tej pracy, przeznaczony jest do diagnostyki bezdechu sennego. Składa się z rozciągliwego pasa z elektrodami EKG, rejestratora sygnałów, sondy pulsoksymetru, kaniuli nosowej oraz stacji dokującej wraz z zasilaczem. Wszystkie elementy wchodzące w skład zestawu prezentuje Rys. 1.



Rys. 1 Zestaw Comarch PulmoVest

2.3 Urządzenie do diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest

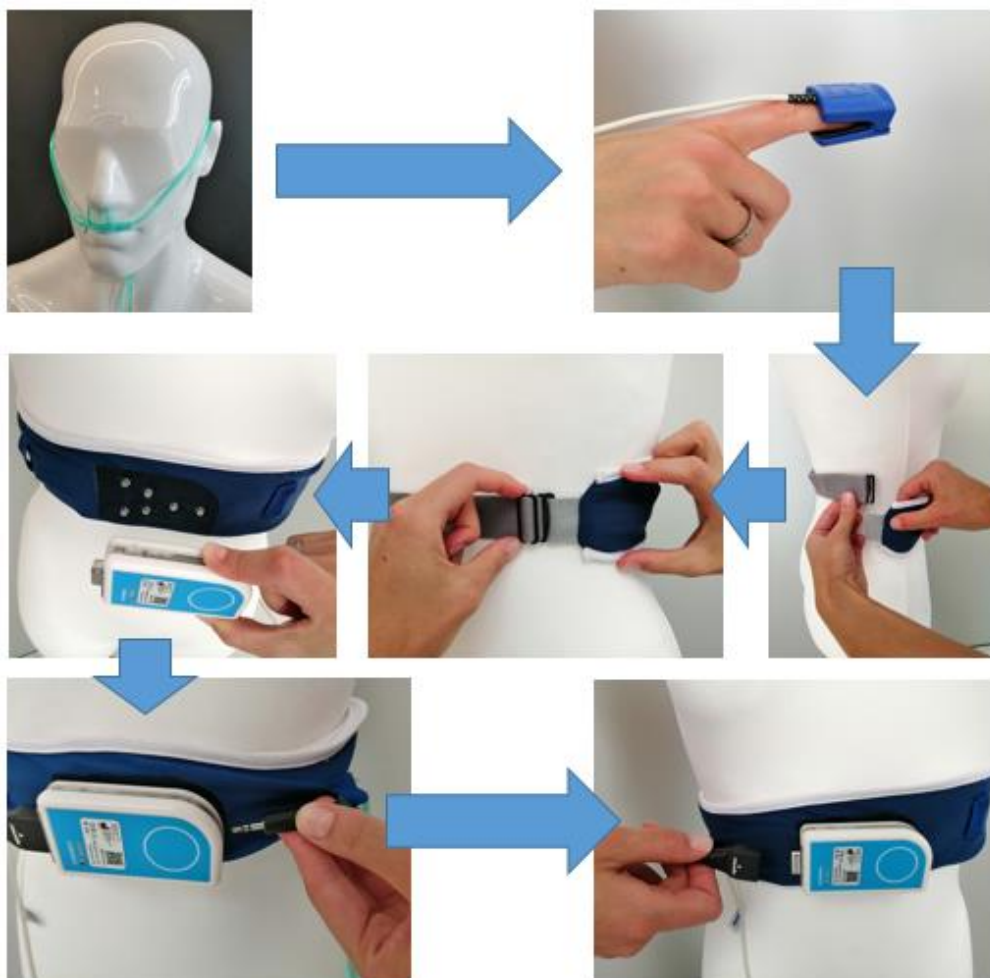
Taka budowa urządzenia pozwala na jego łatwe zakładanie. Poligrafy dostępne na rynku często posiadają wiele akcesoriów, które muszą być poprawnie wpięte i założone przed rozpoczęciem badania. W przypadku proponowanego rozwiązania konieczne jest jedynie założenie kamizelki, umieszczenie na niej rejestratora i wpięcie dwóch elementów: kaniuli i sondy pulsoksymetru. W przyszłości ta procedura może być prezentowana pacjentom za pomocą instrukcji obrazkowych lub nagrań wideo, co pozwoli na wykonywanie badań bez fizycznego kontaktu z personelem medycznym.

Domowe badanie snu przy wykorzystaniu tego systemu w założeniu składa się z kilku etapów:

- Wizyta Pacjenta w placówce medycznej lub dostarczenie urządzeń przez kuriera,
- Wieczorem założenie rejestratora wraz z akcesoriami, uruchomienie zapisu danych,
- Położenie się spać i przespanie nocy z urządzeniem,
- Rano zdjęcie urządzeń, odłożenie rejestratora na stację dokującą,
- Przesłanie danych na serwer, naładowanie akumulatora,
- Analiza zapisu przez personel medyczny, postawienie diagnozy lub decyzja o powtórzeniu badania,
- Zwrot zestawu do placówki medycznej.

Proces zakładania urządzenia ilustruje Rys. 2. Na początku zakładane są kaniula oraz pulsoksymetr, a następnie następuje założenie pasa i regulacja jego długości. Dalej rejestrator jest układany na pasie oraz podłączane są do niego wtyczki od kaniuli i pulsoksymetru. Tak przygotowany zestaw jest gotowy do rozpoczęcia badania snu.

2 Bezdech senny i jego diagnostyka



Rys. 2 Instrukcja zakładania urządzenia Comarch PulmoVest

Comarch PulmoVest po założeniu jest zaprezentowany na Rys. 3. Pacjent ubrany w ten sposób spędza noc we własnym domu, a rejestrator zapisuje sygnały. Na szczególną uwagę zasługuje fakt, że urządzenie to zakładane jest na gołe ciało, aby umożliwić rejestrację EKG przez wbudowane elektrody. Jeśli pacjent ma w zwyczaju spać w piżamie, wtedy przewody pulsoksymetru i kaniuli mogą zostać przeprowadzone odpowiednio przez rękaw i kołnierz. Dzięki temu wykonanie badania nie wpływa na sposób przygotowania się do snu przez pacjenta i pozwala jak najwierniej odwzorować jego codzienne zwyczaje.

2.3 Urządzenie do diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest



Rys. 3 Comarch PulmoVest gotowy do rejestracji

Rano całe urządzenie jest zdejmowane i jedyną czynnością, którą należy zrobić, jest odłożenie rejestratora na stację dokującą, uprzednio podłączoną do zasilacza. Czynność tą obrazuje Rys. 4. Po wykonaniu tego kroku rozpoczyna się przesyłanie danych i ładowanie akumulatora, do czego nie jest już potrzebne zaangażowanie pacjenta.

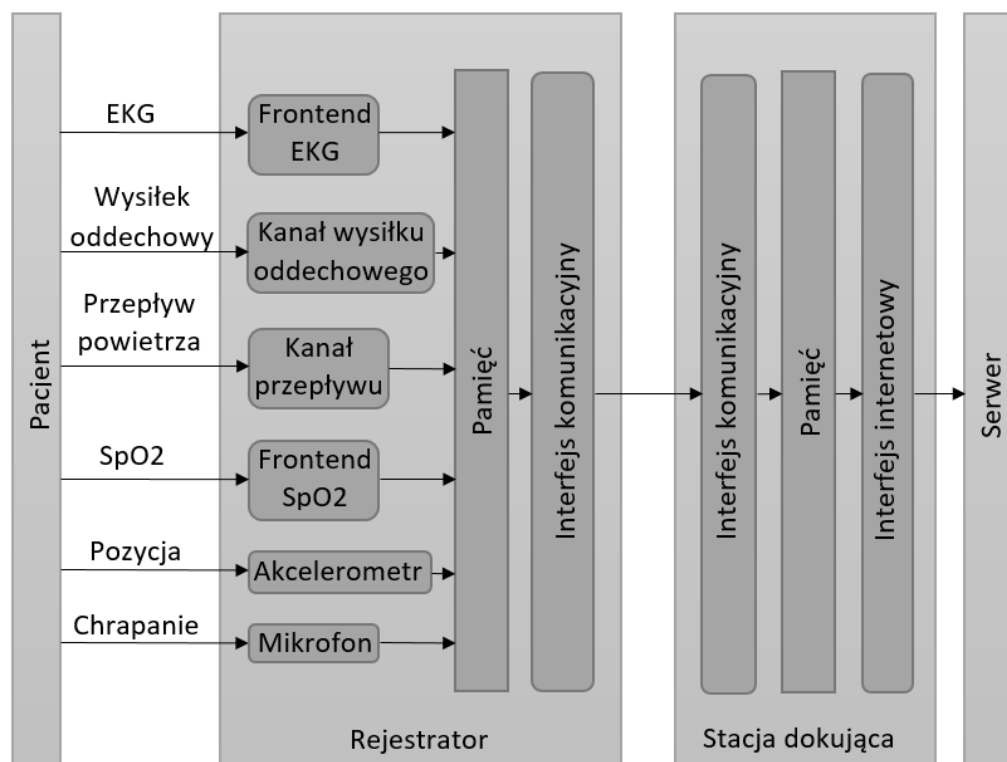


Rys. 4 Odkładanie rejestratora na stację dokującą

2 Bezdech senny i jego diagnostyka

Po ukończeniu transmisji danych na serwer dostęp do nich uzyskuje lekarz. Może on zweryfikować jakość zapisu i w razie potrzeby poprosić pacjenta o powtórzenie badania oraz zalecić, na co powinien on zwrócić szczególną uwagę aby uzyskać zapis lepszej jakości. Wykonanie pomiaru kolejnej nocy odbywa się analogicznie jak za pierwszym razem, wykorzystywane są również te same akcesoria. Nie ma potrzeby dostarczania do pacjenta żadnego dodatkowego wyposażenia w tym celu. Jeśli uzyskane sygnały są odpowiedniej jakości lekarz może przejść do opisywania badania.

Schemat blokowy systemu z zaznaczonym przepływem informacji między poszczególnymi elementami zamieszczony jest na Rys. 5. W zapisywaniu sygnałów udział biorą dwa bloki z lewej strony – pacjent i rejestrator. Zgrywanie danych i przesyłanie ich na serwer angażuje trzy prawe bloki – rejestrator odłożony na stację dokującą oraz serwer.



Rys. 5 Schemat blokowy przepływu danych w systemie poligraficznym Comarch PulmoVest. Na podstawie [11]

Cechą charakterystyczną stworzonego systemu jest funkcja telemedyczna. Umożliwia ona bezprzewodowe przesłanie kompletnego badania na serwer, gdzie jest ono dostępne dla personelu medycznego. Dzięki temu pacjent zyskuje informację o ewentualnej konieczności

2.3 Urządzenie do diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest

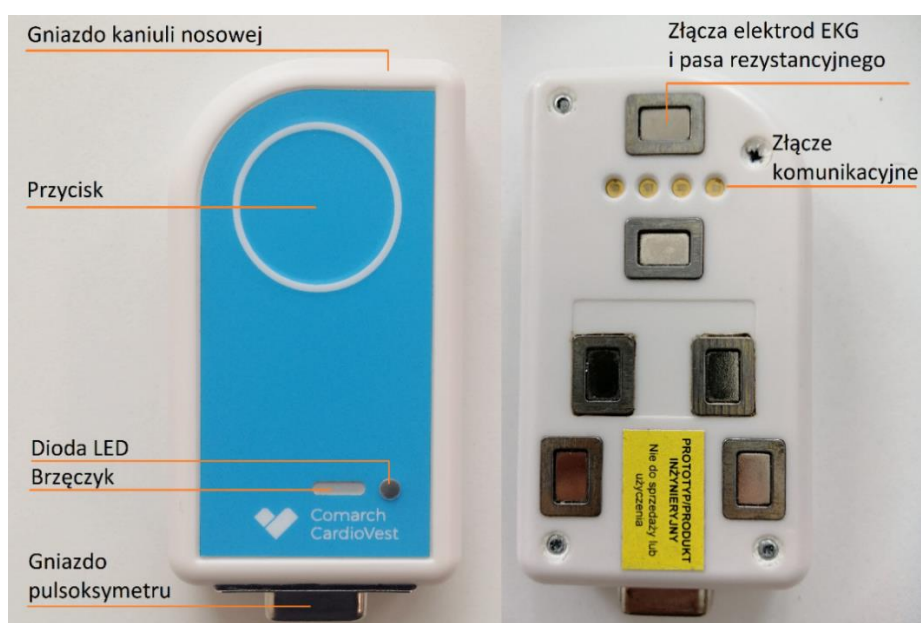
powtórzenia badania bez potrzeby wizyty w placówce medycznej. Sytuacja taka może być dość częsta, gdyż nieprawidłowy pomiar występuje między 3% a 18% przypadków [43]. Do ponownego wykonania badania przez tego samego pacjenta nie są konieczne żadne dodatkowe akcesoria – wykorzystuje się te same egzemplarze, co za pierwszym razem.

3. Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest

Niniejszy rozdział opisuje budowę części elektronicznej rejestratora Comarch PulmoVest. Urządzenie to, zaprojektowane i wykonane przez autora niniejszej pracy, jest najważniejszym elementem opisywanego systemu odpowiedzialnym za wykonywanie pomiaru i zapisywanie danych. Rejestrując sygnały jest zamocowane wraz z pasem na ciele pacjenta, natomiast podczas zgrywania danych leży na stacji dokującej. W ramach niniejszej pracy doktorskiej opracowano całą koncepcję budowy rejestratora, zaprojektowano, wykonano i uruchomiono jego część elektroniczną, a także dopasowano obudowy i zmontowano pięć sztuk tych urządzeń. W szczególności istotny wkład naukowy w rozwój medycznych układów pomiarowych stanowi projekt obwodu obsługującego czujnik wysiłku oddechowego opisany w rozdziale 3.3.

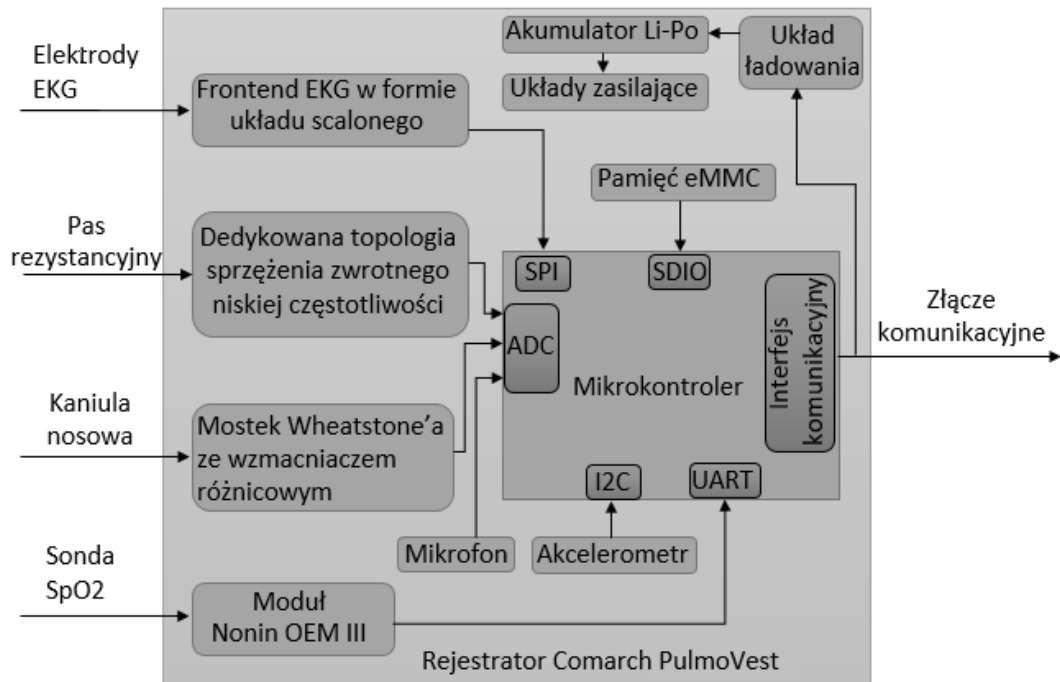
3.1. Rejestrator Comarch PulmoVest jako urządzenie do akwizycji danych

Rejestrator wypełnia dwie podstawowe funkcje. Najpierw służy do wykonania zapisu podczas nocy, a następnie do przesłania uzyskanych danych na stację dokującą. Jego wygląd z góry i z dołu prezentuje Rys. 6. Opisano na nim zewnętrzne elementy rejestratora. Do interakcji z pacjentem służą przycisk, dioda LED i brzęczyk. W zapisywaniu sygnałów biorą udział złącza kaniuli nosowej, pulsoksymetru, EKG i pasa rezystancyjnego. Transmisja danych natomiast odbywa się przez złącze komunikacyjne.



Rys. 6 Rejestrator Comarch PulmoVest – widok z góry i z dołu

Wszystkie funkcje rejestratora obsługiwane są przez pojedynczy mikrokontroler, który przełącza się pomiędzy zapisywaniem sygnałów a zgrywaniem ich w zależności od tego, czy znajduje się na pasie czy na stacji dokującej. Schemat blokowy rejestratora Comarch PulmoVest przedstawia Rys. 7.



Rys. 7 Schemat blokowy rejestratora Comarch PulmoVest. Strzałki z lewej strony obrazują czujniki wykorzystywane przy rejestracji zapisu, natomiast z prawej znajduje się interfejs wykorzystywany przy zgrywaniu danych

Na schemacie zaznaczono części składowe rejestratora oraz jego zewnętrzne połączenia. Wszystkie układy akwizycji danych znajdują się wewnątrz, a elementy podłączane do portów przedstawionych przez strzałki z lewej strony schematu stanowią jedynie końcowe czujniki tych torów pomiarowych. Złącze komunikacyjne umieszczone na schemacie z prawej strony łączy się ze stacją dokującą podczas zgrywania danych.

3.2. Układy pomiarowe Rejestratora

Comarch PulmoVest wyposażony jest w komplet kanałów koniecznych do prowadzenia diagnostyki w kierunku bezdechu sennego. Według klasycznego podziału jest on poligrafem typu III. Tabela 1 przedstawia parametry techniczne dostępnych torów pomiarowych:

3 Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest

Tabela 1 Podsumowanie torów pomiarowych Comarch PulmoVest

Mierzona wartość	Sposób pomiaru	Częstotliwość próbkowania	Rozdzielczość
Przepływ powietrza	Termistor w okolicy nosa	250 Hz	12 bit
Nasycenie krwi tlenem	Czujnik transmisyjny na palcu	1 Hz	1%
Wysiłek oddechowy	Pas rezystancyjny	250 Hz	12 bit
Pozycja ciała	Trójosiowy akcelerometr	7,8125 Hz	16 bit
Chrapanie	Mikrofon	8 kHz	12 bit
EKG	Cztery elektrody bezklejowe	250 Hz	24 bit

Przepływ powietrza przez górne drogi oddechowe – zrealizowany metodą termiczną, wykorzystuje termistor zamocowany na kaniuli nosowej. Wydychane przez pacjenta powietrze ma inną temperaturę niż otoczenie, co jest mierzone przez urządzenie. Jest to jedna z metod pomiaru zalecana przez AASM. Sensor termiczny jest bardziej czuły na przepływ powietrza, dlatego jest używany do oznaczania bezdechu. Oznaczanie splotów odbywa się natomiast przy użyciu czujnika ciśnieniowego, jeśli jest dostępny [1]. Kaniula wyposażona jest w pojedynczy termistor, który znajduje się pod króćcami wchodzącymi do nosa. Dzięki takiemu ustawieniu możliwy jest pomiar zarówno w przypadku oddychania przez nos, jak i przez usta. Układ elektroniczny odpowiedzialny za pomiar rezystancji czujnika składa się z mostka Wheatstone'a, wzmacniacza różnicowego oraz przetwornika analogowo-cyfrowego (ADC, *analog to digital converter*) zintegrowanego w mikrokontrolerze. Kaniula została zaprojektowana i wykonana specjalnie na potrzeby prototypu urządzenia Comarch PulmoVest przez autora pracy. Do jej wytworzenia użyto cewnik tlenowy, termistor, wtyczkę typu jack 3,5mm i parę przewodów. Niski koszt jednostkowy materiałów sprawia, że kaniula taka może być jednorazowa, dzięki czemu eliminuje się konieczność dezynfekcji tego elementu pomiędzy pacjentami. Zmontowaną kaniulę przedstawia Rys. 8. Metoda SCOPER klasyfikuje ten pomiar jako R3 [40].



Rys. 8 Termiczna kaniula nosowa zastosowana w prototypie systemu Comarch PulmoVest

Wysiętek oddechowy – mierzony za pomocą rozciągliwego pasa zamocowanego na wysokości dolnych żeber. Comarch PulmoVest wykonuje pomiar jedynie za pomocą jednego pasa. Niektóre z rozwiązań dostępnych na rynku oferują dwa kanały do tego pomiaru – jeden pas jest wtedy montowany na klatce piersiowej, a drugi na brzuchu. Rozwinięcie prezentowanego urządzenia o pas brzuszny jest jednym z głównych kierunków rozwoju systemu na przyszłość. Sposób pomiaru wprowadzony w opisywanym urządzeniu wykorzystuje czujnik wykonany z silikonu przewodzącego, który zwiększa swoją rezystancję w miarę rozciągania [44]. Układ pomiarowy jest nowatorski – został on zaprojektowany oraz wykonany w ramach prac nad doktoratem na potrzeby zaprojektowanego urządzenia. Układ elektroniczny obsługujący go objęty jest ochroną patentową na terytorium Rzeczypospolitej Polskiej (Pat.239483, UPRP). Szczegóły dotyczące tego rozwiązania opisano w Rozdziale 3.3. Otrzymany w ten sposób sygnał jest mierzony przez ADC wbudowany w mikrokontroler. Pas zakładany przez pacjenta, ze zintegrowanym wewnątrz czujnikiem, przedstawia Rys. 9. Jako, że układ ten nie był wcześniej wykorzystywany w urządzeniach do diagnostyki bezdechu sennego, zgodnie z klasyfikacją SCOPER podlega on pod kategorię E4 [40].

3 Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest



Rys. 9 Pas Comarch PulmoVest, widok z góry i z dołu. W centralnej części górnego zdjęcia znajduje się złącze rejestratora. Na ujęciu dolnym widoczne cztery elektrody EKG. Rezystancyjny czujnik wysiłku oddechowego znajduje się wewnątrz pasa.

Nasylenie krwi tlenem – pomiar metodą transmisyjną wykonywany na palcu wskazującym. Zrealizowany z wykorzystaniem komercyjnie dostępnego, precertyfikowanego modułu Nonin OEM III [45]. Element ten znajduje się wewnątrz Rejestratora i wymaga podłączenia do niego sondy zakładanej na palec. W tym celu zastosowano sondę Nonin 8000AA [46], która zapewnia zgodność z zamontowanym modułem. Jest ona dołączana do zestawu Comarch PulmoVest, przed rozpoczęciem badania pacjent podłącza ją do zewnętrznego gniazda w rejestratorze. Moduł Nonin OEM III posiada interfejs UART (*universal asynchronous receiver-transmitter*), przez który odczytywana jest saturacja wyrażona w procentach. Zastosowaną sondę pulsoksymetru przedstawiono na Rys. 10. Według klasyfikacji SCOPER zapis ten jest w kategorii O1x [40].



Rys. 10 Sonda pulsoksymetru Nonin 8000AA [46] zastosowana w urządzeniu Comarch PulmoVest.

Pozycja snu – określana przy użyciu akcelerometru trójosiowego znajdującego się wewnątrz rejestratora, połączonego z mikrokontrolerem przez magistralę I2C (*inter-integrated circuit*). Do wykonywania tego pomiaru nie jest konieczne podłączanie żadnych zewnętrznych czujników. Dzięki niezmienności pozycji urządzenia względem pacjenta możliwe jest określenie ułożenia ciała w czasie snu, jak również oznaczenie momentów aktywności. Wartość składowej stałej przyspieszenia wzdłuż osi prostopadłych do osi ciała pacjenta pozwala na wyznaczenie kierunku i zwrotu wektora przyspieszenia ziemskiego w czasie, gdy pacjent leży. Informacja ta służy do rozróżnienia czterech pozycji snu: prawy i lewy bok, brzuch i plecy. Piąta pozycja, czyli pion, może być wykryta przez pomiar składowej stałej przyspieszenia wzdłuż osi ciała. Analizując sygnał zmienny na wszystkich osiach pomiarowych akcelerometru można wykryć momenty poruszania się pacjenta. Z powodu umieszczenia tego czujnika na wysokości klatki piersiowej, w zależności od konkretnego przypadku mogą tam również być widoczne przebiegi spowodowane oddychaniem pacjenta. Pomiar ten mieści się w kategorii P2 klasyfikacji SCOPER [40].

Chrapanie – mikrofon umieszczony wewnątrz rejestratora zapisuje sygnał audio. Nie ma konieczności podłączania zewnętrznych akcesoriów aby wykonywać ten pomiar. W przypadku chrapania na sygnale z mikrofonu pojawia się zwiększona amplituda sygnału skorelowana z wdechem, widocznym na sygnale przepływu powietrza. Układ pomiarowy zawiera wzmacniacz operacyjny w konfiguracji wzmacniacza odwracającego, filtr antyaliasingowy oraz ADC. Częstotliwość próbkowania 8kHz wykorzystana w projekcie służy jedynie zbudowaniu bazy pomiarów do rozwoju algorytmów automatycznych. Docelowo zostanie ona zmniejszona ze względu na redukcję ilości danych oraz ochronę prywatności pacjentów.

EKG – pomiar pomocniczy, zrealizowany z wykorzystaniem elektrod bezklejowych zamocowanych na pasie, widocznych na Rys. 9. Sygnał z tych elektrod jest przekazywany do rejestratora za pomocą złącz magnetycznych, opisanych na Rys. 6. Kiedy rejestrator jest zamocowany na pasie złącza te wchodzi w kontakt z wyprowadzeniami pasa widocznymi w centralnej jego części na Rys. 9. Układ jest tożsamy z tym występującym w urządzeniu Comarch CardioVest. Wykorzystano scalony frontend dedykowany do pomiaru EKG, komunikujący się z mikrokontrolerem za pomocą magistrali SPI (*serial peripheral interface*). Pomimo występowania czterech elektrod medycznie jest to pomiar jednodoprowadzeniowy.

Zwiększona jest jednak jego odporność na zakłócenia ze względu na równoczesny pomiar dwóch sygnałów. Klasyfikacja SCOPER opisuje taki pomiar jako C3 [40].

Dostępne są również komercyjne urządzenia umożliwiające prowadzenie domowej diagnostyki bezdechu sennego. Są to między innymi Alice NightOne firmy Philips [47], Nox T3s od Nox Medical [48] czy Bittium Respiro [49]. Tylko ostatni z wymienionych ma możliwość zdalnego przesyłu danych, co jest główną zaletą systemu zaprojektowanego w ramach niniejszej pracy. Z kolei jedynie Nox T3s posiada kanał EKG, jednak wymagane jest zakładanie standardowych elektrod, co utrudnia montaż i sprawia, że parametr ten nie jest chętnie monitorowany. Dodatkowo w opracowanym urządzeniu zastosowano nowatorski sposób pomiaru wysiłku oddechowego, który nie jest dostępny w żadnym innym systemie. Comarch PulmoVest wpisuje się więc w rynkowe tendencje, oferując innowacyjne rozwiązania w kilku obszarach.

3.3. Układ pomiarowy czujnika wysiłku oddechowego

W urządzeniu Comarch PulmoVest zastosowano silikon przewodzący jako czujnik wysiłku oddechowego [44]. Materiał ten zmienia swoją rezystancję podczas rozciągania, co umożliwia wykonywanie pomiaru. Rozwiązanie to nie znajduje się obecnie na liście zalecanych technik pomiarowych AASM [1], a w rozwiązaniach komercyjnych dominują pasy RIP (*respiratory inductance plethysmography*). Nie oznacza to jednak, że zastosowanie tego czujnika podczas badań snu jest niemożliwe. Aby w pełni wykorzystać możliwości rezystancyjnego pomiaru wysiłku oddechowego zaprojektowano dedykowany układ elektroniczny stanowiący interfejs pomiędzy czujnikiem a ADC ogólnego przeznaczenia. Nowatorskie rozwiązanie opisane w tym rozdziale wraz z jego charakterystyką i otrzymanymi wynikami zostało w pełni zaprojektowane, wykonane i zwalidowane przez autora pracy, i stanowi jego wkład w rozwój medycznych układów pomiarowych. W celu zapewnienia pełnego opisu urządzenia, tekst w tym rozdziale został zaadaptowany z artykułu autora tej rozprawy [50]¹.

Główną trudnością w wykorzystaniu tego typu czujnika jest obecność znacznego offsetu, na który jest nałożony użyteczny sygnał o niewielkiej amplitudzie. Przekłada się to na

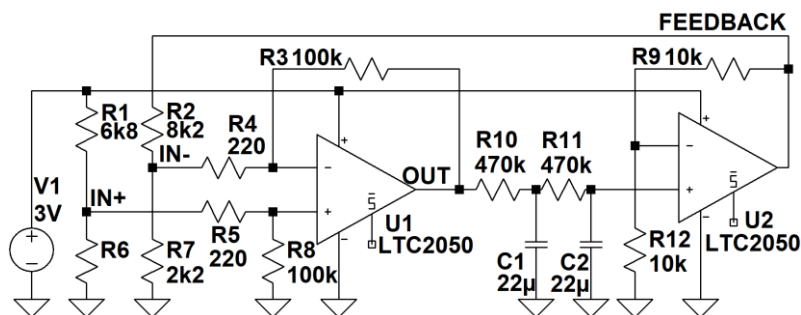
¹ J. Drzazga and B. Cyganek, "Offset compensation in resistive stretch sensors using low frequency feedback topology," *Electronics*. (in press)

ograniczenie możliwego wzmocnienia, ponieważ przy wykorzystaniu standardowych układów kondycjonowania sygnału wygenerowane napięcie może znaleźć się poza zakresem pracy ADC. Próbkowanie sygnału o niskiej amplitudzie wymaga wykorzystania przetwornika o wysokiej rozdzielczości, który może natomiast znacząco wpłynąć na koszt i dostępność całego rozwiązania. Umożliwienie skorzystania z ADC wbudowanego w mikrokontroler ograniczyłoby również potrzebne miejsce na płycie drukowanej (PCB, *printed circuit board*) i mogłoby mieć pozytywny wpływ na pobór prądu. Dlatego zasadnym jest zaprojektowanie układu kondycjonowania sygnału działającego po stronie analogowej, który będzie usuwał lub tłumił offset obecny w rezystancji czujnika i umożliwi większe wzmocnienie sygnału użytecznego. Problem ten jest powszechny w dziedzinie czujników do zastosowań w chemii – tam jednak wystarczające jest jednokrotne skalibrowanie całości przed rozpoczęciem pomiaru [51]. W przypadku monitorowania czynności oddechowej offset zależy jednak od wstępnego napięcia pasa przed rozpoczęciem badania, a także zmienia się w ciągu nocy wraz ze zmianą pozycji zajmowanej przez pacjenta. W związku z tym konieczne jest stałe monitorowanie i kompensacja składowej stałej. Istnieje wachlarz rozwiązań wypełniających takie zadanie, opartych o rezystory kontrolowane napięciem [52]–[55]. Ich wadą jest jednak zależność od konkretnego układu scalonego, którego brak dostępności przełoży się na problemy z produkcją. Alternatywą jest wstawienie elementu kontrolowanego cyfrowo w tor pomiarowy i bieżące dostosowywanie jego parametrów przez oprogramowanie w celu wyregulowania zakresu pomiarowego [56]–[58]. Nie jest to jednak rozwiązanie w pełni autonomiczne i może komplikować oprogramowanie. Do pomiaru rezystancji przez mikrokontroler można również wykorzystać układ reprezentujący ją za pomocą ciągu impulsów [59]–[63]. Podejście takie wymaga jednak użycia innego peryferium w mikrokontrolerze. Aby zastosować rozwiązanie analogowe, dostosowane do konkretnego typu pomiaru wykonywanego w ramach poligrafii domowej należy je opracować od podstaw.

Jednym z podstawowych układów wykorzystywanych do pomiaru rezystancji jest mostek Wheatstone’a. Połączony ze wzmacniaczem różnicowym umożliwia konwersję rezystancji na napięcie, które następnie można digitalizować za pomocą ADC. Obwód ten wymaga wykorzystania jednego wzmacniacza operacyjnego, który może być zasilany z napięć rzędu kilku woltów obecnych zazwyczaj w urządzeniach przenośnych. Jego wadą w przypadku

3 Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest

odzworowywania sygnału oddechowego jest niewielki zakres pomiarowy, gdyż układ ten łatwo może zostać nasycony przez offset czujnika rezystancyjnego. Najprostszym sposobem na wycięcie niepożądanego składnika stałej z otrzymanego sygnału jest zastosowanie sprzętowego filtra górnoprzepustowego. Powoduje to jednak przesunięcie sygnału w fazie, przez co nie pozostaje on zgodny z innymi przebiegami rejestrowanymi równolegle przez poligraf. Dodatkowo zabieg ten nie ma wpływu na offset, z którym pracować musi sam wzmacniacz – w tym przypadku, aby uniknąć jego nasycenia, należałoby dodatkowo zwiększyć napięcie zasilania. Z powodu tych ograniczeń zastosowano nowy układ pomiarowy wyznaczający wartość składnika stałego i wykorzystujący ją w pętli sprzężenia zwrotnego do stłumienia offsetu. Umożliwia to uzyskanie większego wzmocnienia bez wprowadzania zmian w zakresie samego ADC. Schemat ideowy rozwiązania sporządzony w programie LTSpice (Analog Devices, Wilmington, MA) przedstawia Rys. 11.



Rys. 11 Schemat układu obsługującego rezystancyjny czujnik wysiłku oddechowego (LTSpice) [50]

Trzonem rozwiązania pozostaje układ wzmacniacza różnicowego U1, który wzmacnia różnicę pomiędzy napięciami IN+ i IN-. Wartość tego wzmocnienia określają rezystory R3, R4, R5 i R8. Kluczowym zabiegiem zastosowanym w tym układzie jest wyznaczenie offsetu sygnału z czujnika oddechowego za pomocą filtra dolnoprzepustowego, tworzonego przez C1, C2, R10 i R11. Filtr ten powinien przepuszczać jedynie wolnozmienną składową, za którą odpowiada odkształcenie pasa spowodowane naciągami spoczynkowymi (tj. kiedy pacjent nie oddycha). Zablokowany powinien być natomiast sygnał oddechowy. Offset jest następnie wzmacniany przez U2, pracujący w konfiguracji wzmacniacza nieodwracającego, który tworzy sygnał sprzężenia zwrotnego podawany z powrotem na ujemną gałąź pierwszego wzmacniacza. Zauważyć należy, że w tej konfiguracji nie występuje już mostek Wheatstone'a, gdyż obie gałęzie są zasilane z różnych potencjałów, stanowiąc dwa niezależne dzielniki rezystancyjne.

3.3 Układ pomiarowy czujnika wysiłku oddechowego

Podstawiając $R_s = R_3 + R_4$ oraz zakładając $R_3 = R_8$, $R_4 = R_5$, składową stałą wyjścia prezentowanej architektury opisuje Równanie 1.

Równanie 1 Składowa stała wyjścia układu pomiarowego w topologii ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości [50]

$$V_{DC} = \frac{V_1 R_6 R_3 R_5 (R_2 R_7 + R_5 (R_2 + R_7))}{(R_4 R_2 R_5 + R_4 R_7 (R_5 + R_2) + R_3 R_7 ((1 + \frac{R_9}{R_{17}}) R_5 + R_2)) (R_1 R_6 + R_5 (R_1 + R_6))}$$

Sporządzono prototyp pasa rezystancyjnego do ewaluacji jego parametrów oraz wykorzystania z prototypem układu kondycjonowania sygnału. Pas ten został wykonany z silikonu wypełnianego cząsteczkami węgla, który jest przeznaczony między innymi do zastosowań gdzie konieczne jest przewodzenie niewielkich prądów, a także do zabezpieczania przed wyładowaniami elektrostatycznymi oraz ekranowania [44]. Czujnik ten został przymocowany do nierozciągliwego pasa umożliwiając jego założenie. Cały prototyp czujnika rezystancyjnego przedstawia Rys. 12.



Rys. 12 Prototyp rezystancyjnego czujnika oddechowego [50]

Wymiary samego czujnika to około 190x8x2mm. Do połączenia silikonu przewodzącego z tkaniną użyto wewnętrznej pary nap. Zewnętrzne napy natomiast mają za zadanie połączenie elektryczne czujnika z przewodami doprowadzającymi sygnał do układu pomiarowego. Taka konfiguracja sprawia, że przy rozciąganiu pasa mechanicznie pracuje jedynie wewnętrzna para nap, a przewody są dociśnięte do czujnika ze stałą siłą przez zewnętrzne napy. Dzięki temu wyeliminowano fluktuacje w rezystancji połączenia, co mogło w przeciwnym razie powodować artefakty ruchowe. Egzemplarz czujnika z Rys. 12 ma rezystancję około 400Ω kiedy nie jest naciągnięty. Wartość ta wzrasta do 700Ω po ciasnym założeniu go. Dodatkowe 50Ω może dołożyć głęboki wdech pacjenta. Normalny oddech mieści się w zakresie ±10Ω. Ze względu na tolerancję wykonania poszczególnych elementów czujnika wartości te mogą nieznacznie różnić się pomiędzy poszczególnymi egzemplarzami pasów – układ pomiarowy obsługujący ten czujnik powinien pozwalać na takie odchyłki. Zgodnie z powyższymi obserwacjami zakres pomiarowy, który musi obsługiwać układ wynosi

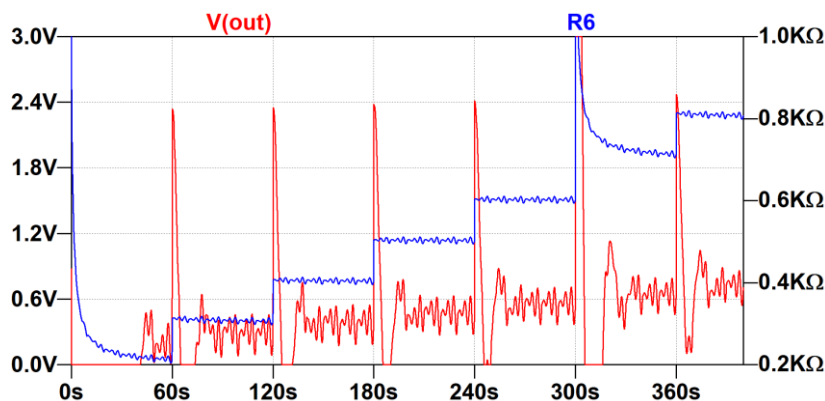
3 Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest

400 Ω - 750 Ω . Przy założeniu zasilania części analogowej na poziomie 3V oraz napięcia odniesienia ADC o wartości 1,8V wartości zastosowanych elementów mogą być takie, jak zaprezentowano na Rys. 11.

Sprawdzenie poprawności działania zaprojektowanego układu odbyło się w trzech etapach. Najpierw wykonane zostały symulacje w programie LTspice. Do odwzorowania czujnika użyto rezystora o zdefiniowanym oporze elektrycznym, który był sumą kilku składowych:

- Wstępnego offsetu o wartości 200 Ω ,
- Sygnału sinusoidalnego o częstotliwości 0,3Hz modulowanego sygnałem piłokształtnym o okresie 10s i amplitudzie 10 Ω ,
- Skoku o amplitudzie 100 Ω co 60s,
- Impulsu o amplitudzie 800 Ω na początku i po 300s symulacji

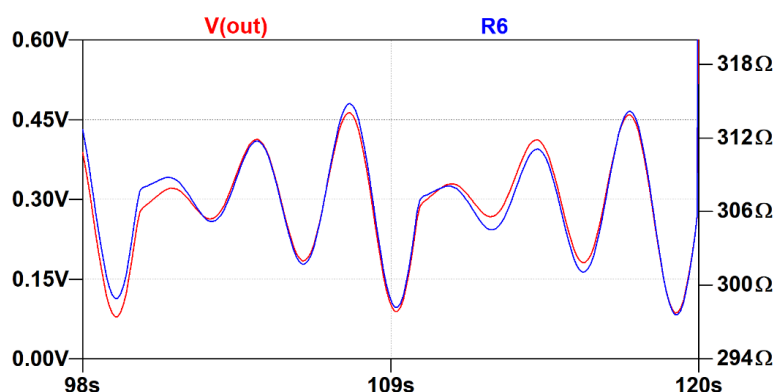
Za odwzorowanie akcji oddechowej o zmiennej amplitudzie odpowiadały dwie pierwsze składowe. Początkowy offset symuluje rezystancję pasa w stanie spoczynku, natomiast sygnał sinusoidalny o zmiennej amplitudzie reprezentuje akcję oddechową. Zmianie offsetu wynikające z punktu trzeciego przedstawia zmianę odkształcenia pasa wynikającą ze zmiany pozycji pacjenta w ciągu nocy – układ powinien się do niej dostosować i osiągnąć punkt pracy, w którym będzie poprawnie zapisywał sygnał oddechowy. Ostatnia składowa symuluje artefakt ruchowy mogący się pojawić przez niedoskonałości konstrukcji urządzenia. Obwód powinien sam wrócić do stanu, gdzie poprawnie odwzorowuje oddech i nie może się wzbudzać po takim wymuszeniu. Wyniki symulacji opracowanego układu z Rys. 11 wraz z przebiegiem rezystancji wejściowej prezentuje Rys. 13.



Rys. 13 Wyjście układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości dla rezystancji testowej (LTspice) [50]

3.3 Układ pomiarowy czujnika wysiłku oddechowego

Na podstawie powyższego wykresu można wnioskować, że proponowany układ działa poprawnie dla offsetu rezystancji w zakresie od 200Ω do 800Ω , co pokrywa w całości zakres rezystancji uzyskiwanych z prototypu czujnika. Sygnał oddechowy jest wzmacniony, a wyjście układu pozostaje w zakresie poniżej $1,8V$. Do pomiaru takiego sygnału może zostać zastosowany ADC zintegrowany z mikrokontrolerem, jednak należy mieć na uwadze jego specyfikację – prezentowany układ generuje napięcie wyższe niż $1,8V$ dla artefaktów ruchowych, i ADC musi zostać przed tym zabezpieczony. Kolejną istotną obserwacją jest fakt, że składowa stała jest silnie tłumiona, ale nie jest w całości usuwana. Zaletą takiego zachowania obwodu jest to, że stosując odpowiednie przekształcenia w oprogramowaniu można oszacować poziom naciągnięcia pasa z otrzymanego sygnału. Taka wiedza może być przydatna do stwierdzania poprawności założenia urządzenia i jego sprawności. W symulowanych warunkach układ nie wzbudza się - oscylacje po ustaniu zaburzenia gasną najpóźniej po kilkudziesięciu sekundach, ustala się nowy punkt pracy i oddech znów jest zapisywany poprawnie. Powiększony fragment otrzymanych wyników symulacji zamieszczono na Rys. 14.

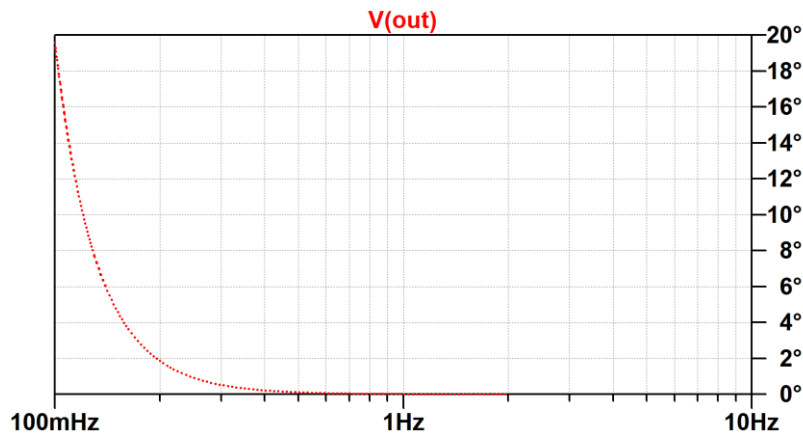


Rys. 14 Powiększony fragment wyjścia układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości, zamieszczonego na Rys. 13 (LTspice) [50]

Wykres ten potwierdza, że proponowana topologia nie wprowadzania znacznych przesunięć fazowych. Jej wadą jest jednak nieliniowe zachowanie w miejscach, gdzie rezystancja czujnika jest nieciągła. Przykład takiego momentu jest widoczny w 110s na Rys. 14. Niedoskonałości te są główną wadą prezentowanej metody, aczkolwiek nie wpływają one w znaczny sposób na jej wykorzystanie w diagnostyce bezdechu sennego. Aby potwierdzić rząd wielkości wprowadzanego przesunięcia fazowego wykonano analizę fazy w programie

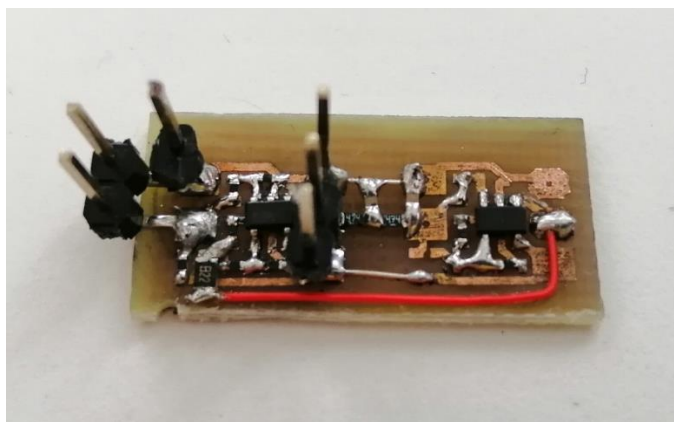
3 Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest

LTspice. Jej wyniki znajdują się na Rys. 15. Zgodnie z nimi przesunięcie fazowe dla sygnałów o częstotliwości 0,3Hz wynosi około 0,5 stopnia. Za przesunięcie to odpowiadają wartości elementów w zastosowanym filtrze RC i ich zmiana może pozwolić na dalszą poprawę tego parametru. Jednak już teraz wielkość ta nie jest duża i nie powinna mieć wpływu na jakość opisu badania przez specjalistę. Jest też lepsza niż w przypadku wykorzystania niewielkich filtrów górnoprzepustowych do filtracji wyjścia zwykłego wzmacniacza różnicowego.



Rys. 15 Analiza fazowa układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości (LTspice) [50]

W obliczu uzyskanych wyników stwierdzono, że układ ten spełnia stawiane przed nim wymagania i skonstruowano jego prototyp do dalszej ewaluacji. Do tego celu użyto jednowarstwową płytkę drukowaną, elementy SMD (*surface mount device*) oraz dwa niezależne wzmacniacze operacyjne. Docelowo możliwe jest wykorzystanie jednego wzmacniacza dwukanałowego, co pozwoli zredukować miejsce zajmowane przez układ. Wykonany prototyp przedstawia Rys. 16.



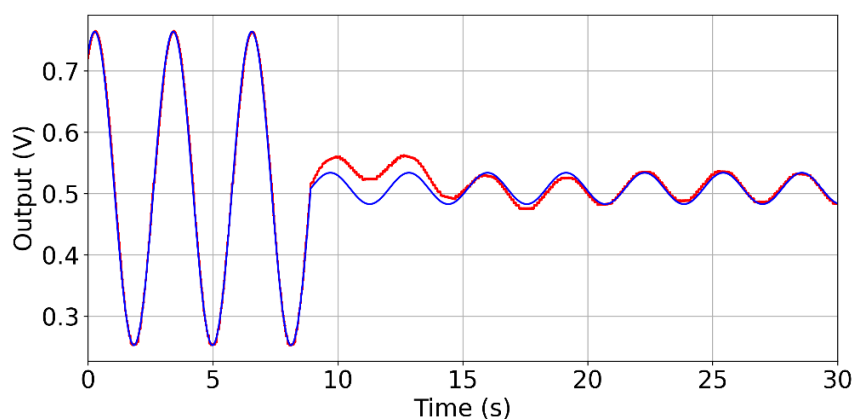
Rys. 16 Prototyp układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości [50]

3.3 Układ pomiarowy czujnika wysiłku oddechowego

Obwód ten został zasilony z zasilacza laboratoryjnego. Na jego wejście zamiast pasa rezystancyjnego podano rezystancję arbitralnie wygenerowaną przez cyfrowy potencjometr AD8400 [64]. Dla zwiększenia jego rozdzielczości w wymaganym zakresie układ cyfrowego potencjometru został połączony równolegle z rezystorem 100Ω i następnie szeregowo z rezystorem 330Ω . Taki zabieg oraz implementacja stosownego równania do wyznaczenia kodów dla AD8400 zawęził zakres generowanych rezystancji, zwiększając jednocześnie ich rozdzielczość. Dla tak skonstruowanego połączenia zaprojektowano dwa scenariusze testowe. Pierwszy z nich reprezentuje normalny oddech o zmiennej amplitudzie i składa się z następujących komponentów:

- Wstępnego offsetu o wartości 410Ω ,
- Sygnału sinusoidalnego o częstotliwości $0,33\text{Hz}$ i amplitudzie międzyszczytowej 20Ω w początkowej części,
- Sygnału sinusoidalnego o częstotliwości $0,33\text{Hz}$ i amplitudzie międzyszczytowej 2Ω w końcowym fragmencie.

Wyjście układu dla takiego wymuszenia zarejestrowano oscyloskopem cyfrowym Analog Discovery 2 (Digilent, Pullman, WA) podłączonym do komputera przez złącze USB. Otrzymane wyniki prezentuje Rys. 17.

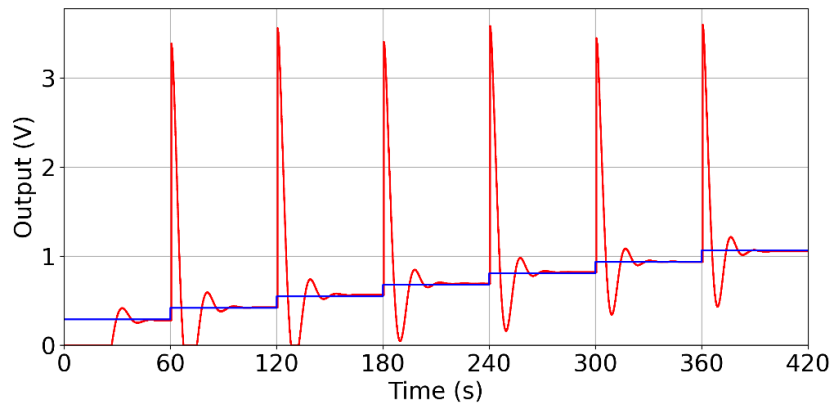


Rys. 17 Wyjście prototypu układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości dla wymuszenia sinusoidalnego o zmiennej amplitudzie. Kolorem czerwonym zaznaczono zmierzony sygnał wyjściowy, a niebieskim uzyskany analitycznie przebieg odpowiadający sygnałowi wejściowemu, wyrównany z wyjściem [50]

3 Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest

Test ten symuluje epizod bezdechu u pacjenta, który jest zdefiniowany jako ograniczenie amplitudy oddechu do maksymalnie 10% jej pierwotnej wartości [1]. W niniejszym teście użyto takiego stosunku dwóch amplitud sygnału do oceny jakości pracy układu lecz należy mieć na uwadze, że redukcja ta musi być obecna na sygnale przepływu powietrza zarejestrowanym przez kaniulę nosową aby prawidłowo oznaczyć bezdech. Porównanie obu przebiegów wskazuje na dobre odwzorowanie zmian w amplitudzie sygnału przez badany układ. Widoczne jest również zaburzenie o niskiej częstotliwości wprowadzane do sygnału przez analizowaną topologię w momencie nieciągłości rezystancji wejściowej.

W drugim scenariuszu testowym wartość rezystancji wejściowej jest zwiększana skokowo w zakresie od 200Ω do 800Ω z krokiem co 100Ω , wykonywanym co 60s. Sygnał wyjściowy wygenerowany przez stworzony prototyp obrazuje Rys. 18.



Rys. 18 Wyjście prototypu układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości dla wymuszenia skokowego. Kolorem czerwonym zaznaczono zmierzony sygnał wyjściowy, a niebieskim uzyskany analitycznie przebieg odpowiadający sygnałowi wejściowemu, wyrównany z wyjściem [50]

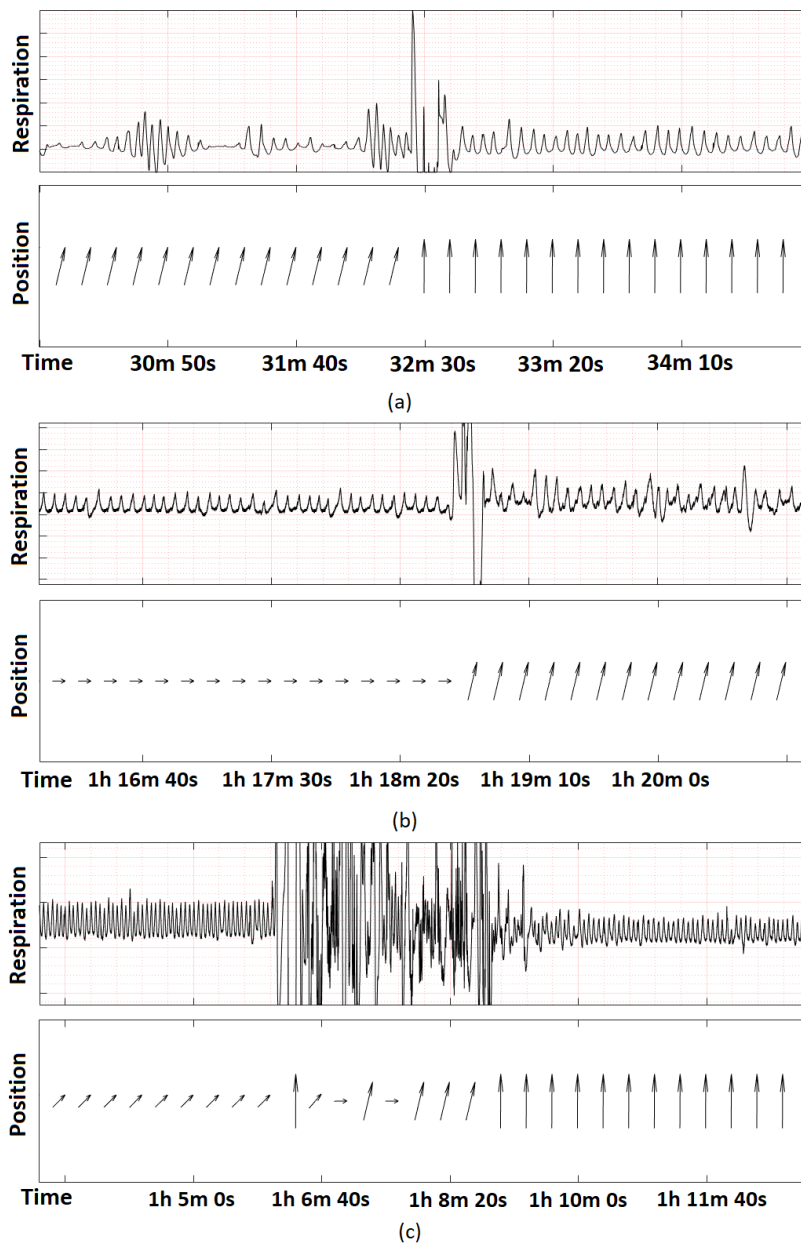
W przypadku tego testu celem było zweryfikowanie jak proponowana topologia zachowuje się w sytuacji wystąpienia nagłej zmiany w wartości mierzonej rezystancji. Symuluje to zmianę pozycji przez pacjenta, związaną ze zmianą stopnia naciągnięcia pasa rezystancyjnego i tym samym inną wartością offsetu obecną w sygnale. Uzyskane wyniki wskazują, że niezależnie od wartości bezwzględnej mierzonej rezystancji układ oscyluje przez około 40s, po czym ustala nowy punkt pracy i poprawnie odwzorowuje sygnał wejściowy. Jest to istotna informacja dla analizy sygnału zarejestrowanego z wykorzystaniem tego obwodu, ponieważ po wystąpieniu artefaktu ruchowego przez kilkadziesiąt sekund sygnał może nie być

3.3 Układ pomiarowy czujnika wysiłku oddechowego

poprawny. Przy całonocnych badaniach snu nie stanowi to jednak poważnego problemu, ponieważ sytuacje takie jak gwałtowna zmiana pozycji pacjenta zdarzają się stosunkowo rzadko i nie powinny skutkować zaburzeniem znaczącej części sygnału.

Opisywana topologia została zaimplementowana w rejestratorze Comarch PulmoVest, opisanym w rozdziale 3.1. Na schemacie blokowym rejestratora zamieszczonym na Rys. 7 występuje ona jako układ kondycjonowania sygnału z pasa rezystancyjnego. Sam czujnik rezystancyjny, którego prototyp jest widoczny na Rys. 12, został docelowo wszyty wewnątrz pasa Comarch PulmoVest, widocznego na Rys. 9. System Comarch PulmoVest wziął udział w eksperymencie medycznym opisanym szerzej w rozdziale 5.1, podczas którego zebrano zapisy dla 100 osób. Na podstawie tych danych zweryfikowano poprawność wykonywania pomiaru przez układ opisany w niniejszym rozdziale. Do zaprezentowania działania układu w momencie zmiany pozycji przez pacjenta wybrano trzy sytuacje, w których wystąpiło takie zaburzenie pomiaru. Przebiegi te są widoczne na Rys. 19. Każdy z zarejestrowanych zapisów sygnału oddechowego posiada równoległy zapis pozycji ciała pacjenta pochodzący z akcelerometru wbudowanego w rejestrator Comarch PulmoVest (zgodnie ze schematem blokowym rejestratora z Rys. 7). Zapis pozycji jest przedstawiony za pomocą strzałek. Zmiana pozycji ciała spowodowała brak możliwości rejestrowania sygnału oddechowego przez około 30s w przypadku pierwszych dwóch pomiarów (Rys. 19 (a) i (b)). Jest to spowodowane czasem, który układ potrzebuje na dostosowanie się do nowego poziomu naprężenia pasa rezystancyjnego. Po upływie tego okresu na wyjściu układu znów pojawia się poprawny sygnał. W przypadku Rys. 19 (c) widoczne są znaczne artefakty ruchowe trwające około trzech minut. W tym czasie sygnał oddechowy jest mocno zaburzony, jednak po ustaniu ruchów pacjenta i upływie kilkudziesięciu sekund potrzebnych na ustabilizowanie działania układu pomiarowego sygnał oddechowy jest znów zapisywany poprawnie.

3 Część elektroniczna rejestratora Comarch PulmoVest



Rys. 19 Wyjścia układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości podczas zmian pozycji przez pacjentów. Zarejestrowane sygnały oddechowe znajdują się na górnych wykresach, a odpowiadające im zmiany położeń ciała pacjentów na dolnych. Sygnały zarejestrowane przez Comarch PulmoVest podczas eksperymentu medycznego opisanego w rozdziale 5.1 [50]

Zarówno otrzymane wyniki symulacji zaprojektowanego układu, jak i pomiary przeprowadzone na wykonanym prototypie, a także zapisy wykonane gotowym urządzeniem w warunkach domowych potwierdziły przydatność opracowanej architektury do kondycjonowania sygnału oddechowego z czujnika rezystancyjnego. Główną zaletą tego układu jest możliwość dostosowywania się do zmiennego offsetu czujnika, a tym samym

3.3 Układ pomiarowy czujnika wysiłku oddechowego

samoczynne reagowanie na zmiany położenia ciała pacjenta. Obwód ten oferuje większe wzmocnienie sygnału oddechowego niż inne układy analogowe o podobnym stopniu skomplikowania. Umożliwia również pomiar składowej stałej rezystancji na tym samym kanale, co upraszcza implementację w docelowym urządzeniu i może służyć do sprawdzania poprawności działania całego systemu. Obwód jest w całości analogowy, nie wymaga obsługi przez zewnętrzny mikrokontroler i ma wyjście napięciowe. Jego budowa zakłada wykorzystanie jedynie 2 wzmacniaczy operacyjnych ogólnego przeznaczenia, 12 rezystorów i 2 kondensatorów. Wymienione cechy świadczą o tym, że opisywany układ jest nowatorski i wyróżniają go na tle innych rozwiązań opisanych w literaturze.

4. Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

Jednym z najbardziej pracochłonnych etapów diagnostyki snu jest opis zebranych danych wykonywany przez personel medyczny. W tym procesie oznaczane i klasyfikowane są epizody związane z zaburzeniami oddychania widoczne w zarejestrowanych sygnałach. Na ich podstawie w dalszej kolejności wyznaczane są zbiorcze wskaźniki, takie jak AHI, podsumowujące stan zdrowia pacjenta. Ze względu na duże rozpowszechnienie zaburzeń oddychania w czasie snu, a także niewystarczającą ilość specjalistów mogących interpretować te badania, korzystne jest wprowadzenie narzędzi wspomagających diagnostykę [16].

Jedną z metod przyspieszenia pracy lekarzy jest zastosowanie algorytmów automatycznie wykrywających i klasyfikujących epizody zaburzonego oddechu. Diagnostyka snu ze względu na dużą ilość zbieranych danych może w szczególny sposób skorzystać ze współczesnych metod uczenia maszynowego do generowania wstępnych opisów badań [18]. Taki zestaw danych, opracowany przez oprogramowanie komputerowe, podlega następnie weryfikacji i poprawie przez lekarza, który jest odpowiedzialny za postawienie ostatecznej diagnozy. Podejście to może znacznie skrócić czas poświęcony na analizę każdego pacjenta, co przekłada się bezpośrednio na możliwość przebadania większej ilości osób w danym czasie. Alternatywną możliwością jest stworzenie algorytmów do automatycznej predykcji diagnozy, bez wyznaczania miejsc występowania konkretnych epizodów. Takie podejście uniemożliwia jednak późniejszą korektę wskazań algorytmu przez lekarza – nie są dostępne informacje na podstawie których została podjęta dana decyzja. Metody te nie mogą więc być stosowane jako wsparcie procesu decyzyjnego, a jedynie w roli wstępnego badania przesiewowego mającego wskazać ryzyko wystąpienia choroby u danej osoby w celu wdrożenia dalszej diagnostyki.

Metody wspomagające diagnostykę można podzielić w zależności od ziarnistości dostarczanej klasyfikacji. W najprostszym przypadku algorytm taki może dostarczać jedynie informację o miejscu i czasie trwania zaburzenia oddychania, bez podania jego typu. Jest to wystarczające w kontekście wyliczenia końcowego wskaźnika AHI, na który składa się suma wszystkich wykrytych zaburzeń. W szerszym ujęciu jednak konieczne jest doprecyzowanie konkretnego typu epizodu, to znaczy podział zaburzeń oddechu na sptyczenia i bezdechy,

z rozróżnieniem epizodów obturacyjnych, ośrodkowych i mieszanych. Klasyfikacja ta pozwala uzyskać pełniejszy obraz schorzenia, a także wyciągnąć wnioski na temat jego etiologii. Dominacja określonego typu zaburzeń (obturacyjnych, ośrodkowych i mieszanych) ma decydujący wpływ na wdrożenie odpowiedniego leczenia. Zgodnie z wytycznymi AASM podział bezdechów na obturacyjne, ośrodkowe i mieszane jest rekomendowany, natomiast podział sptyceń jest opcjonalny [1]. W ramach niniejszej pracy zaprojektowano i zweryfikowano kilka wariantów algorytmów uczenia maszynowego, które mają zdolność oznaczania epizodów bezdechu sennego i ich rozróżniania na bezdech i sptyczenie oddechu. Algorytmy te, korzystające ze standardowych sygnałów dostępnych w domowych badaniach snu, stanowią wkład autora tej rozprawy w rozwój automatycznych metod opisywania badań poligraficznych.

4.1. Bazy danych

Do opracowania metod automatycznej analizy zapisów poligraficznych wykorzystuje się istniejące bazy danych wraz z lekarskimi opisami. Zbiory takie zawierają najczęściej zestaw zanonimizowanych zapisów z badań snu, etykiety sporządzone do każdego z nich na podstawie określonych wytycznych oraz podsumowanie statystyczne informacji na temat pacjentów biorących udział w danym projekcie. Podczas prac nad projektem użyte zostały trzy bazy danych. Pierwsza z nich, SHHS (*Sleep Heart Health Study*) utrzymywana jest przez NSRR (*National Sleep Research Resource*). Zawiera ona dane pochodzące od 5804 osób, które były monitorowane na przestrzeni wielu lat pod kątem występowania zaburzeń kardiologicznych powiązanych z zaburzeniami oddychania w czasie snu. Z punktu widzenia niniejszej pracy najważniejsze jest jednak, że baza ta oferuje dostęp do kilku tysięcy badań polisomnograficznych wraz z opisami. Adnotacje te są wykonane w standardzie SHHS, który nieznacznie różni się od obecnie szeroko stosowanego AASM [65], [66]. Podzbiór zapisów z bazy SHHS został wykorzystany do trenowania oraz walidacji zaprojektowanych przez autora tej rozprawy algorytmów automatycznej detekcji i klasyfikacji zaburzeń oddychania. Drugim z użytych zbiorów danych jest baza PhysioNet. Składa się ona z 25 zapisów polisomnograficznych wraz z opisami [67], [68]. Ze względu na małą ilość danych w tym zbiorze posłużył on jedynie do weryfikacji jakości klasyfikacji modeli wytrenowanych na bazie SHHS. Ostatnim zbiorem danych są zapisy zebrane za pomocą zaprojektowanego urządzenia

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

w ramach pomiarów prowadzonych podczas eksperymentu medycznego, którego opis znajduje się w rozdziale 5.1. Wykorzystanie trzech różnych baz danych umożliwi sprawdzenie skalowalności proponowanych rozwiązań, ponieważ każda z nich cechuje się nieco innymi charakterystykami oferowanych sygnałów.

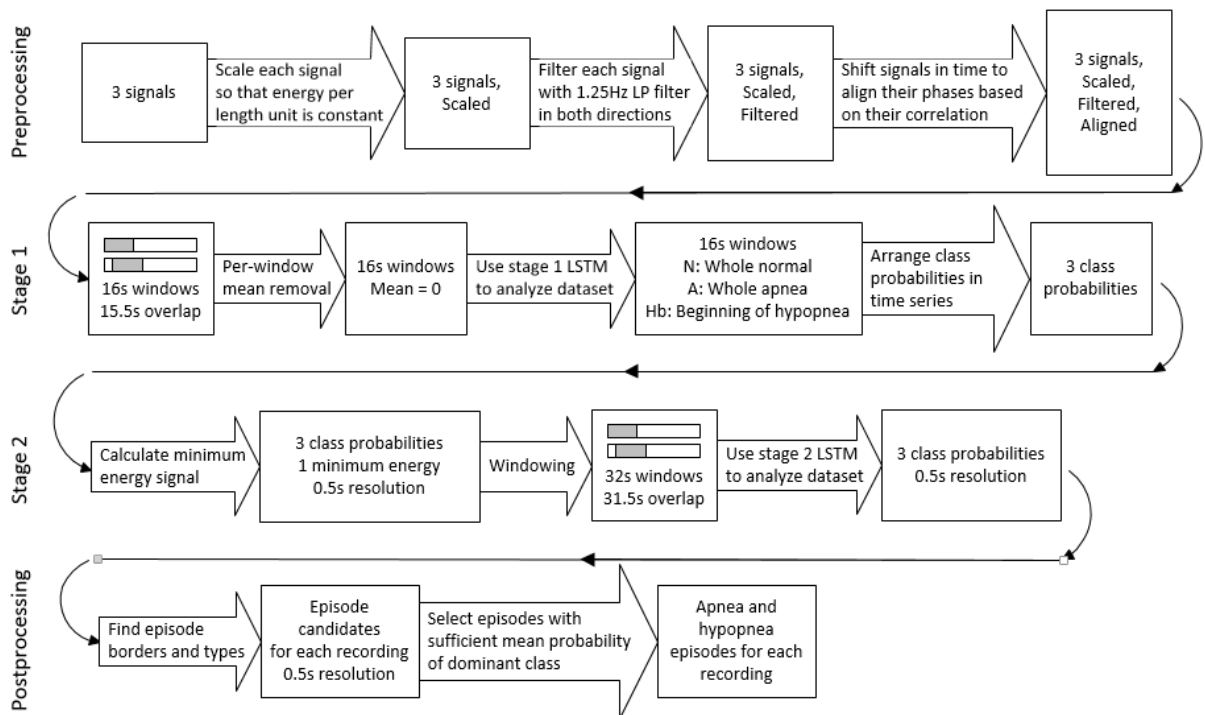
4.2. Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i sptyceń oddechu w sygnałach oddechowych

Na potrzeby automatycznej analizy sygnałów pochodzących z badań poligraficznych opracowano dedykowany algorytm uczenia maszynowego, który dostarcza informacje o lokalizacji epizodów oraz dzieli je na bezdechy i sptycenia oddechu. Sygnałami wejściowymi dla tej analizy są przepływ powietrza przez górne drogi oddechowe oraz wysiłek oddechowy klatki piersiowej i brzucha. Algorytm ten ma za zadanie generować wstępny opis badania, który musi zostać następnie poprawiony i uzupełniony przez lekarza. To lekarz jest odpowiedzialny za ostateczną diagnozę. Przedstawiony opis stanowi przedmiot publikacji autora rozprawy w czasopiśmie „Sensors” [69]².

Cechą charakterystyczną proponowanego rozwiązania jest rozróżnianie epizodów bezdechu i sptycenia oddechu. Jest to istotne z punktu widzenia personelu medycznego, ponieważ mniejsza ilość koniecznych do wprowadzenia zmian może pozwolić na oszczędzenie czasu potrzebnego na stworzenie kompletnego opisu badania. Bezdechy i sptycenia oddechu są klasyfikowane do tych dwóch grup niezależnie od typu obturacyjnego, ośrodkowego i mieszanego. Aby to osiągnąć wykorzystano dwustopniową architekturę LSTM (*long short-term memory*), która traktuje sygnały oddechowe podzielone na okna jako szeregi czasowe i określa prawdopodobieństwo wystąpienia danego typu epizodu w każdym z tych okien. Sieć LSTM, zaproponowana w [70], jest rodzajem rekurencyjnej sieci neuronowej, która dobrze nadaje się do operacji na szeregach czasowych. Prezentowana architektura wykorzystuje również metodę dropout [71]. Schemat blokowy proponowanego modelu przedstawia Rys. 20.

² J. Drzazga and B. Cyganek, “An LSTM Network for Apnea and Hypopnea Episodes Detection in Respiratory Signals,” *Sensors*, vol. 21, no. 17, p. 5858, Aug. 2021, doi: 10.3390/s21175858.

4.2 Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i słyceń oddechu w sygnałach oddechowych



Rys. 20 Schemat blokowy architektury na bazie LSTM do wykrywania epizodów bezdechu sennego [69]

Jak wynika z powyższego schematu, przepływ danych w architekturze dzieli się na cztery etapy – wstępnej obróbki danych, dwóch niezależnych sieci LSTM oraz przetwarzania końcowego. Taki podział wynika z zastosowanego oryginalnego sposobu wykrywania słyceń oddechu. Początek słyceń oddechu jest oznaczany przez pierwszą sieć LSTM, a druga, operując na sygnałach wyjściowych z pierwszej, oznacza jego dokładne granice w czasie.

Dane wejściowe do etapu wstępnej obróbki to sygnały oddechowe, które są tam przygotowywane do użycia przez pierwszą sieć LSTM. Najpierw od każdego z sygnałów jest odejmowana jego średnia wartość. Jest to konieczne aby wyzerować składową stałą. Następnie sygnały są mnożone przez odpowiedni współczynnik dla wyrównania energii sygnału na jednostkę czasu w każdym z zapisów, a sygnał przepływu powietrza jest dodatkowo odwracany aby jego przebieg zgadzał się z pozostałymi. Zabieg ten sprowadza amplitudę sygnałów mniej więcej do zakresu (-1,1). Tak otrzymane sygnały podlegają filtracji w obu kierunkach (dla zachowania fazy) dolnoprzepustowym filtrem Butterworth'a 8 rzędu o częstotliwości odcięcia równej 1,25Hz. Wyrównanie fazy wszystkich trzech sygnałów wejściowych jest ostatnią częścią etapu wstępnej obróbki danych. Konieczność wykonywania

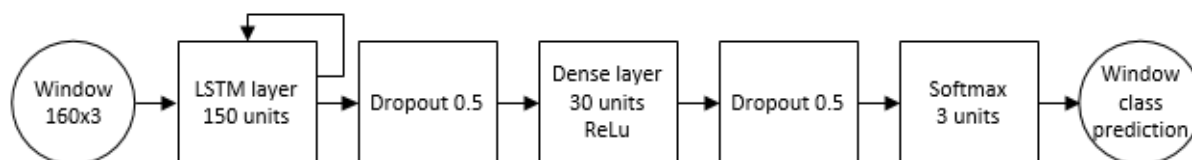
4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

też czynności wynika z tego, że w bazie danych SHHS-1 są badania z przesunięciem fazowym między sygnałami oddechowymi poddany mi analizie. Jego zniwelowanie pozwoliło na poprawę wyników dla przypadków z mniejszą liczbą zaburzeń. Zostało to osiągnięte przez takie przesunięcie w czasie dwóch sygnałów wejściowych względem trzeciego, aby zminimalizować ich korelację. Nieprzesuwany sygnałem był wysiłek oddechowy klatki piersiowej, etykiety epizodów zaburzonego oddechu nie zmieniły swojej pozycji w zapisie, ponieważ były związane z tym właśnie sygnałem.

Pierwsza sieć LSTM operuje na danych przygotowanych w etapie wstępnej obróbki i podzielonych na okna czasowe. Parametry tych okien to:

- Długość - 16s,
- Przesunięcie pomiędzy początkami kolejnych okien - 0,5s,
- Rozmiar próbki - 160x3

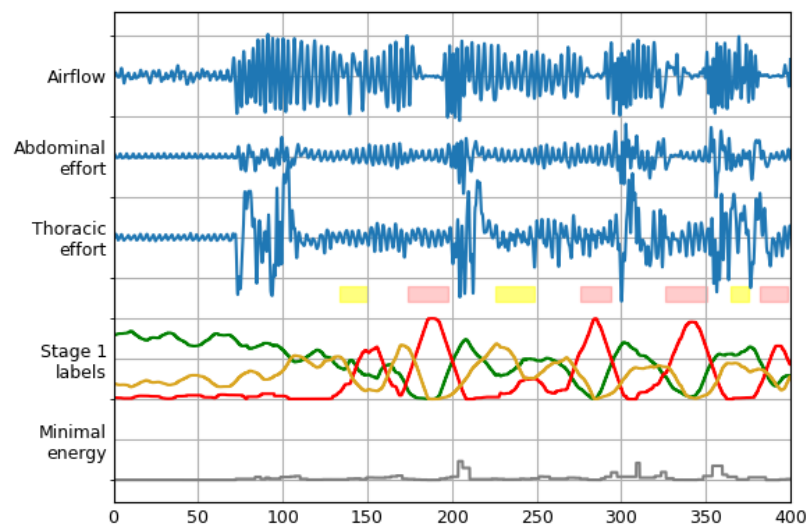
Po podziale na okna, od każdego sygnału została odjęta jego średnia wartość. Próbkom wykorzystanym do uczenia są nadawane etykiety na podstawie opisu lekarskiego. Dla pierwszej sieci etykiety to: normalny oddech, bezdech i początek sptyczenia. Wykrywanie jedynie początków sptyceń jest nowatorskim pomysłem, który pozwala na lepszą obserwację zmian w amplitudzie sygnałów oddechowych. Ograniczenie amplitudy występuje na początku epizodu i tylko tam algorytm może je zauważyć, natomiast dalsza część jest trudna do odróżnienia od normalnego oddechu. W proponowanej metodzie do uczenia pierwszej sieci wykorzystano okna, które w całości zawierały normalny oddech lub bezdech, a dla sptyczenia jego początek musiał znajdować się pomiędzy 4s a 12s po początku danego okna. Reszta przypadków została odrzucona. Uzyskany zbiór danych został przetasowany, po czym wybrano z niego taką ilość próbek, żeby każda z klas była reprezentowana przez taką samą ilość przykładów. Architektura zastosowanej sieci LSTM przedstawia Rys. 21. Model ten jest uczony przez 50 epok z wykorzystaniem optymalizatora typu Adam [72].



Rys. 21 Schemat blokowy sieci LSTM do wykrywania i klasyfikacji zaburzeń oddechu [69]

4.2 Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i słyceń oddechu w sygnałach oddechowych

Wyjścia z tego modelu, które reprezentują prawdopodobieństwo przynależności kolejnych okien do każdej z trzech klas, są ustawiane w szeregi czasowe a następnie filtrowane średnią kroczącą o oknie 16s. Jako, że przesunięcie pomiędzy początkami kolejnych okien na etapie wstępnego przetwarzania danych wynosiło 0,5s, taka też jest rozdzielczość czasowa otrzymanych etykiet. Do trzech sygnałów reprezentujących prawdopodobieństwa przynależności do każdej z klas dokładany jest czwarty, przedstawiający minimalną energię sygnałów oddechowych w danej chwili. Do jego wyznaczenia obliczana jest energia każdego z sygnałów w przedziałach ograniczonych miejscami, gdzie sygnał przepływu powietrza wynosi zero. Następnie dla każdego z przedziałów wybierana jest najmniejsza spośród tych trzech wartości i trafia ona do wynikowego przebiegu. Dla zachowania zgodności z pozostałymi sygnałami częstotliwość próbkowania tego przebiegu jest ograniczana do 2Hz. Następnie wyznaczana jest jego największa wartość i cały sygnał jest przez nią dzielony, co sprowadza go do zakresu $<0,1>$. Przykładowe sygnały wejściowe dla drugiej sieci LSTM przedstawiono na Rys. 22. Sygnały oddechowe są na niebiesko, linie zielona, żółta i czerwona przedstawiają prawdopodobieństwa odpowiednio normalnego oddechu, początku słycecia i bezdechu wyznaczone przez pierwszą sieć LSTM. Opisany wcześniej sygnał minimalnej energii wykreślono kolorem szarym. Opis lekarski reprezentują prostokąty – żółte dla słyceń oddechu, czerwone dla bezdechów.



Rys. 22 Sygnały oddechowe (kolor niebieski) wraz z wyjściami pierwszej sieci LSTM (linie zielona, żółta i czerwona), sygnałem minimalnej energii (linia szara) oraz zaburzeniami oddechu oznaczonymi przez specjalistę (żółte i czerwone prostokąty) [69]

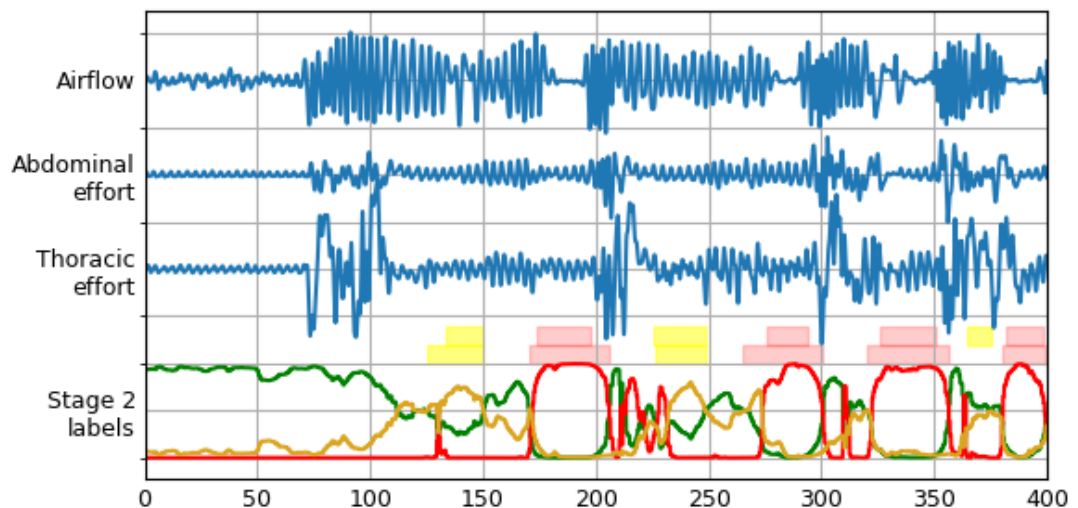
4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

Druga sieć LSTM przyjmuje jako wejścia cztery powyższe sygnały podzielone na okna o długości 32s. Przesunięcie między oknami pozostaje takie samo jak dla poprzedniej sieci i wynosi 0,5s. W tym przypadku więc rozmiar próbki to 64x4. Podział na klasy na tym etapie odzwierciedla już docelową kategoryzację – na oddech normalny, sptyczenie i bezdech (klasy N, H i A). Klasa danego okna ustalana jest na podstawie miejsca, w którym okno to się kończy – przykładowo jeśli okno zaczyna się podczas normalnego oddechu, po czym pojawia się bezdech i na nim okno się kończy, będzie ono oznaczone jako bezdech. Podobne podejście dla dwóch klas zastosowano w [73]. Ze zbioru próbek każdego typu losowana jest taka sama ilość przykładów, które tworzą zbiór danych uczących dla drugiej sieci LSTM. Jej architektura jest analogiczna jak pierwszej sieci, przedstawionej na Rys. 21. Uczenie również odbywa się z wykorzystaniem optymalizatora typu Adam, tym razem przez 100 epok.

Ostatnim etapem opisywanego algorytmu jest wygenerowanie etykiet epizodów bezdechu i sptyceń oddechu na podstawie klasyfikacji wykonanej przez drugą sieć LSTM. Danymi wejściowymi do tego procesu są ustawione w szereg prawdopodobieństwa przynależności kolejnych okien do każdej z klas. Rozdzielczość czasowa na poziomie 0,5s pozostaje niezmienną względem poprzedniego etapu. Pierwszą operacją wykonywaną w etapie postprocessingu jest znalezienie klasy o najwyższym prawdopodobieństwie dla każdej z próbek. Następnie w miejscach, gdzie zmienia się klasa oceniana jako najbardziej prawdopodobna oznaczane są granice potencjalnych zaburzeń epizodów – zmiana z N na A lub H oznacza początek epizodu, a z A lub H na N jego koniec. Zmiany pomiędzy A i H nie są brane pod uwagę na tym etapie. Typ konkretnego zaburzenia określany jest na podstawie klasy większości próbek składających się na dany epizod. Otrzymane w ten sposób wstępne markery są następnie filtrowane na podstawie średniego prawdopodobieństwa próbek danej klasy składających się na analizowany epizod. Przykładowo, jeśli na zaburzenie o długości 10s składa się w sumie 20 próbek, z czego 15 ma większe prawdopodobieństwo przynależności do klasy A, to cały epizod zostanie sklasyfikowany jako bezdech. Stopień pewności dla tego zaburzenia będzie obliczony jako średnia arytmetyczna prawdopodobieństw przynależności do klasy A tych 15 próbek. Ta wartość posłuży do odrzucenia markerów, co do których algorytm nie osiągnął wystarczającego stopnia pewności. Aby wyznaczyć te progi, osobne dla bezdechów i sptyceń oddechu, oblicza się dla kilku różnych wartości progowych indeksy bezdechów oraz

4.2 Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i sptyceń oddechu w sygnałach oddechowych

indeksy sptyceń oddechu (odpowiednio AI i HI). W tym celu wykorzystywana jest z wydzielona część zbioru treningowego, nieużywana podczas procesu uczenia. Następnie otrzymane indeksy porównuje się z wartością wynikającą z opisu lekarskiego i wybiera się ten, dla którego błąd średniokwadratowy jest najmniejszy. Nie są usuwane epizody, w których średnie prawdopodobieństwo klasy N jest niskie. Próg tej selekcji jest obliczany przez porównanie progów dla bezdechów i sptyceń oddechu i wybranie większego z nich, a następnie odjęcie go od jedności. Jeżeli zaburzenie cechuje się niższym prawdopodobieństwem klasy N jest ono oznaczane jako bezdech lub sptycenie oddechu na podstawie tego, jakiej klasy jest większość jego próbek. Pozwala to oznaczyć zaburzenia, dla których algorytm osiągnął wysoką pewność co do ich istnienia, ale nie potrafił jednoznacznie wskazać ich rodzaju. Epizody trwające mniej niż 10s są pomijane podczas wszelkich obliczeń, nie biorą także udziału w końcowych analizach. Wyjścia z drugiej sieci neuronowej oraz efekt działania końcowej obróbki danych prezentuje Rys. 23. Górny rząd prostokątnych znaczników to opis wykonany przez specjalistę, natomiast dolny to propozycja niniejszego algorytmu. Żółtym kolorem oznaczono sptycienia oddechu, a czerwonym bezdechy.



Rys. 23 Sygnały oddechowe (kolor niebieski) wraz z wyjściami drugiej sieci LSTM (linie zielona, żółta i czerwona), zaburzeniami oddechu oznaczonymi przez specjalistę (górny rząd prostokątów) oraz końcowymi markerami proponowanymi przez algorytm (dolny rząd prostokątów) [69]

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

Dla tego przykładu algorytm trafnie przewidział większość epizodów bezdechu i sptyceń oddechu. Różnią się nieznacznie momenty początku i końca zaburzeń, jednak wpływ tych niedokładności na ostateczną diagnozę nie powinien być duży ze względu na to, że wskaźnik AHI jednakowo traktuje wszystkie epizody trwające więcej niż 10 sekund. Efekt działania końcowej obróbki danych może być również zaobserwowany – jest widoczne łączenie sąsiadujących momentów bezdechu i sptycenia w jeden epizod oraz pomijanie markerów znajdujących się poniżej ustalonego progu.

Działanie algorytmu zostało zweryfikowane przy użyciu dwóch baz danych. Rozwój oraz weryfikacja miała miejsce z wykorzystaniem bazy SHHS-1 [65], [66]. W bazie obecnych jest 5804 zapisów. Zgrubna selekcja następowała w oparciu o amplitudę sygnałów używanych przez algorytm – dla każdego z nich obliczono całkowitą energię i podzielono przez całkowitą długość badania. Zapisy, które miały ten wskaźnik poniżej określonej wartości nie brały udziału w analizach. Otrzymano w ten sposób 3610 zapisów, z których użyto 1000, aby umożliwić wykonanie obliczeń na dostępnym sprzęcie. Poza wymienioną weryfikacją energii na jednostkę czasu nie była wykonywana żadna inna selekcja danych wejściowych. Podejście takie ogranicza możliwość analizowania badań, w których w większości brak jest sygnału. Jest ono również powtarzalne, ponieważ każde nowe badanie można przeanalizować w ten sposób, aby oszacować, czy algorytm da wiarygodne wyniki. Otrzymały zbiór tysiąca zapisów zawierał zapisy 486 kobiet i 514 mężczyzn. Udział osób zdrowych to 1,7%, z bezdechem lekkim 13,4%, średnim 36,4%, ciężkim 48,5%. Tabela 2 zawiera szczegóły dotyczące tych danych.

Tabela 2 Podsumowanie wykorzystanej części bazy SHHS-1 [69]

Parametr	Średnia arytmetyczna	Odchylenie standardowe
Wiek (lat)	58,24	11,94
Masa ciała (kg)	79,19	16,45
BMI (kg/m ²)	27,57	5,12
Całkowita długość badania (h)	7,28	0,97
AHI	33,33	19,34

4.2 Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i splotów oddechu w sygnałach oddechowych

Do sprawdzenia jakości klasyfikacji wykorzystano bazę PhysioNet Sleep Database, dostarczaną przez St. Vincent's University Hospital i University College Dublin [67], [68]. W tym zbiorze danych jest 25 zapisów, z czego 4 należą do kobiet a 21 do mężczyzn. Osoby zdrowe stanowią 4%, z lekkim bezdechem sennym 40%, średnim 24%, ciężkim 32%. Wszystkie zapisy obecne w bazie zostały wykorzystane w analizie. Tabela 3 przedstawia podsumowanie tej bazy danych.

Tabela 3 Podsumowanie bazy PhysioNet [69]

Parametr	Średnia arytmetyczna	Odchylenie standardowe
Wiek (lat)	49,96	9,35
Masa ciała (kg)	95,02	14,41
BMI (kg/m ²)	31,6	3,95
Całkowita długość badania (h)	6,93	0,53
AHI	24,1	20,3

Aby zweryfikować działanie opracowanego algorytmu przeprowadzono eksperyment w formie 5-krotnej walidacji krzyżowej. W każdej instancji, rozumianej jako każdy z pięciu algorytmów wytrenowanych w ramach 5-krotnej walidacji krzyżowej, 1000 dostępnych zapisów zostało podzielone na:

- 700 zapisów do uczenia sieci neuronowych
- 100 zapisów do wyznaczania progów dla algorytmu
- 200 zapisów do sprawdzenia jakości klasyfikacji

Baza PhysioNet Sleep Database nie służyła do trenowania na żadnym etapie, a jedynie do dodatkowego testowania algorytmów. W każdej z instancji modele zostały najpierw wytrenowane na zbiorach treningowych pochodzących z bazy SHHS-1, następnie sprawdzone przy użyciu zbiorów testowych bazy SHHS-1, po czym następowała weryfikacja na bazie PhysioNet. W ten sposób cała baza PhysioNet była przetwarzana przez każdą z instancji modelu. Oryginalna częstotliwość próbkowania sygnałów w bazie PhysioNet wynosząca 8Hz została podniesiona do 10Hz metodą interpolacji liniowej, aby zapewnić zgodność

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

z testowanymi algorytmami. W tej bazie sygnał przepływu powietrza pochodzi z czujnika termicznego, a nie z ciśnieniowego jak w przypadku bazy SHHS-1. Z analizy wykluczono epizody oznaczone jako „Unsure” oraz „Periodic breathing”.

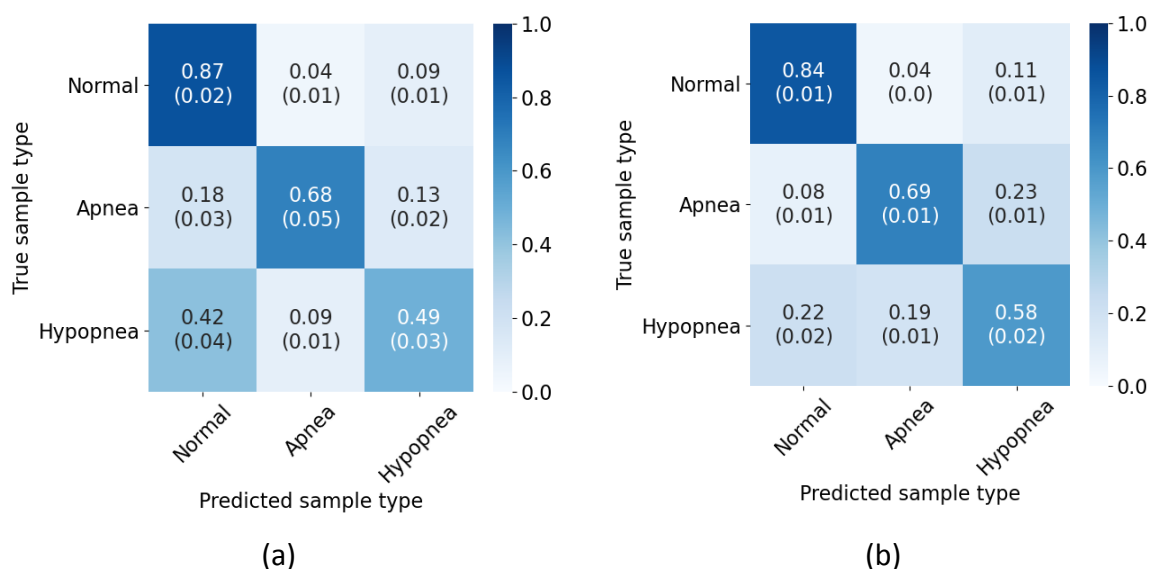
Zdolność rozróżniania epizodów bezdechu oraz sptyczenia oddechu jest jedną z podstawowych funkcjonalności prezentowanego algorytmu. Weryfikacja jakości tej klasyfikacji polegała na porównaniu etykiet wygenerowanych przez algorytm z tymi sporządzonymi przez specjalistę. Dla każdej z pięciu instancji eksperymentu wykorzystano do tego celu zbiór testowy pochodzący z bazy SHHS-1 oraz niezależnie bazę PhysioNet. Jako, że rozdzielczość czasowa proponowanej metody wynosi 0,5s, z taką samą rozdzielczością wykonano porównanie między etykietami. Podsumowanie wyników dla wszystkich pięciu instancji algorytmu zawiera Tabela 4. Prezentowane wartości to procentowy udział poprawnie sklasyfikowanych próbek danej klasy. Ogólna dokładność jest to iloraz poprawnie sklasyfikowanych próbek wszystkich klas i całkowitej ilości próbek w analizowanym zestawie danych.

Tabela 4 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich instancji algorytmu. Wartości dla baz danych SHHS-1/PhysioNet [69]

Średnia dokładność (%)	Instancja 1	Instancja 2	Instancja 3	Instancja 4	Instancja 5
Normalny oddech	86,56/84,48	87,07/85,30	88,06/85,10	87,81/84,42	82,61/82,47
Sptyczenie	47,19/54,69	48,21/56,41	46,36/59,18	50,54/60,80	54,20/60,32
Bezdech	69,60/70,34	60,61/70,97	68,69/70,23	66,29/67,34	75,83/68,67
Ogółem	80,52/81,90	80,59/82,78	81,65/82,80	82,25/82,24	78,31/80,48

Rys. 24 zawiera wyniki pięciokrotnej walidacji krzyżowej. W każdym polu znajduje się średnia arytmetyczna oraz odchylenie standardowe dla pięciu instancji algorytmu. Lepszą dokładność algorytm osiąga dla klasyfikacji bezdechów niż dla sptyczeń oddechu. Bezdech może być łatwiejszy do wykrycia, ponieważ wiąże się z większym ograniczeniem przepływu powietrza. Wyniki są porównywalne pomiędzy bazami danych z wyjątkiem sptyczeń oddechu – w przypadku bazy PhysioNet dokładność dla sptyczeń jest wyższa o 9%. Może to świadczyć o lepszej jakości opisów sptyczeń oddechu w tej bazie.

4.2 Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i słyceń oddechu w sygnałach oddechowych



Rys. 24 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów dla pięciokrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]

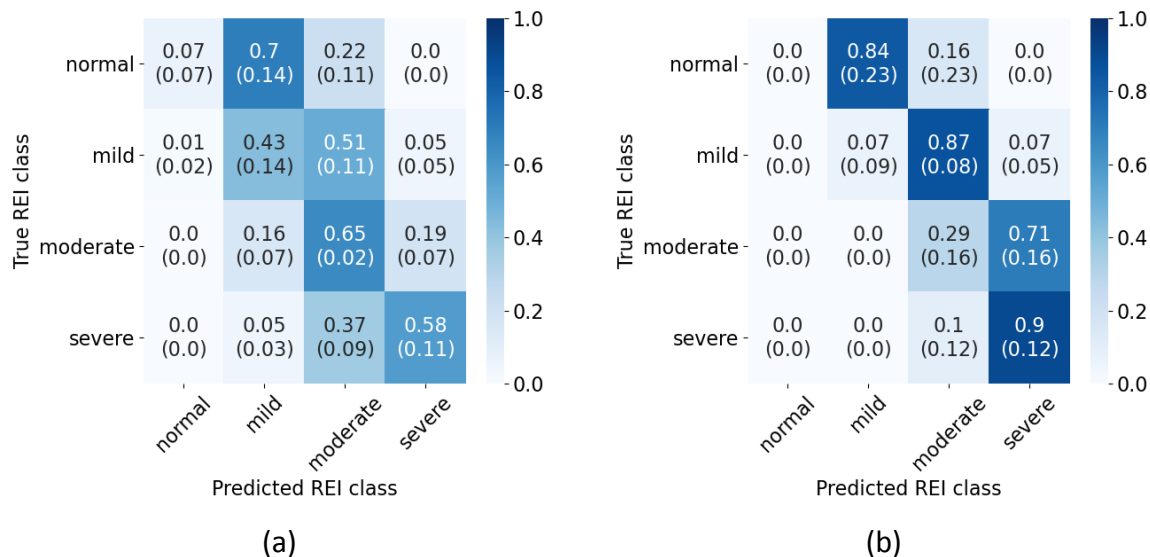
Ogólniejszym wskaźnikiem jakości algorytmów do automatycznego oznaczania zaburzeń oddechu jest ich zdolność do poprawnego estymowania AHI lub REI. Sprawdzenie poprawności tego szacowania oraz przydzielania pacjentów do określonych klas została zweryfikowana na takim samym zasobie danych jak klasyfikacja zaburzeń oddechu. Progi dla każdej z klas zastosowano analogiczne jak w rozdziale 2.2. Tabela 5 zawiera wyniki walidacji krzyżowej. Jest to procentowy udział poprawnie sklasyfikowanych zapisów w danej kategorii.

Tabela 5 Dokładność klasyfikacji stopnia zaawansowania bezdechu sennego dla każdej z pięciu instancji modelu. Wartości dla baz danych SHHS-1/PhysioNet [69]

Stopień zaawansowania bezdechu sennego	Instancja 1	Instancja 2	Instancja 3	Instancja 4	Instancja 5
Zdrowy	14%/0%	0%/0%	0%/0%	14%/0%	0%/0%
Łagodny	52%/11%	41%/22%	56%/0%	47%/0%	16%/0%
Umiarkowany	61%/43%	68%/43%	63%/29%	66%/29%	66%/0%
Ciężki	53%/75%	48%/75%	51%/100%	57%/100%	79%/100%

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

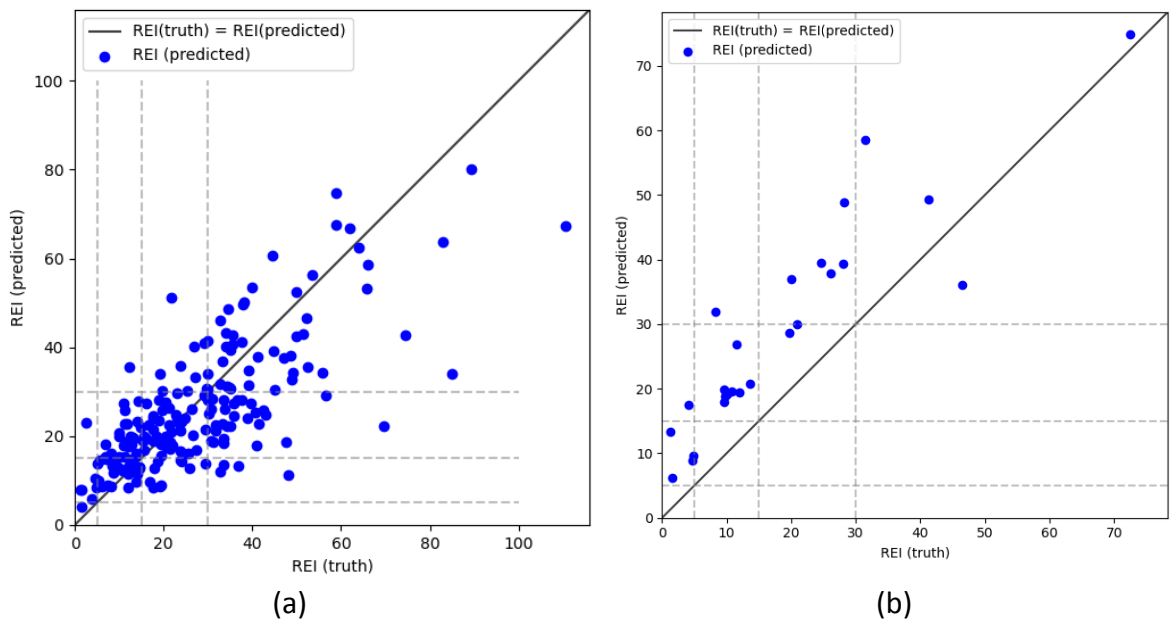
Zdolność klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego REI podsumowano w postaci tablic pomyłek. Rys. 25 przedstawia zestawienie wyników dla wszystkich pięciu instancji modelu – każde pole zawiera średnią arytmetyczną i odchylenie standardowe.



Rys. 25 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego, wartości normalizowane wierszami. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]

Uzyskane wyniki wskazują na tendencję do przeestymowywania REI przez proponowany algorytm. W bazie PhysioNet tendencja ta dotyczy wszystkich klas, natomiast w SHHS-1 przede wszystkim dwóch mniej zaburzonych grup. Za zbyt wysokie estymaty w przypadku bazy PhysioNet odpowiedzialne może być dopasowanie progów, które zostało wykonane jedynie dla bazy SHHS-1 a następnie otrzymane wartości użyto przy analizie bazy PhysioNet. Uzyskanie progów dedykowanych dla bazy PhysioNet nie jest możliwe ze względu na jej małą liczebność. Zachowanie to przedstawia Rys. 26. Granice między poszczególnymi stopniami zaawansowania choroby oznaczono liniami przerywanymi. Odległości do grup docelowych nie są duże dla wielu nieprawidłowo sklasyfikowanych przypadków. W wynikach bazy PhysioNet widoczne jest równomierne przesunięcie większości wyników w stronę większej ilości zaburzeń.

4.2 Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i słyceń oddechu w sygnałach oddechowych



Rys. 26 Jakość estymacji REI przez jedną z instancji algorytmu. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]

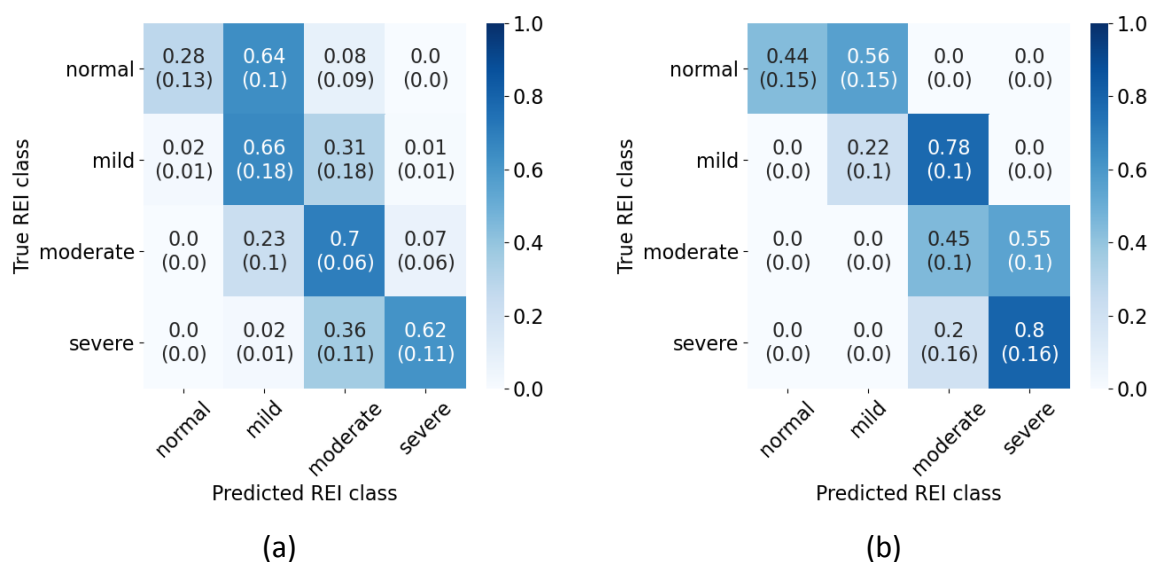
Dokładniejszy wgląd w działanie prezentowanej metody można uzyskać przez rozbięcie estymowanego wskaźnika REI na osobne AI oraz HI – odpowiednio indeks bezdechów i indeks słyceń oddechu. Wyniki te zawiera Tabela 6. Wynika z nich, że większe błędy powoduje detekcja słyceń oddechu. Omawiany algorytm nie używa sygnału saturacji, z którego korzystają lekarze przy oznaczaniu tych epizodów, co może się przekładać na gorszą dokładność. Wpływ tego sygnału na wykrywanie słyceń w bazie SHHS-1 został przeanalizowany w [74].

Tabela 6 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat REI, HI i AI. Dane uśrednione dla pięciu instancji modelu, uzyskane na bazie danych SHHS-1/PhysioNet [69]

	Średni błąd bezwzględny	Odchylenie standardowe	Błąd minimalny	Błąd maksymalny	r Pearsona	r Spearmana
REI	9,24/10,52	11,61/7,92	-27,07/-27,52	46,58/14,67	0,71/0,88	0,67/0,89
HI	8,99/9,16	10,76/8,36	-21,44/-20,04	47,22/19,36	0,59/0,69	0,57/0,72
AI	3,11/3,28	3,57/4,62	-20,54/-21,55	11,25/2,59	0,86/0,96	0,64/0,65

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

Podczas prac z bazą SHHS-1 zauważono, że wiele epizodów zaburzonego oddechu nie zostało oznaczonych, jeśli leżały w obszarach badania oznaczonych jako wybudzenie. Efekt ten i różnice pomiędzy poszczególnymi zapisami spowodowały, że sprawdzono wpływ usunięcia okresów badania, w których pacjent nie spał, na ostateczną diagnozę. W tym celu w obu analizowanych bazach danych pominięto fragmenty oznaczone jako czas wybudzenia – wszelkie epizody występujące w tych okresach zostały usunięte, zarówno w opisach specjalistów, jak i etykietach generowanych przez algorytm. Pozostały jedynie zaburzenia, które miały miejsce podczas snu pacjenta, i tylko one mają wpływ na określenie stopnia zaawansowania choroby. Tablice pomyłek dla analizy przeprowadzonej w ten sposób przedstawia Rys. 27, natomiast Tabela 7 zawiera podsumowanie statystyczne otrzymanych wyników.



Rys. 27 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego z pominięciem okresów wybudzenia. Wartości normalizowane wierszami. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]

4.2 Architektura na bazie LSTM do wykrywania bezdechów i sptyceń oddechu w sygnalach oddechowych

Tabela 7 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat REI, HI i AI. Dane uśrednione dla pięciu instancji modelu, uzyskane na bazie danych SHHS-1/PhysioNet z pominięciem okresów wybudzenia [69]

	Średni błąd bezwzględny	Odchylenie standardowe	Błąd minimalny	Błąd maksymalny	r Pearsona	r Spearmana
REI	5,57/7,39	7,55/6,56	-18,13/-17,02	38,58/16,55	0,82/0,88	0,8/0,93
HI	5,61/7,43	7,22/6,95	-16,95/-14,45	33,97/15,85	0,75/0,74	0,73/0,71
AI	1,39/1,57	2,34/3,03	-13,57/-13,35	13,09/3,39	0,91/0,96	0,71/0,76

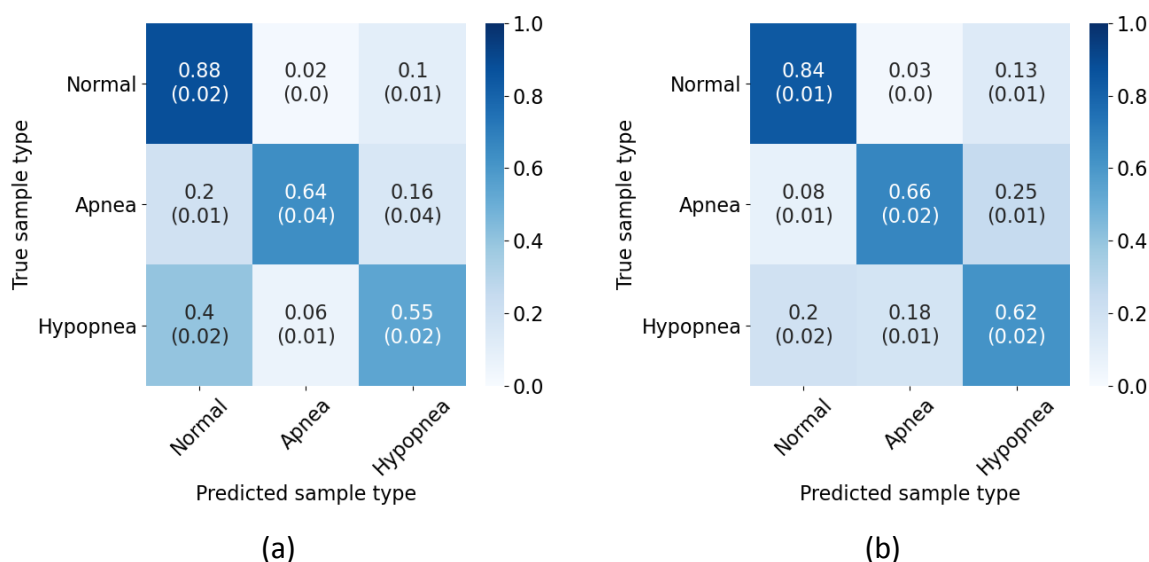
Pozostawienie w analizie jedynie okresów snu poskutkowało znaczną poprawą dokładności estymacji REI w bazie SHHS-1, szczególnie dla zapisów z mniejszą ilością zaburzeń. Wynik ten może sugerować, że model interpretuje nagłe zmiany przepływu powietrza jako epizody zaburzonego oddechu, przez co sztucznie zwiększa się ich ilość w danym badaniu. Takie gwałtowne zmiany mogą występować częściej kiedy pacjent nie śpi. Dla zapisów pochodzących z bazy PhysioNet efekty są podobne, pominięcie okresów wybudzenia wykazało ograniczenie przeestymowywania REI. Uzyskane wyniki potwierdzają kluczowe znaczenie jakości wykorzystywanej bazy danych dla właściwej oceny dokładności projektowanych algorytmów. Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu sprawdzono w analogiczny sposób. Pominięto fragmenty badań, kiedy pacjent był wybudzony, wykorzystano też taką samą metodę porównywania opisów jak w oryginalnej ewaluacji. Szczegółowe wyniki tej analizy dla każdej z pięciu instancji modelu zawiera Tabela 8, natomiast tablice pomyłek ze średnimi dokładnościami i odchyleniami standardowymi przedstawiono na Rys. 28. Porównanie rezultatów z wynikami, które zawierają Tabela 4 oraz Rys. 24 wskazuje, że pozostawienie w analizie jedynie okresów snu spowodowało poprawę jakości wykrywania sptyceń oddechu. Nieznacznemu pogorszeniu uległa natomiast dokładność dla epizodów bezdechu co sugeruje, że problem z analizą badań wewnątrz fragmentów, kiedy pacjent nie śpi dotyczy głównie sptyceń oddechu. Dodanie nasycenia krwi tlenem do zestawu analizowanych kanałów mogłoby poprawić uzyskiwane wyniki, gdyż sygnał ten ma kluczowe znaczenie przy oznaczaniu sptyceń oddechu. Dodatkowo, w przypadku bazy SHHS-1 poprawie uległa dokładność

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

wykrywania normalnego oddechu. Nie zostało to zaobserwowane w bazie PhysioNet, co może świadczyć o lepszej spójności opisów pomiędzy różnymi fazami snu w bazie PhysioNet.

Tabela 8 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich instancji algorytmu z pominięciem okresów wybudzenia. Wartości dla baz danych SHHS-1/PhysioNet [69]

Średnia dokładność (%)	Instancja 1	Instancja 2	Instancja 3	Instancja 4	Instancja 5
Normalny oddech	88,93/84,76	87,85/83,84	88,86/84,52	89,54/84,74	84,39/81,57
Sptyczenie	53,11/57,97	55,36/61,51	54,26/63,43	53,42/63,24	57,55/63,93
Bezdech	65,64/66,33	56,63/68,22	62,68/68,55	66,47/63,42	67,37/66,27
Ogółem	82,41/81,78	81,52/81,34	82,59/82,13	83,37/82,18	79,13/79,52



Rys. 28 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów z pominięciem okresów wybudzenia dla pięciokrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]

4.3. Wykorzystanie sieci typu Transformer do detekcji zaburzeń oddechowych

W ostatnim czasie rosnącą popularność zyskuje nowa architektura sieci neuronowej, znana jako Transformer. Wykorzystuje ona mechanizm uwagi dla wychwycenia zależności w danych sekwencyjnych, jednocześnie eliminując potrzebę wykorzystania innych technik uczenia maszynowego jak sieci rekurencyjne. Rozwiązanie to zostało zaprezentowane po raz pierwszy w publikacji „Attention Is All You Need” [75], która szczegółowo opisuje budowę

4.3 Wykorzystanie sieci typu Transformer do detekcji zaburzeń oddechowych

i zasady działania tej architektury. Obszarem, w którym Transformery zyskały najszersze zastosowanie są zagadnienia związane z przetwarzaniem języka naturalnego. Wykorzystanie podejścia typu transfer learning pozwoliło na rozwiązywanie wielu zagadnień za pomocą wspólnych metod czy modeli [76]. Dane wykorzystywane w tej dziedzinie są z natury sekwencyjne, co pozwala na ich efektywne przetwarzanie przy wykorzystaniu mechanizmu uwagi. Szeregi czasowe również stanowią sekwencje, dlatego podejmowane są próby wykorzystania architektury Transformer do ich analizy [77], [78]. W szczególności natomiast pojawiają się pierwsze modele Transformer do detekcji bezdechu sennego, jak [79] wykorzystujący pojedynczy sygnał EKG do wykrywania zaburzeń oddechu. Nie oferuje on jednak podziału epizodów na bezdechy i sptyczenia oddechu.

W celu sprawdzenia dalszych możliwości rozwoju zaprojektowanego modelu wspomagającego diagnostykę bezdechu sennego zweryfikowano skuteczność sieci typu Transformer w zagadnieniu klasyfikacji sygnałów oddechowych na normalny oddech, bezdech i sptyczenie oddechu. Aby bezpośrednio porównać sieć LSTM i Transformer wykorzystano podejście opisane w Rozdziale 4.2. Eksperyment wykonano w dwóch wariantach: najpierw zamieniono na Transformer jedynie pierwszy klasyfikator, operujący bezpośrednio na sygnałach oddechowych będących szeregami czasowymi, zostawiając LSTM do przetwarzania otrzymanych prawdopodobieństw na docelowe znaczniki epizodów zaburzonego oddechu. Natomiast w kolejnej próbie sieć typu Transformer wykorzystano w obu klasyfikatorach, eliminując tym samym LSTM z modelu. Do obliczeń wykorzystano dane wygenerowane na podstawie bazy SHHS-1 w jednej z instancji walidacji krzyżowej opisanej w Rozdziale 4.2. Dzięki temu możliwe jest porównanie uzyskanych wyników z pierwotną wersją modelu wykorzystującą sieć LSTM jako pierwszy i drugi klasyfikator.

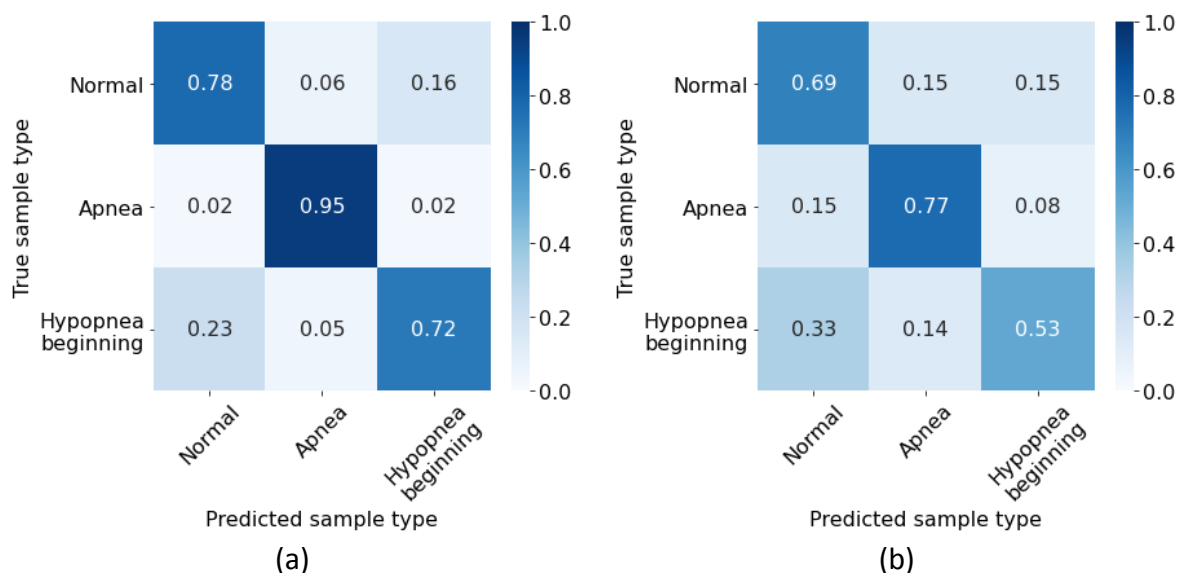
Weryfikacja wpływu zastosowania architektury Transformer następowała na kilku płaszczyznach. Podstawowym zagadnieniem było porównanie dokładności klasyfikatorów w formie tablicy pomyłek. Prosta weryfikacja przypisywania konkretnych króbek do danych klas na podstawie największego prawdopodobieństwa wskazywanego przez daną sieć neuronową nie jest jednak wystarczająca, gdyż w zaprojektowanej architekturze dane wyjściowe zarówno z pierwszego jak i drugiego klasyfikatora są ustawiane następnie w szeregi czasowe, które podlegają dalszej analizie. Dlatego istotniejszy od samej klasy z maksymalnym

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

prawdopodobieństwem dla danej próbki jest rozkład prawdopodobieństw na wszystkie trzy klasy. Ostateczna weryfikacja przydatności konkretnego modelu nastąpiła natomiast w oparciu o porównanie wygenerowanych znaczników bezdechów i sptyceń oddechu z opisem lekarskim. Architektura wykorzystana w tym eksperymencie została dostrojona tak, aby zmaksymalizować dokładność w omawianym zagadnieniu. Poza samym modelem Transformer zastosowano jeszcze warstwę konwolucji jednowymiarowej oraz warstwę perceptronu do wykonania klasyfikacji. Parametry komponentów tej architektury to:

- Rozmiar głowicy uwagi (*size of each attention head*) - 64
- Liczba głowic uwagi (*number of attention heads*) – 2
- Liczba filtrów wyjściowych warstwy konwolucyjnej - 4
- Liczba bloków Transformera – 2
- Dropout Transformera – 0.25
- Liczba jednostek perceptronu – 128
- Dropout perceptronu – 0.4

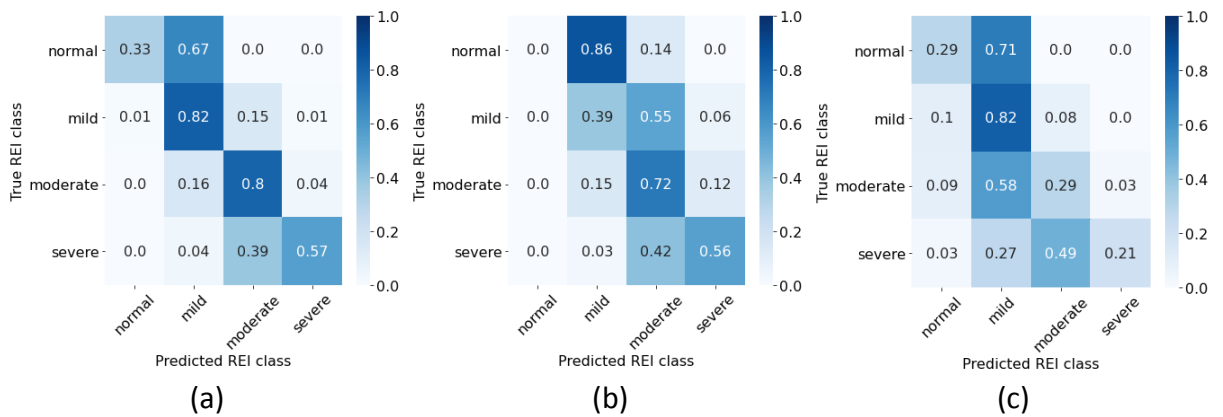
Rys. 29 przedstawia porównanie tablic pomyłek dla sieci LSTM oraz Transformer wykorzystanych jako pierwszy klasyfikator.



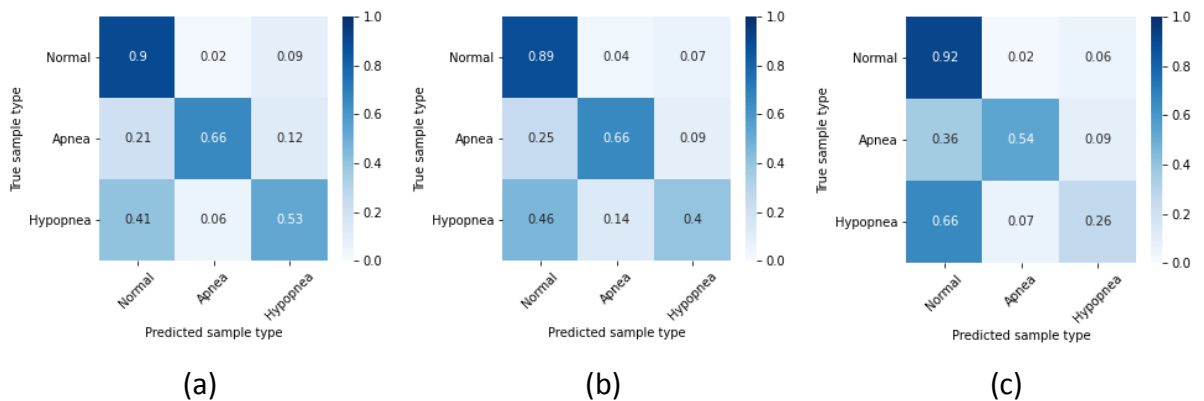
Rys. 29 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów dla pierwszego klasyfikatora. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM, (b) Transformer

4.3 Wykorzystanie sieci typu Transformer do detekcji zaburzeń oddechowych

Klasyfikator oparty o Transformer osiągnął gorsze wyniki dla wszystkich trzech rodzajów okien. Szczególnie duża różnica wystąpiła dla bezdechów oraz początków słyceń oddechu. Skutkować może to pogorszoną jakością danych przekazywanych na drugi klasyfikator, a w efekcie mniej dokładnymi finalnymi znacznikami. W celu porównania poprawności detekcji epizodów zaburzonego oddechu przedstawiono tablice pomyłek dla wszystkich trzech konfiguracji klasyfikatorów, tj. LSTM-LSTM, Transformer-LSTM i Transformer-Transformer. Rys. 30 zawiera zestawienie estymowanych stopni ciężkości choroby na podstawie AHI, natomiast Rys. 31 prezentuje podział na oddech normalny, bezdech i słylenie oddechu.



Rys. 30 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM, (c) Transformer-Transformer

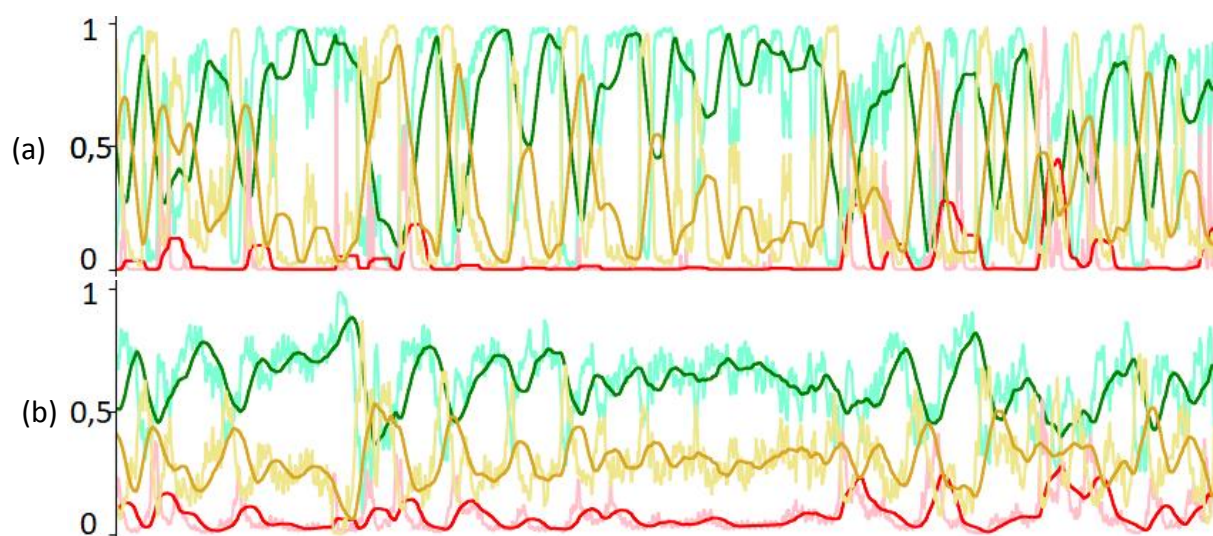


Rys. 31 Tablice pomyłek dla klasyfikacji epizodów. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM, (c) Transformer-Transformer

Wskaźniki REI wygenerowane przez poszczególne warianty modelu różnią się w ten sposób, że architektura hybrydowa łącząca Transformer i LSTM ma większą tendencję do

4 Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego

przeszacowywania stopnia ciężkości choroby niż oryginalna, natomiast Transformer wykorzystany w obu klasyfikatorach powoduje dodatkowy zanik rozróżnienia pomiędzy grupami. Przesunięcie predykcji ku mniej zaburzonym klasom dla tego scenariusza spowodowane może być procedurą dostosowania progu oznaczania epizodów, która wykonywana jest po trenowaniu drugiego klasyfikatora. W kwestii rozróżniania zaburzeń uzyskane wyniki również wskazują, że architektura wykorzystująca wyłącznie klasyfikatory oparte o Transformer sprawdza się gorzej niż ta, która zawiera tylko sieci LSTM. Największa różnica polega na trudności z wykryciem sptyceń oddechu, których duża część jest przez Transformer oznaczana jako normalny oddech. Zastąpienie jedynie pierwszego klasyfikatora Transformerem daje wyniki pośrednie pomiędzy dwoma pozostałymi wariantami. Przyczyn tego stanu rzeczy można upatrywać w działaniu architektury jako całości. Wykorzystuje ona bowiem uszeregowane w czasie prawdopodobieństwa generowane przez oba klasyfikatory. Rys. 32 przedstawia porównanie sygnałów wygenerowanych przez LSTM wykorzystany jako pierwszy klasyfikator oraz Transformer działający w tym samym scenariuszu. Zostały one otrzymane przy wykorzystaniu jednego z zapisów ze zbioru służącego do weryfikacji w tej instancji algorytmu. Kolor zielony przedstawia prawdopodobieństwo normalnego oddechu, czerwony bezdechu a żółty początku sptyczenia oddechu.



Rys. 32 Sygnały generowane przez klasyfikator pierwszego stopnia. Intensywne kolory prezentują przebiegi czasowe prawdopodobieństw po uśrednieniu, półprzezroczyste natomiast dane uzyskane bezpośrednio z modelu. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. (a) LSTM, (b) Transformer

4.3 Wykorzystanie sieci typu Transformer do detekcji zaburzeń oddechowych

Przebiegi te ujawniają, że sieć typu transformer nie osiąga tak wysokich stopni pewności przy klasyfikowaniu okien jak LSTM. W tym miejscu zapisu występują powtarzające się po sobie spłycenia oddechu. Sieć LSTM poprawnie odnajduje ich początki umożliwiając dalszej części algorytmu dokładne ich oznaczenie. Transformer natomiast nawet w miejscach gdzie dobrze kategoryzuje okna nie osiąga dużych wartości prawdopodobieństw, przez co jakość sygnałów przekazywanych dalej jest gorsza. Drugi klasyfikator może mieć w tej sytuacji utrudnione zadanie, gdyż otrzymuje dane, które nie wskazują tak jednoznacznie wystąpienia określonego zaburzenia.

Eksperyment ten miał na celu sprawdzenie możliwości zastąpienia sieci LSTM modelem Transformer zakładając brak zmian w innych częściach architektury. Wyniki wskazują, że otrzymane w ten sposób etykiety są gorszej jakości niż wcześniej. Nie wyklucza to możliwości skonstruowania skutecznego modelu Transformer do wspomaganie analizy danych poligraficznych – zmiana długości okien, ich zawartości, ilości etapów klasyfikacji czy wreszcie podejście do problemu jako wykrywania anomalii mogłyby pomóc wykorzystać mocne strony nowego podejścia i uzyskać faktyczną przewagę nad sieciami rekurencyjnymi. Kierunki te pozostają otwarte do analizy podczas dalszych badań.

5. Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

Rozdział ten zawiera opis walidacji opracowanego rozwiązania do diagnostyki bezdechu sennego, składającego się z systemu Comarch PulmoVest do zapisywania danych i algorytmów uczenia maszynowego do ich analizy. Aby zweryfikować poprawność działania całości konieczne było wykonanie pomiarów za pomocą gotowego urządzenia w docelowych warunkach. Zbieranie danych odbyło się w formie eksperymentu medycznego, którego założenia są opisane w rozdziale 5.1. Dane te następnie posłużyły do zweryfikowania poprawności działania urządzenia i jakości zapisywanych sygnałów poprzez porównanie diagnoz lekarskich pomiędzy zaprojektowanym w ramach niniejszej pracy urządzeniem Comarch PulmoVest a poligrafem Alice NightOne dostępnym na rynku, co opisano w rozdziale 5.2. Następnie sprawdzono skuteczność zaproponowanych przez autora pracy algorytmów automatycznych na uzyskanych danych, co prezentuje rozdział 5.3.

5.1. Eksperyment medyczny

Całość stworzonego systemu do domowej diagnostyki bezdechu sennego została zwalidowana w toku eksperymentu medycznego, przeprowadzonego w przychodni iMed24 należącej do GK Comarch. Zgoda na ten eksperyment została wydana przez Komisję Bioetyczną przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie (147/KBL/OIL/2020, z dn. 14.07.2022). Warunkiem koniecznym do przystąpienia do udziału w eksperymencie, było wyrażenie pisemnej zgody przez ochotnika. Założenia tego przedsięwzięcia były następujące:

- Porównanie diagnoz pacjentów stawianych na podstawie zapisów z urządzenia Comarch PulmoVest, opisanego w rozdziale 2.3, z diagnozami wykonanymi w oparciu o sygnały z innego urządzenia, dostępnego komercyjnie.
- Ocena jakości wykrywania i klasyfikacji bezdechów i sptyceń oddechu przez zaprojektowane algorytmy automatyczne zaprezentowane w rozdziale 4 na sygnałach z opracowanego prototypu.
- Weryfikacja projektu urządzenia w kontekście wygody i ergonomii użytkowania na podstawie opinii badanych osób z grupy docelowej.
- Stworzenie bazy danych zapisów poligraficznych pochodzących z zaprojektowanego urządzenia, co umożliwi przyszły rozwój algorytmów do diagnostyki bezdechu sennego.

Jako urządzenie referencyjne do porównania diagnoz wykorzystano Alice NightOne firmy Philips. Jest to poligraf typu III wyposażony w następujące kanały pomiarowe [47]:

- Przepływ powietrza metodą ciśnieniową,
- Wysiłek oddechowy za pomocą jednego pasa RIP,
- Nasycenie krwi tlenem metodą transmisyjną na palcu,
- Pozycja ciała,
- Chrapanie,
- Fotopletyzmogram,
- Rytm serca w oparciu o fotopletyzmogram

Sygnały te odpowiadają kanałom zawartym w urządzeniu Comarch PulmoVest, z kilkoma różnicami. Pierwszą z nich jest typ czujnika przepływu powietrza. Czujnik ciśnieniowy obecny w Alice NightOne lepiej sprawdza się w oznaczaniu splotów oddechu, podczas gdy czujnik termiczny z Comarch PulmoVest jest zalecany do stosowania przy analizie bezdechów [1]. Drugą różnicą jest typ zastosowanego pasa do pomiaru wysiłku oddechowego – jest to RIP w przypadku NightOne i pas rezystancyjny w Comarch PulmoVest. Obecnie na rynku nie ma odpowiedników technologii zastosowanej w urządzeniu Comarch PulmoVest, gdyż powstała ona w całości w ramach niniejszego doktoratu. Urządzenie firmy Philips w przeciwieństwie do zaprojektowanego nie rejestruje EKG, natomiast zapisuje fotopletyzmogram i rytm serca uzyskane z pomiaru pulsoksymetrycznego. Sprzętowo Comarch PulmoVest również jest zdolny do zapisywania tych danych, są jednak one pomijane w oprogramowaniu i nie znajdują się w prezentowanych wynikach.

Wybór urządzenia referencyjnego był podyktowany podobieństwem obu urządzeń, sytuacją rynkową oraz doświadczeniem personelu w pracy z danym systemem. Aby umożliwić bezpośrednie porównanie wyników obu urządzeń, były one zakładane jednocześnie przez osoby biorące udział w eksperymencie medycznym. Comarch PulmoVest musi być założony bezpośrednio na ciało (konieczność zapewnienia możliwości rejestrowania sygnału EKG z powierzchni klatki piersiowej). Natomiast Philips Alice NightOne, zgodnie z zaleceniami producenta, zakładany jest na piżamę. Ochotnicy mieli założone równocześnie dwie sondy pulsoksymetrów oraz dwie kaniule nosowe. Przeprowadzenie badania w taki sposób zapewnia

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

możliwość jednoczesnego wyświetlenia zapisów z obu urządzeń i bezpośrednio ich porównanie. Pomiar wykonany przez Alice NightOne jak i Comarch PulmoVest zostały opisane przez lekarza specjalistę w dziedzinie bezdechu sennego. Oznaczone zostały spłycenia oddechu, bezdechy z podziałem na obturacyjne, ośrodkowe i mieszane, desaturacje i okresy chrapania. Ręcznie oznaczony został także początek i koniec użytecznego sygnału. Analizie podlegał sygnał między tymi znacznikami.

Badanie objęło sumarycznie 100 osób, u których stwierdzono podwyższone ryzyko występowania bezdechu sennego. Kwalifikacja chętnych była prowadzona przez lekarza na podstawie kwestionariuszy jakości snu. Są to formularze w postaci ankiet, które zawierają szereg pytań dotyczących snu pacjenta, a także poszczególnych sfer jego życia. Osoba podejrzewająca u siebie wystąpienie bezdechu sennego wypełnia najpierw te kwestionariusze, a następnie może być poddana domowemu badaniu snu. W niniejszym eksperymencie wykorzystano trzy standardowe kwestionariusze - Epworth [80], Pittsburgh [81] i STOP-BANG [82]. Epworth i Pittsburgh zwracają wyniki liczbowe, które zostały podsumowane, natomiast wyniki ankiety STOP-BANG dla wyliczenia statystyk zostały opisane liczbami 1, 2 i 3 odpowiednio dla prawdopodobieństw: niskiego, umiarkowanego i wysokiego. Podsumowanie zgromadzonego zbioru danych przedstawia Tabela 9:

Tabela 9 Podsumowanie danych zebranych w ramach eksperymentu medycznego

Parametr	Średnia arytmetyczna		Odchylenie standardowe	
	Comarch PulmoVest	Alice NightOne	Comarch PulmoVest	Alice NightOne
Wiek (lat)	49,88		14,30	
Masa ciała (kg)	91,36		19,57	
BMI ($\frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$)	30,50		6,08	
Wynik Epworth	9,90		4,74	
Wynik STOP-BANG	2,69		0,63	
Wynik Pittsburgh	7,71		3,29	
Długość zapisu (h)	8,09	7,35	3,12	1,78
Długość snu (h)	6,60	7,05	2,08	1,72
AHI	14,12	25,80	16,33	25,20

5.2 Walidacja jakości zapisywanych sygnałów - porównanie diagnoz lekarskich Alice NightOne i Comarch PulmoVest

Spośród stu osób obydwie urządzenia naraz wykonały poprawny zapis w przypadku 84 ludzi. Z osobna zarówno Comarch PulmoVest jak i Alice NightOne dostarczyły właściwych danych dla 91 ochotników. W toku eksperymentu powtórzono 10 pomiarów. Było to związane z błędem urządzenia Alice NightOne, które pomimo poprawnego uruchomienia rejestracji wyłączało się samoczynnie po krótkim czasie. W miarę możliwości osoby te wykonywały pomiary ponownie, natomiast w ośmiu przypadkach wykazanych poniżej powtórzenie zapisu nie było możliwe.

Zidentyfikowane przyczyny niepowodzenia dla urządzenia Comarch PulmoVest to:

- Brak zapisu sygnału przepływu powietrza (3 pomiary)
- Brak zapisu sygnału saturacji (3 pomiary)
- Brak pliku na urządzeniu (2 pomiary)
- Artefakty w zapisie uniemożliwiające diagnozę (1 pomiar)

Powody braku poprawnych danych z Alice NightOne:

- Wyłączenie się urządzenia wkrótce po rozpoczęciu zapisu (8 pomiarów)
- Brak zapisu sygnału przepływu powietrza (1 pomiar)

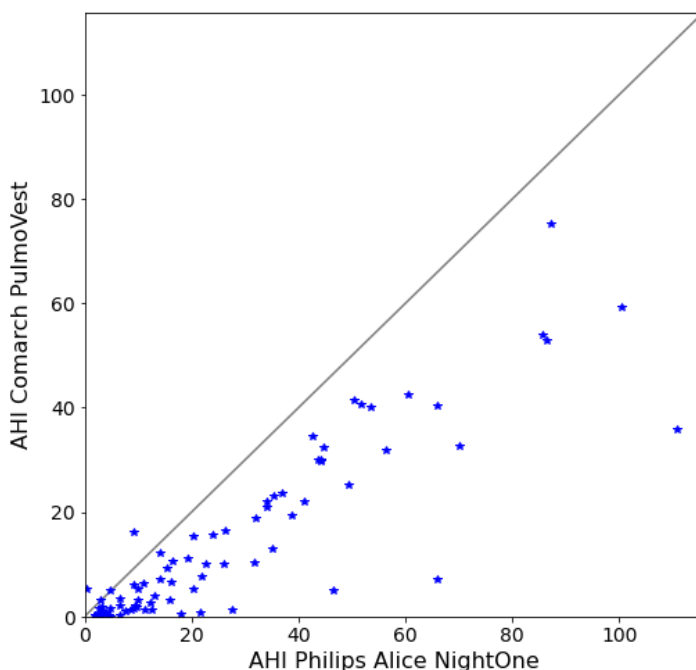
5.2. Walidacja jakości zapisywanych sygnałów - porównanie diagnoz lekarskich Alice NightOne i Comarch PulmoVest

Podstawowym celem przeprowadzonego eksperymentu medycznego była weryfikacja możliwości diagnozowania bezdechu sennego za pomocą urządzenia Comarch PulmoVest, które powstało w ramach niniejszej pracy. Wyniki uzyskane przy wykorzystaniu zapisów z tego urządzenia zostały porównane z diagnozami wykonanymi przy użyciu komercyjnie dostępnego urządzenia Alice NightOne. Weryfikacja spójności stawianych diagnoz dostarcza informację o poprawności działania całej elektroniki urządzenia – od czujników, torów pomiarowych, aż po akwizycję i przechowywanie sygnału, za które odpowiadają mikrokontroler i pamięć. Do analizy wykorzystano 84 pary zapisów, które zostały wykonane poprawnie przez obydwie urządzenia. W pozostałych przypadkach co najmniej jedno z urządzeń nie dostarczyło

wystarczająco dużo danych, aby można je było analizować. W bezpośrednim porównaniu przeanalizowano kilka aspektów skutecznego diagnozowania bezdechu sennego.

5.2.1. Porównanie AHI Comarch PulmoVest i Alice NightOne

Podstawową kwestią w diagnostyce bezdechu sennego jest wyznaczenie AHI, lub w przypadku badań domowych REI ze względu na brak informacji o faktycznym czasie snu. System Comarch PulmoVest umożliwia lekarzowi oszacowanie początku i końca snu na podstawie dostępnych sygnałów, w związku z czym dalsze wskaźniki będą opisywane jako AHI. Fragmenty zapisów leżące poza tymi znacznikami nie są analizowane. Jest to istotne, ponieważ w przypadku kilku badań urządzenie było włączone kilka godzin przed pójściem spać lub pozostało włączone rano i przez ten czas nie rejestrowało sygnałów. Wyznaczenie indeksu REI w oparciu o sumaryczny czas zapisu skutkowałoby w takich przypadkach jego poważnym niedoszacowaniem. Porównanie indeksów AHI dla poszczególnych pacjentów przedstawia Rys. 33. Jest to wykres punktowy odzwierciedlający na osi poziomej wynik AHI uzyskany z urządzenia Alice NightOne, a na osi pionowej wynik AHI z Comarch PulmoVest. Obie te wartości pochodzą z jednej nocy, gdyż urządzenia były zakładane jednocześnie.



Rys. 33 Porównanie indeksów AHI wyznaczonych przy użyciu Comarch PulmoVest i Alice NightOne

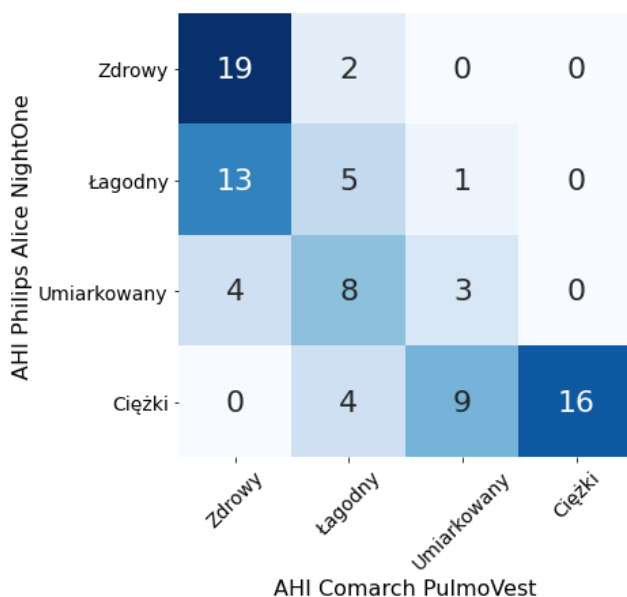
5.2 Walidacja jakości zapisywanych sygnałów - porównanie diagnoz lekarskich Alice NightOne i Comarch PulmoVest

Za większe zagęszczenie punktów w okolicy początku układu współrzędnych odpowiada dystrybucja AHI w przebadanej populacji. Efekt ten jest również widoczny na Rys. 34. Uzyskane dane wskazują, że diagnostyka z wykorzystaniem systemu Comarch PulmoVest prowadzi do uzyskania niższych wskaźników AHI niż ma to miejsce przy zastosowaniu Alice NightOne. Taka tendencja może mieć swoje podłoże w rodzaju wykorzystywanego czujnika przepływu powietrza przez górne drogi oddechowe. W przypadku Alice NightOne jest to kaniula ciśnieniowa, która jest zalecana do diagnostyki sptyceń oddechu i jest mniej czuła na przepływ powietrza w warunkach zbliżonych do bezdechu. Comarch PulmoVest jest natomiast wyposażony w kaniulę z termistorem, który nie jest tak czuły na wystąpienie sptycenia oddechu, a także pozwala na zaobserwowanie niewielkiego przepływu powietrza w momencie, kiedy kaniula ciśnieniowa wskazuje już jego brak [1]. Największe różnice w AHI wystąpiły z kilku powodów:

- Duża liczba sptyceń na tyle subtelnych, że nie były widoczne na sygnale z kaniuli termicznej a jedynie ciśnieniowej (2 zapisy).
- Błąd sprzętowy objawiający się przedwczesnym rozładowaniem akumulatora i zakończeniem badania (1 zapis).
- Utrata sygnału z pulsoksymetru systemu Comarch PulmoVest, co poskutkowało pominięciem większości pomiaru przy opisywaniu przez lekarza (1 zapis).

Powyższe wyniki zostały przedstawione z podziałem na stopień zaawansowania choroby na Rys. 34. Do podziału zastosowano progi opisane w rozdziale 2.2.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami



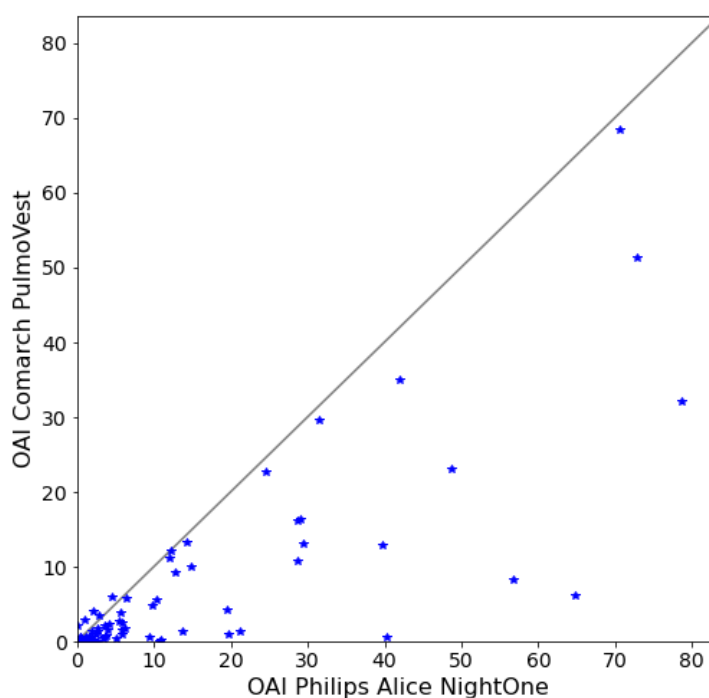
Rys. 34 Porównanie stopnia zaawansowania choroby wyznaczonego przez Comarch PulmoVest i Alice NightOne

Powyższa klasyfikacja potwierdza wcześniejsze obserwacje – diagnoza postawiona przy wykorzystaniu Comarch PulmoVest może być niedoszacowana. Z tego powodu w przyszłości zasadne będzie doposażenie urządzenia w kaniulę ciśnieniową, która powinna wykazać spłycaenia niemożliwe do oznaczenia przy użyciu sygnału z termistora. Wartościowe byłoby również porównanie zapisów Comarch PulmoVest z badaniem polisomnograficznym. Pozwoliłoby to wyeliminować zależność wyników od jakości diagnozy urządzenia Alice NightOne i uzyskać lepszą bazę do wysnuwania dalej idących wniosków.

5.2.2. Porównanie klasyfikacji epizodów Comarch PulmoVest i Alice NightOne

Poza oceną stopnia zaawansowania choroby, drugim podstawowym zadaniem projektowanego systemu jest rozróżnianie etiologii bezdechu sennego. Podział zidentyfikowanych epizodów zaburzeń oddechowych na obturacyjne, ośrodkowe i mieszane został porównany pomiędzy urządzeniami Comarch PulmoVest i Alice NightOne. Zestawiono ze sobą ilość bezdechów danego typu zarejestrowaną w obydwu przypadkach. Wyniki dla bezdechu obturacyjnego przedstawia Rys. 35.

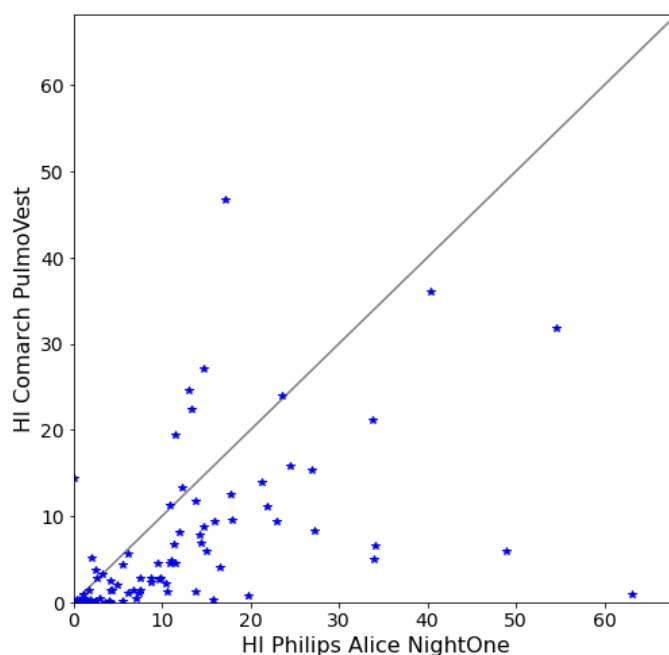
5.2 Walidacja jakości zapisywanych sygnałów - porównanie diagnoz lekarskich Alice NightOne i Comarch PulmoVest



Rys. 35 Porównanie ilości epizodów bezdechu obturacyjnego oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne

Powyższy wykres wskazuje na tendencję do niedoszacowania liczby epizodów bezdechu obturacyjnego w przypadku wyników z Comarch PulmoVest. Podstawową przyczyną takiego stanu rzeczy jest sposób opisywania sptyceń oddechu. W przeprowadzonym eksperymencie sptyczenia nie były dzielone ze względu na etiologię, a trafiały do jednej kategorii bez względu na ich przyczynę. Zgodnie z wcześniejszą analizą, z powodu zastosowania różnych czujników przepływu powietrza w obu urządzeniach wiele sptyceń z Alice NightOne nie zostało oznaczonych na zapisach Comarch PulmoVest. Analogiczna sytuacja występuje dla bezdechów – kiedy Alice NightOne nie odnotowuje już przepływu powietrza, Comarch PulmoVest wciąż jest w stanie go wykryć, dlatego to co na sygnale z kaniuli ciśnieniowej wydaje się być bezdechem, na kaniuli termicznej będzie wyglądało na sptycenie oddechu. Fakt ten połączony z brakiem kategoryzacji sptyceń oddechu odpowiedzialny jest w dużej mierze za niższą liczbę epizodów obturacyjnych oznaczonych w wynikach z Comarch PulmoVest. Porównanie liczby sptyceń oddechu dla obu urządzeń przedstawia Rys. 36.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

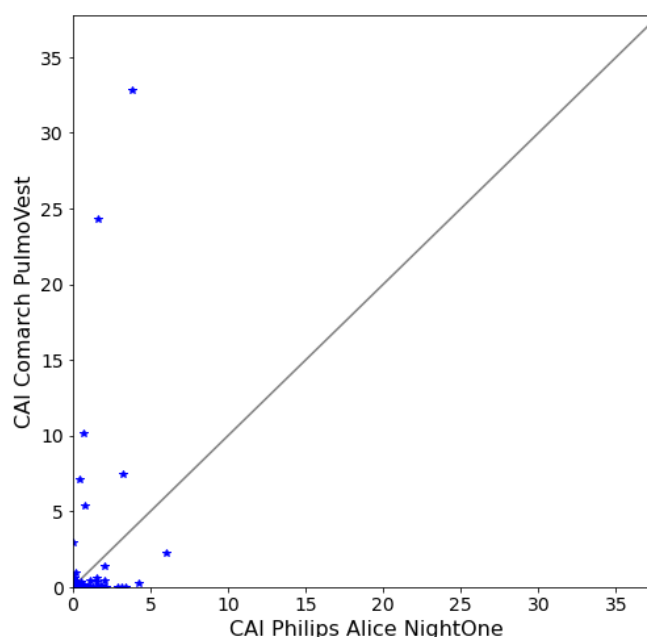


Rys. 36 Porównanie ilości epizodów sptyceń oddechu oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne

W analizowanym zbiorze danych występują przypadki, w których sptyceń oddechu wykrytych urządzeniem Comarch PulmoVest jest więcej niż opisanych na sygnałach z Alice NightOne. Ten nadmiar jest kompensowany przez mniejszą ilość zdiagnozowanych epizodów bezdechu i sumarycznie przekłada się na niższy AHI, jak wskazano na Rys. 33. Brak podziału sptyceń oddechu na obturacyjne, ośrodkowe i mieszane powoduje, że wszystkie one składają się na tą jedną kategorię. Jest to pewne ograniczenie przeprowadzonego badania, które w połączeniu z innym typem zastosowanego czujnika przepływu powietrza utrudnia analizę wyników.

Istotną kwestią pozostaje oznaczanie ośrodkowych i mieszanych epizodów bezdechu. Za to rozróżnienie odpowiada bezpośrednio pomiar wysiłku oddechowego, który jest nowatorski w opisywanym urządzeniu Comarch PulmoVest. Porównanie liczby epizodów bezdechu ośrodkowego oznaczonych w zapisach z obydwu urządzeń prezentuje Rys. 37.

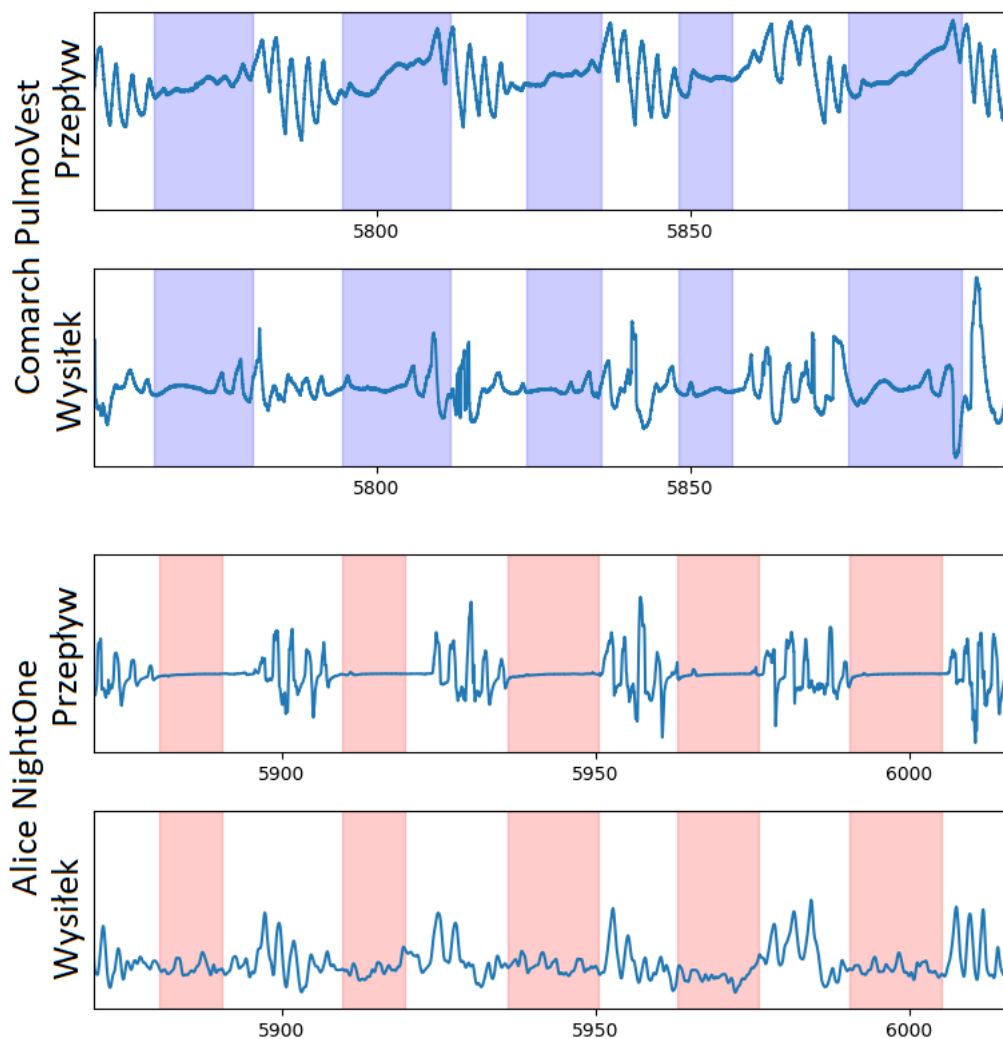
5.2 Walidacja jakości zapisywanych sygnałów - porównanie diagnoz lekarskich Alice NightOne i Comarch PulmoVest



Rys. 37 Porównanie ilości epizodów bezdechu ośrodkowego oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne

Z otrzymanych danych wynika, że zapisy Comarch PulmoVest częściej wskazują na wystąpienie bezdechu ośrodkowego niż Alice NightOne. Urządzenie Philips tylko w jednym przypadku zarejestrowało sygnał mogący sugerować $CAI > 5$, co jest progiem dla osób zdrowych, jak opisano w rozdziale 2.2 – w pomiarze tym drugie z urządzeń wskazało $CAI = 2,2$. Niektóre z nadmiarowych bezdechów ośrodkowych zostały opisane jako sptyczenia z powodu różnych zastosowanych kaniuli, wystąpiły również przypadki oznaczenia bezdechu jako ośrodkowy pomimo wystąpienia w nim pewnej akcji oddechowej. Comarch PulmoVest natomiast pozwolił na identyfikację sześciu pomiarów z $CAI > 5$. Jeden z nich był dwukrotnie dłuższy w wykonaniu Comarch PulmoVest, prawdopodobnie Alice NightOne wyłączył się z nieznanego powodu w trakcie tego badania i nie wykrył niektórych zdarzeń. Pozostałe pięć zapisów ukazuje niezerowy sygnał wysiłku oddechowego z pasa indukcyjnego urządzenia Philipsa, i brak tegoż wysiłku zarejestrowany w tym czasie przez prototyp Comarch PulmoVest. Jeden z takich momentów zamieszczono na Rys. 38. Kolorem niebieskim zaznaczono bezdech ośrodkowy, a czerwonym obturacyjny. Wartości na osi poziomej to czas od rozpoczęcia badania danym urządzeniem wyrażony w sekundach. Zapisy z obu urządzeń są wyrównane w czasie.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

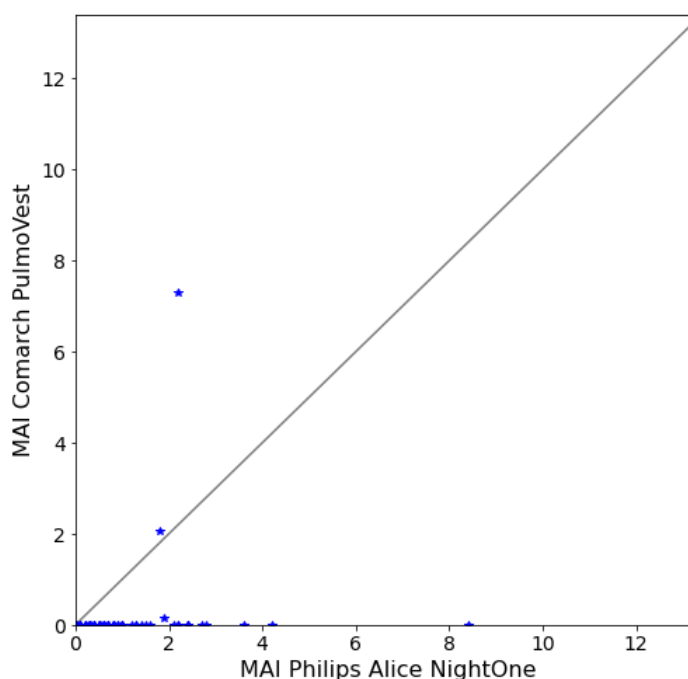


Rys. 38 Epizody bezdechu sklasyfikowane jako obturacyjne na Alice NightOne a ośrodkowe na Comarch PulmoVest

Powyższy fragment jest istotny dla ewaluacji zaprojektowanego układu pasa rezystancyjnego opisanego w Rozdziale 3.3. Widoczne są różnice w sygnale z obu pasów na tyle znaczące, że mają bezpośredni wpływ na klasyfikację epizodów. Sygnał pasa indukcyjnego Alice NightOne nie wypłaszcza się zupełnie, co powoduje traktowanie epizodu jako obturacyjny. Comarch PulmoVest natomiast prezentuje momenty, kiedy nie ma ruchu na tym kanale, tym samym wskazując na ośrodkową naturę zaburzenia. Ta rozbieżność może wynikać z kilku różnych kwestii. Pierwszą możliwością jest różnica w miejscu założenia obu czujników. Pas indukcyjny urządzenia Philipsa zgodnie z instrukcją zakładany jest wyżej, u góry klatki piersiowej, natomiast Comarch PulmoVest znajduje się na linii dolnych żeber. Ruch klatki piersiowej może nie być taki sam w tych lokalizacjach, co będzie prowadziło do rozbieżności.

5.2 Walidacja jakości zapisywanych sygnałów - porównanie diagnoz lekarskich Alice NightOne i Comarch PulmoVest

Aby to potwierdzić należałoby przeprowadzić próbę z czujnikami umieszczonymi możliwie blisko siebie. Drugą z potencjalnych przyczyn jest to, że sygnał rejestrowany przez Alice NightOne reprezentuje szum a nie rzeczywisty wysiłek oddechowy. Weryfikacja tej hipotezy może nastąpić przez wykonanie równoległej nadzorowanej polisomnografii – dotychczas zebrane dane nie pozwalają na bezpośrednie potwierdzenie ani odrzucenie takiej możliwości. Kolejną z potencjalnych przyczyn rozbieżności w pomiarach jest niższa czułość sensora z Comarch PulmoVest w porównaniu do tego obecnego w Alice NightOne. Więcej danych na ten temat można uzyskać porównując zapisy, w których urządzenie to zebrało dane świadczące o wystąpieniu bezdechu mieszanego. Zbiorcze wyniki porównujące indeksy bezdechów mieszanych dla obu urządzeń zamieszczono na Rys. 39.

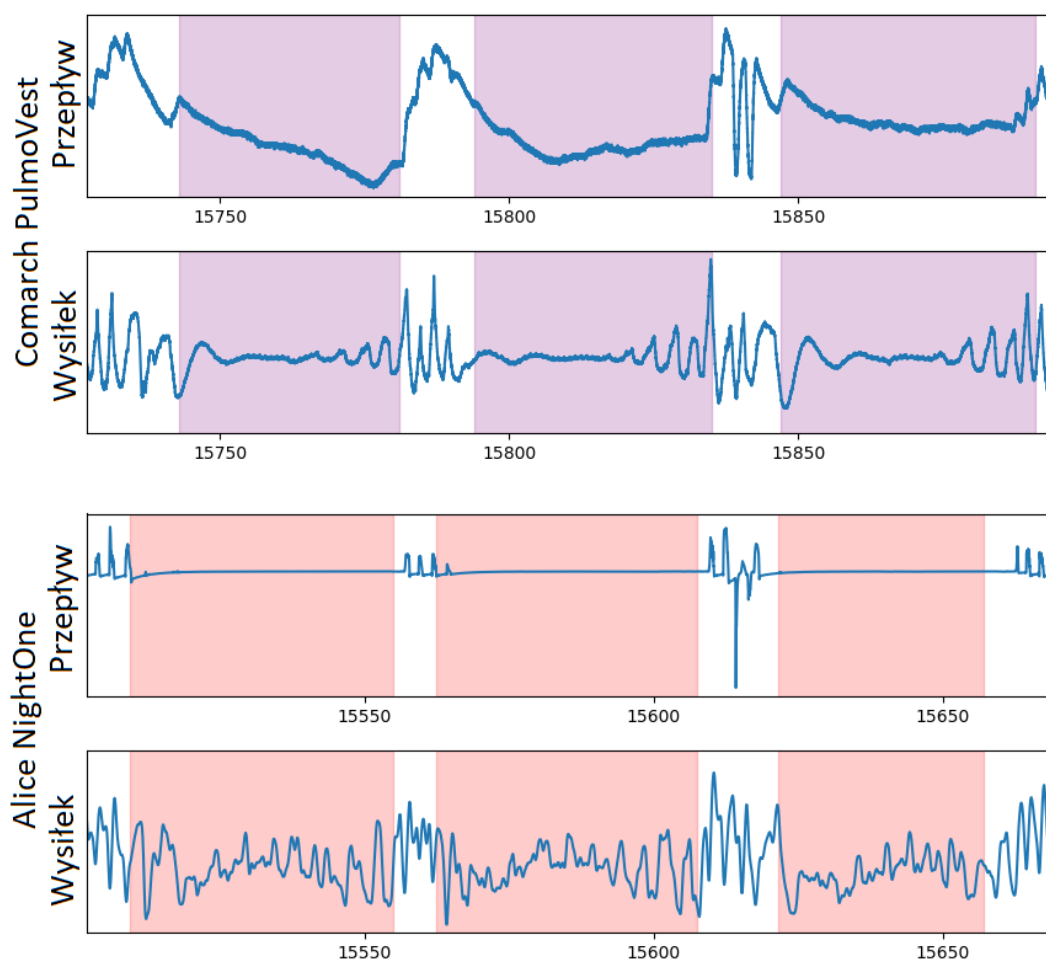


Rys. 39 Porównanie ilości epizodów bezdechu mieszanego oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne

Bezdech mieszany występuje stosunkowo rzadko u badanych osób - tylko dwa zapisy wykazały $MAI > 5$, co jest wartością graniczną dla osób zdrowych zgodnie z progami opisanymi w rozdziale 2.2. Alice NightOne pozwolił na oznaczenie większej ilości epizodów tego typu, jednak ze względu na rzadkie występowanie tego zjawiska błędy bezwzględne pomiędzy obydwooma urządzeniami nie są duże i nie wpłynęłyby na postawioną diagnozę. Dla dalszej

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

weryfikacji poprawności oznaczania bezdechu mieszanego należałoby przeprowadzić szerzej zakrojony eksperyment medyczny, w którym występowanie tego typu schorzenia byłoby częstsze. W jednym przypadku urządzenie Alice NightOne zarejestrowało $MAI > 5$, jednak ten zapis jest o połowę krótszy niż odpowiadający mu pomiar z Comarch PulmoVest. Oznaczenia epizodów w tym zapisie również są niespójne, nie pozwalając na jego dalszą analizę. W innym przypadku to Comarch PulmoVest pozwolił na wyznaczenie $MAI > 5$. Dla tej osoby urządzenie Philipsa wykazało z kolei więcej epizodów bezdechu obturacyjnego. Fragment tego zapisu zamieszczono na Rys. 40.



Rys. 40 Epizody bezdechu sklasyfikowane jako obturacyjne na Alice NightOne a mieszane na Comarch PulmoVest

Kolor fioletowy oznacza bezdech mieszany widoczny na sygnałach Comarch PulmoVest. Są to epizody rozpoczynające się od bezdechu ośrodkowego z brakiem wysiętku oddechowego, który stopniowo zmienia się w obturacyjny, kiedy pojawia się narastająca akcja mięśni oddechowych [1]. W tym samym czasie pas indukcyjny Alice NightOne wskazuje stały ruch

68

5.3 Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

klatki piersiowej sugerując bezdech obturacyjny. Za taki zapis nie może być wyłącznie odpowiedzialna potencjalna niższa czułość pasa rezystancyjnego z Comarch PulmoVest. Jeśli bowiem faktycznie byłby on mniej czuły niż pas indukcyjny z Alice NightOne, to powinien wykazywać stale mniejszą amplitudę wysiłku oddechowego. Tutaj zaś Comarch PulmoVest rejestruje narastający wysiłek tylko w drugiej części każdego z bezdechów, a Alice Night One prezentuje w przybliżeniu stałą wartość wysiłku przez cały czas trwania epizodu. Dwoma potencjalnymi wytłumaczeniami zaobserwowanych rozbieżności są: inne położenie obu czujników na klatce piersiowej pacjenta, oraz możliwość występowania szumu w kanale pomiarowym wysiłku oddechowego urządzenia Alice NightOne. Aby rozstrzygnąć tę kwestię należałoby przeprowadzić równoległe badanie polisomnograficzne z wykorzystaniem dwóch czujników wysiłku oddechowego, umieszczonych na klatce piersiowej i brzuchu. Pomiar w tej konfiguracji powinien posłużyć za punkt odniesienia dla dalszych analiz opisywanego urządzenia.

5.3. Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

Algorytmy automatycznej detekcji i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego są częścią opisywanego systemu do diagnostyki tego schorzenia. Do ich zaprojektowania wykorzystano zewnętrzne bazy danych SHHS-1 i PhysioNet, co jest opisane w rozdziale 4. Dzięki temu prace nad algorytmami mogły zostać rozpoczęte jeszcze przed uzyskaniem własnych danych z urządzenia Comarch PulmoVest. W niniejszym rozdziale opisano natomiast weryfikację dokładności tych algorytmów na sygnałach zebranych przez urządzenie Comarch PulmoVest w ramach eksperymentu medycznego, opisanego w rozdziale 5.1. Sprawdzenie to jest kluczowe, gdyż docelowo algorytmy te będą integralną częścią systemu telemedycznego opartego o Comarch PulmoVest.

5.3.1. Skuteczność architektury na bazie LSTM dla sygnałów z Comarch PulmoVest

Jednym z założeń projektu było zaprojektowanie algorytmów automatycznie wykrywających i klasyfikujących zaburzenia oddechu, które będą mogły być używane do analizy sygnałów pochodzących z systemu Comarch PulmoVest. Metoda znajdująca epizody

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

bezdechu i sploty oddechu w sygnałach oddechowych opisana w rozdziale 4.2 została opracowana przy użyciu zewnętrznych baz danych SHHS-1 i PhysioNet, przedstawionych w rozdziale 4.1. Niniejszy rozdział opisuje przystosowanie algorytmu z rozdziału 4.2 do uruchomienia na danych pochodzących z urządzenia Comarch PulmoVest. Konieczność wprowadzenia modyfikacji wynikała z różnic pomiędzy zapisami obecnymi w bazach danych SHHS-1 i PhysioNet a zapisami wykonywanymi przez Comarch PulmoVest. Różnice te obejmowały między innymi rodzaj zapisywanych kanałów, typ wykorzystanych czujników czy inne zachowanie jeśli chodzi o przesuwanie fazy między kanałami pomiarowymi. Szczegóły różnic pomiędzy tymi dwoma algorytmami przedstawia Tabela 10 oraz dalsza część rozdziału.

Tabela 10 Porównanie różnic algorytmów dla NSRR i Comarch PulmoVest. Szczegółowy opis w tekście

	Algorytm dla NSRR	Algorytm dla Comarch PulmoVest
Analizowane sygnały	Przepływ powietrza Wysięk oddechowy klatki piersiowej Wysięk oddechowy brzucha	Przepływ powietrza Wysięk oddechowy klatki piersiowej
Metoda skalowania sygnałów	Wyrównywanie energii w jednostce czasu	Mnożenie przez odwrotność filtrowanej dolnoprzepustowo obwiedni
Odwracanie sygnału przepływu powietrza	Sygnał przepływu powietrza mnożony przez -1	Brak
Wyrównywanie fazy sygnałów wejściowych	Fazy sygnałów wejściowych wyrównywane na podstawie korelacji	Brak
Filtrowanie górnoprzepustowe sygnałów wejściowych	Brak	Wszystkie sygnały wejściowe filtrowane górnoprzepustowo
Kolejność operacji na sygnałach	Skalowanie Filtracja dolnoprzepustowa Wyrównywanie fazy	Filtracja górnoprzepustowa Filtracja dolnoprzepustowa Skalowanie

Zmiana zestawu analizowanych kanałów, którą zawiera Tabela 10, jest podyktowana bezpośrednio konstrukcją projektowanego urządzenia. W bazach danych SHHS-1 i PhysioNet obecne są dwa kanały do pomiaru wysięku oddechowego – jeden na klatce piersiowej, drugi na brzuchu. Oba z nich były wykorzystywane przez algorytm z rozdziału 4.2. Comarch

5.3 Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

PulmoVest wyposażony jest natomiast w pojedynczy czujnik wysiłku oddechowego zintegrowany w pasie zakładanym na wysokości dolnych żeber - Rys. 9. Na schemacie blokowym rejestratora widocznym na Rys. 7 czujnik ten jest opisany jako „pas rezystancyjny”. Za kondycjonowanie sygnału z tego czujnika odpowiada układ opisany w rozdziale 3.3. Z powodu obecności tylko jednego kanału tego typu w Comarch PulmoVest, dwa sygnały wejściowe w algorytmie zostały zastąpione jednym.

Kolejną zmianą, którą przedstawia Tabela 10 jest odwracanie sygnału przepływu powietrza. Było ono wspomniane w rozdziale 4.2 – wprowadzono je tam ze względu na odwrócenie fazy tego sygnału w zapisach z bazy SHHS-1. Aby algorytm działał poprawnie konieczne było więc wstępne mnożenie sygnału przepływu powietrza przez -1 . Tutaj nie było to wykonywane, ponieważ tory pomiarowe Comarch PulmoVest zostały zaprojektowane tak, aby wdech był reprezentowany zboczem narastającym zarówno na kanale przepływu powietrza, jak i wysiłku oddechowego.

Tabela 10 przedstawia brak wyrównywania faz sygnałów wejściowych z urządzenia Comarch PulmoVest. Nie zaobserwowano znacznych przesunięć pomiędzy tymi sygnałami w zarejestrowanych pomiarach, dlatego też etap wyrównywania fazy został usunięty.

Zgodnie z podsumowaniem, które zawiera Tabela 10, dodano górnoprzepustową filtrację sygnałów. W pierwotnej wersji algorytmu opisanej w rozdziale 4.2 filtracja ta nie była konieczna, ponieważ urządzenia zbierające sygnały obecne w bazie SHHS-1 były wyposażone w sprzętowe filtry górnoprzepustowe. Urządzenie Comarch PulmoVest natomiast sprzętowych filtrów na kanałach oddechowych nie posiada, zgodnie z opisem w rozdziale 3.1. Należało więc wprowadzić ten dodatkowy krok po stronie algorytmu. Do tego celu wykorzystano cyfrowy filtr Butterwortha trzeciego rzędu, o częstotliwości odcięcia $0,2\text{Hz}$. Takie parametry filtra umożliwiły zachowanie sygnału oddechowego przy jednoczesnej eliminacji składowej stałej i komponentów wolnozmiennych niezwiązanych z oddechem. Filtracja była wykonywana w obie strony, aby zachować fazę sygnału. Operacja ta miała miejsce przed innymi etapami obróbki sygnału przez algorytm, a jej celem było usunięcie z sygnałów składowej stałej. Jako filtr dolnoprzepustowy pozostawiono wymieniony w rozdziale 4.2 filtr Butterwortha 8 rzędu o częstotliwości odcięcia $1,25\text{Hz}$.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

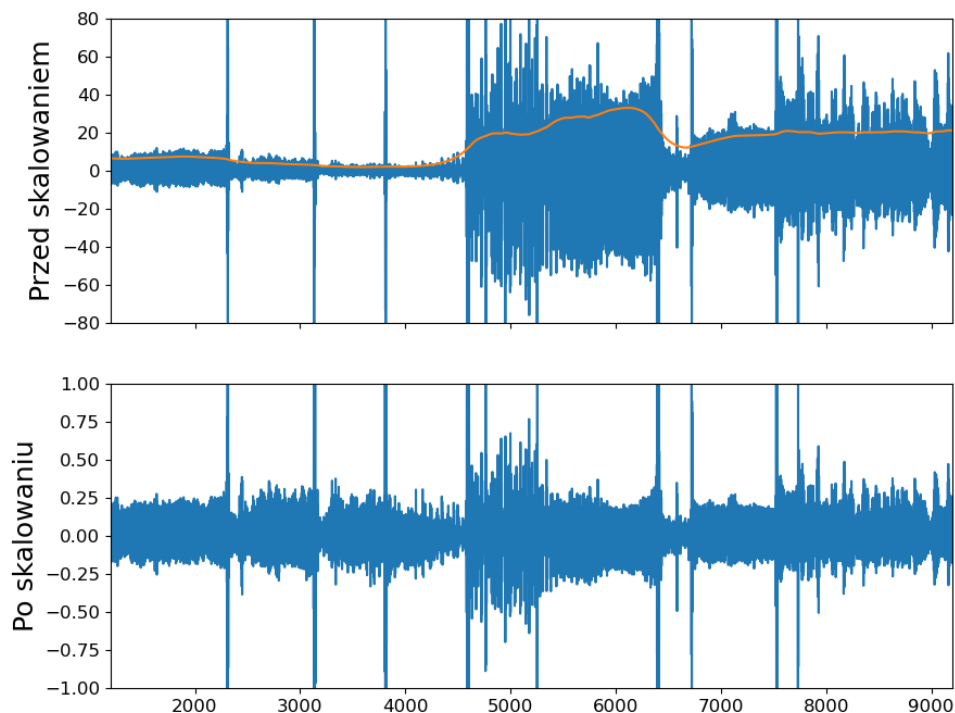
Zmiana kolejności operacji na etapie kondycjonowania sygnału, o której wspomina Tabela 10, została podyktowana zmianą rodzaju tych operacji oraz wykorzystaniem innej metody skalowania. Pierwotnie stosowane skalowanie za pomocą wyrównywania energii na jednostkę czasu w całym badaniu, opisane w rozdziale 4.2, okazało się niewystarczające ze względu na charakterystykę wykorzystanego czujnika. Układ pomiarowy wysiłku oddechowego obecny w rejestratorze, opisany w Rozdziale 3.3, jest połączony z czujnikiem w pasie za pomocą złączy magnetycznych, które są zaprezentowane w widoku z dołu na Rys. 6 i opisane jako „złącza elektrod EKG i pasa rezystancyjnego”. Podczas trwania pomiaru rejestrator leży na środkowej części pasa przedstawionego na Rys. 9 i wspomniane złącza kontaktują się z wyprowadzeniami widocznymi na pasie. Całość montażu przedstawia Rys. 3. Połączenie to podczas ruchu pacjenta narażone jest na działanie sił, co może powodować powstawanie na sygnale artefaktów o wysokiej amplitudzie. Obecność tego typu zakłóceń może znacznie zwiększać obliczoną energię sygnału, a tym samym powodować skalowanie poprawnie zarejestrowanych fragmentów do niższych amplitud niż docelowe. Aby temu przeciwdziałać opracowano nową metodę skalowania dla sygnałów oddechowych. Składa się ona z kilku etapów:

1. Wyznaczenie obwiedni sygnału przy użyciu wartości bezwzględnej transformaty Hilberta.
2. Wyznaczenie spektrogramu całego sygnału i zsumowanie amplitud widma dla częstotliwości poniżej 0,3Hz.
3. Obliczenie średniej wartości otrzymanego sygnału.
4. Wyzerowanie obwiedni z punktu 1. w miejscach, gdzie sygnał otrzymany w punkcie 2. ma wartość większą niż średnia z punktu 3.
5. Dwukierunkowa filtracja dolnoprzepustowa otrzymanej obwiedni. Filtr Butterwotha 1-rzędu, częstotliwość odcięcia 0,002Hz.
6. Mnożenie sygnału wejściowego przez przefiltrowaną obwiednię oraz ustalony empirycznie stały współczynnik.

Opisany sposób filtracji bierze pod uwagę powolne zmiany amplitudy sygnału mające miejsce w ciągu nocy. Nie niosą one istotnej informacji dla diagnostyki bezdechu sennego, gdyż nie mają one swojego źródła w epizodach zaburzonego oddechu a w ruchach pacjenta

5.3 Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

i powodowanej przez nie zmianie ułożenia czujników. Przefiltrowana dolnoprzepustowo obwiednia dobrze oddaje te niepożądane wahania. Dla poprawnego działania całości kluczowe jest zastosowanie filtra dolnoprzepustowego o częstotliwości odcięcia tak niskiej, aby był niewrażliwy na zmiany obwiedni spowodowane bezdechem, a odwzorowywał jedynie długoterminowe zmiany za które odpowiadają niedoskonałości metod pomiarowych. W przeciwnym razie proces filtracji wyrównałby bezdech do poziomu normalnego oddechu uniemożliwiając diagnostykę. Skalowanie sygnału przepływu powietrza z kaniuli termicznej odbywa się z pominięciem etapów 2-4. Są one dedykowane dla usuwania z obliczeń artefaktów ruchowych, które w zaprojektowanym urządzeniu występują głównie na sygnale wysiłku oddechowego. Działanie opisywanego algorytmu skalowania przedstawia Rys. 41. Kolorem niebieskim narysowano sygnał z czujnika wysiłku oddechowego z urządzenia Comarch PulmoVest przed i po skalowaniu opisywaną metodą. Zgodnie z kolejnością operacji, sygnał przed skalowaniem jest już przefiltrowany górno- i dolnoprzepustowo. Kolor pomarańczowy przedstawia filtrowaną dolnoprzepustowo obwiednię oryginalnego sygnału, która służy do skalowania. Oś pozioma jest wyskalowana w sekundach od początku zapisu, natomiast pionowa nie posiada jednostek.



Rys. 41 Skalowanie sygnału wysiłku oddechowego za pomocą mnożenia przez odwrotność filtrowanej dolnoprzepustowo obwiedni. Sygnał oddechowy z pasa rezystancyjnego zaznaczono kolorem niebieskim, zaś filtrowaną dolnoprzepustowo obwiednię naniesiono na pomarańczowo.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

Zastosowanie proponowanej metody skalowania sprowadza amplitudę sygnału do takiego poziomu, aby zgrubnie mieścił się w zakresie $(-1,1)$. Dopasowanie to nie musi być dokładne, ponieważ sieć neuronowa przetwarzająca te dane jest w stanie do pewnego stopnia nauczyć się wzorców zaburzeń oddechowych na sygnałach o różnej amplitudzie, jednak duże różnice jak w przypadku fragmentu przed skalowaniem pokazanego na Rys. 41 mogą mieć istotny wpływ na jej działanie. Przedstawiony wycinek zapisu obejmuje czas ponad dwóch godzin. Jest to na tyle długo, że nie widać pojedynczych oddechów a jedynie ogólne zmiany amplitudy sygnału spowodowane zmianami ułożenia pacjenta. W centralnej części sygnał zawiera epizody bezdechu – nie są one odwzorowywane przez obliczoną obwiednię, przez co są poprawnie reprezentowane w wyskalowanym przebiegu. Obecne w zapisie artefakty ruchowe o wysokiej amplitudzie nie mają wpływu na proces skalowania dzięki zerowaniu obwiedni w miejscu ich wystąpienia, zgodnie z punktami 2-4 opisu algorytmu skalowania. Sygnał przepływu powietrza jest procesowany analogicznie, jednak tam detekcja i korekcja artefaktów nie jest przeprowadzana.

Analiza dokładności algorytmów automatycznego wykrywania i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego dla sygnałów z Comarch PulmoVest została przeprowadzona analogicznie jak w rozdziale 4.2. Opis pozyskiwania i przetwarzania danych w ramach eksperymentu medycznego, jego założenia i podsumowanie uzyskanych sygnałów opisano szczegółowo w rozdziale 5.1. Ze względu na eksperymentalny charakter urządzenia i uzyskanych danych zdecydowano, że analizowane będą jedynie te fragmenty sygnałów, które znajdują się między znacznikami szacowanego początku i końca snu naniesionymi przez lekarza. Poza tymi obszarami znalazła się duża ilość artefaktów ruchowych związanych z zakładaniem obu urządzeń, a w niektórych przypadkach również wielogodzinne okresy braku sygnału, spowodowane zbyt wczesnym włączeniem lub zbyt późnym wyłączeniem rejestracji. Przetwarzany zbiór danych objął wszystkie 91 pomiarów z urządzenia Comarch PulmoVest, dla których lekarz sporządził opis. Pozostałe 9 nie nadawało się do analizy, jak wyszczególniono w rozdziale 5.1. Ten zbiór zapisów został podzielony na trzy w przybliżeniu równe części, na których przeprowadzono walidację krzyżową. Dla zachowania kompatybilności z wcześniejszym modelem, który operował na sygnałach z dwóch czujników wysiłku oddechowego zapis z pasa rezystancyjnego Comarch PulmoVest został powielony i podany na

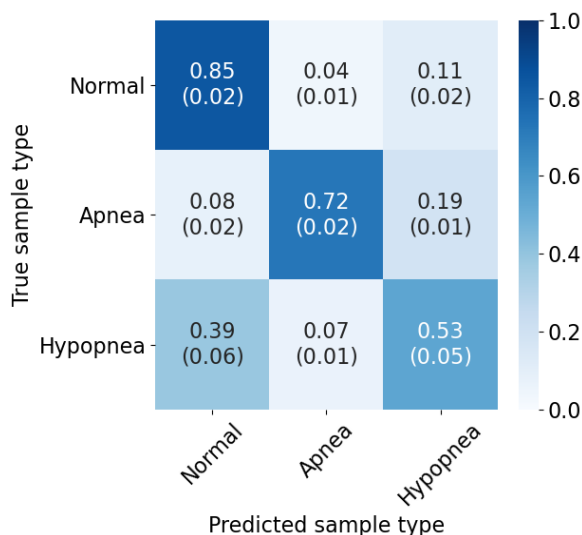
5.3 Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

wejście algorytmu dwukrotnie. Podejście takie umożliwi łatwe dodanie sygnału z pasa brzuszego w toku dalszego rozwoju urządzenia. Uzyskana ilość danych okazała się zbyt mała, aby skutecznie wyszkolić drugi stopień sieci neuronowej oraz zoptymalizować progi dla algorytmu. Zastosowano więc podejście hybrydowe, polegające na wytrenowaniu pierwszego stopnia sieci neuronowej za pomocą danych pochodzących z eksperymentu medycznego i powtórne wykorzystanie modelu drugiego stopnia nauczonego na danych z bazy SHHS-1 w jednym z przebiegów (rozdział 4.2). Progi dla algorytmu również zostały użyte ponownie. We wszystkich instancjach walidacji krzyżowej wykorzystano ten sam model drugiego stopnia, aby możliwe było ich bezpośrednie porównanie. Pod pojęciem instancji rozumie się każdy z trzech algorytmów wytrenowanych w ramach 3-krotnej walidacji krzyżowej. Każda z tych instancji użyła 60 lub 61 zapisów do uczenia modelu pierwszego stopnia i 30 lub 31 zapisów do sprawdzenia skuteczności działania algorytmu. Jakość wykrywania i klasyfikacji epizodów na bezdech i sptyczenie oddechu w stosunku do opisu lekarskiego dla każdej z instancji algorytmu przedstawia Tabela 11. Zbiorną tablicę pomyłek przedstawiono na Rys. 42.

Tabela 11 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich iteracji algorytmu. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

Średnia dokładność (%)	Instancja 1	Instancja 2	Instancja 3
Normalny oddech	81,63	85,12	88,36
Sptyczenie	59,46	52,26	48,18
Bezdech	71,26	75,41	70,73
Ogółem	80,14	83,39	86,18

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami



Rys. 42 Tablica pomyłek klasyfikacji epizodów dla trzykrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

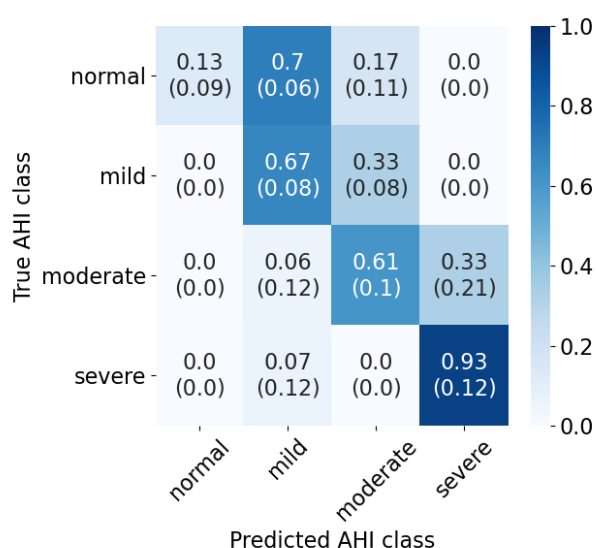
Dokładność wykrywania poszczególnych typów epizodów różni się pomiędzy poszczególnymi instancjami modelu. Może to wynikać ze stosunkowo niewielkiej liczby zapisów, przez co każdy z nich w znaczącym stopniu przekłada się na ostateczny wynik. Sygnały poddane analizie nie były w żaden sposób wstępnie filtrowane ani wybierane, nie licząc oznaczenia początku i końca badania przez lekarza. Są wśród nich pomiary, gdzie znaczna część zapisu ma bardzo niską amplitudę lub jest obarczona artefaktami. Badania takie nie były wykluczane ze zbioru danych, ponieważ niedoskonałości te odzwierciedlają rzeczywiste warunki, w których projektowane algorytmy będą operować. Zważywszy jednak na fakt, że w każdej walidacji użytych było jedynie około 30 zapisów, to defekt każdego z nich mógł przesądzić o gorszych średnich wynikach całości. Aby temu przeciwdziałać można wdrożyć metody automatycznej detekcji artefaktów w analizowanych sygnałach – informacja z nich pochodząca mogłaby służyć do określenia jakości zapisu i tym samym wygenerowanych dla niego automatycznie etykiet. Uśrednione wyniki przedstawione na Rys. 42 można porównać z otrzymanymi uprzednio wynikami z baz SHHS-1 i PhysioNet zamieszczonymi na Rys. 28. W obu przypadkach fragmenty badań oznaczone jako okres gdy pacjent nie śpi były pomijane. Dokładności uzyskane na danych z urządzenia Comarch PulmoVest są na podobnym poziomie co wcześniejsze rezultaty. Różnica w dokładności wykrywania epizodów bezdechu wynosi 6p.p. względem danych z bazy PhysioNet i 8p.p. w porównaniu z SHHS-1. Dokładność

5.3 Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

wykrywania splotów oddechu jest tutaj o 2p.p. niższa niż dla SHHS-1 i o 9p.p. niższa niż w przypadku PhysioNet. Rozbieżności te mogą wynikać z jakości sygnałów i opisów, lub z liczebności zbiorów danych. Baza PhysioNet składa się z 25 zapisów, przez co może nie reprezentować wystarczająco dobrze problemów pojawiających się podczas badań. Ważną kwestią pozostaje jakość klasyfikacji zapisów ze względu na stopień zaawansowania choroby. Dla każdego z pacjentów podsumowano znalezione przez algorytm epizody zaburzeń oddechu i wyznaczono na ich podstawie AHI. Następnie przypisano wyniki do odpowiednich klas, zgodnie z podziałem przedstawionym w rozdziale 2.2. Tabela 12 zawiera szczegółowe dane dla każdej z instancji modelu, natomiast Rys. 43 prezentuje zbiorcze podsumowanie wyników walidacji krzyżowej dla wszystkich trzech instancji.

Tabela 12 Dokładność klasyfikacji stopnia zaawansowania bezdechu sennego dla każdej z trzech instancji modelu. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

Stopień zaawansowania bezdechu sennego	Instancja 1	Instancja 2	Instancja 3
Zdrowy	0%	21%	14%
Łagodny	71%	75%	57%
Umiarkowany	75%	50%	67%
Ciężki	100%	75%	100%



Rys. 43 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla 3-krotnej walidacji krzyżowej. Każde z pól zawiera wartość średnią i odchylenie standardowe dla trzech instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

Sposób przeprowadzenia tego eksperymentu jest analogiczny jak w przypadku algorytmu opisanego w rozdziale 4.2 z tą różnicą, że tamten dla uzyskania wyników z Rys. 27 operował na bazach SHHS-1 i PhysioNet, a prezentowany tutaj przetwarza dane uzyskane z systemu Comarch PulmoVest. Rozkład najczęściej przewidywanych klas przez algorytm dla każdej grupy osób wygląda tak samo jak w przypadku bazy SHHS-1. Sam udział procentowy poprawnie sklasyfikowanych zapisów również jest podobny we wszystkich przypadkach. Największa różnica występuje dla ciężkiego bezdechu sennego, w którym to przypadku model działający na bazie Comarch PulmoVest osiągnął dokładność lepszą o 31p.p. Problemem powtarzającym się we wszystkich bazach jest przypisywanie większości zdrowych pacjentów lekkiej postaci bezdechu sennego. Aby doszło do takiej pomyłki różnice w szacowanym AHI nie muszą być duże, ponieważ próg klasyfikacji lekkiego bezdechu sennego to AHI=5. Wystarczy więc stosunkowo niewielka ilość fałszywych epizodów aby przeszacować stopień zaawansowania choroby między tymi dwoma kategoriami. Dodatkowe informacje na temat jakości estymacji indeksów bezdechów i sptyceń zawiera Tabela 13.

Tabela 13 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat AHI, HI i AI. Dane uśrednione dla trzech instancji modelu, uzyskane na danych z urządzenia Comarch PulmoVest.

	Średni błąd bezwzględny	Odchylenie standardowe	Błąd minimalny	Błąd maksymalny	r Pearsona	r Spearmana
AHI	7,90	7,06	-22,53	15,59	0,89	0,74
HI	8,69	7,96	-32,57	11,98	0,58	0,51
AI	2,33	5,03	-3,75	24,78	0,94	0,85

Wcześniejszą analizę wykonaną na bazach SHHS-1 i PhysioNet prezentuje Tabela 7. Jakość klasyfikacji jest na podobnym poziomie co w przypadku bazy PhysioNet, przy czym pogorszeniu uległ szczególnie indeks sptyceń oddechu. Bazy PhysioNet i Comarch PulmoVest cechują się większymi średnimi błędami bezwzględnymi niż baza SHHS-1 dla wszystkich trzech indeksów. Szczególnie w przypadku bazy Comarch PulmoVest może to być spowodowane brakiem wstępnej filtracji zapisów, która miała miejsce w przypadku SHHS-1. W ten sposób w analizie brały udział nawet pomiary, w których większość sygnału była nieodróżnialna od szumu. Demonstruje to zdolność algorytmu do radzenia sobie z rzeczywistymi sygnałami, ale

jednocześnie pogarsza ogólne statystyki. Analogicznie jak w przypadku poprzednich wyników to estymacja indeksu splotów oddechu (HI) wykazuje większe błędy niż indeks bezdechów (AI). Może to być spowodowane sygnałami użytymi do analizy – nie ma wśród nich nasycenia krwi tlenem, które jest kluczowe przy oznaczaniu splotów oddechu. Z tego powodu postanowiono sprawdzić jak dodanie tego sygnału wpłynie na końcowy wynik.

5.3.2. Dodatkowe wykorzystanie sygnału SpO2 dla poprawienia jakości klasyfikacji epizodów

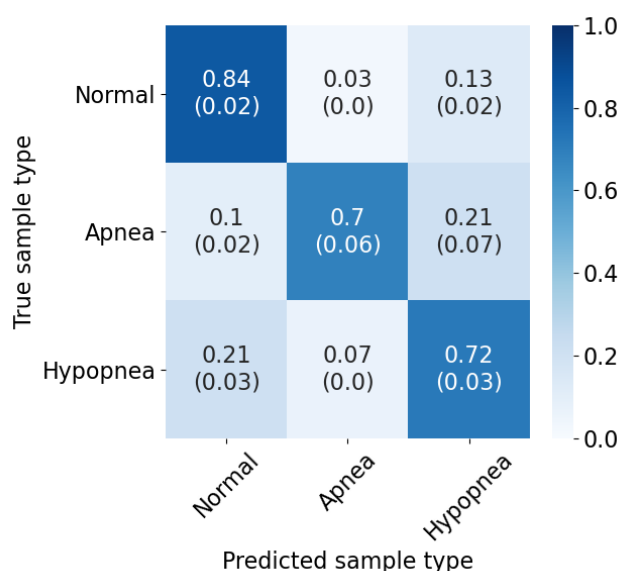
Przygotowano analizę działania algorytmu opisanego w rozdziale 5.3.1 przy dodaniu sygnału nasycenia krwi tlenem pochodzącego z pulsoksymetru – SpO2. Korzystając z faktu, że w urządzeniu Comarch PulmoVest występuje tylko jeden czujnik wysiłku oddechowego i sygnał z niego był dublowany aby zachować zgodność z bazami SHHS-1 i PhysioNet, zastąpiono jedną z jego kopii sygnałem SpO2. Jako, że pomiar ten jest wykonywany na palcu, występuje opóźnienie pomiędzy epizodem zaburzonego oddechu a desaturacją, którą on wywołuje. Czas tego przesunięcia zależy od konkretnego przypadku, jednak zazwyczaj mieści się w przedziale 20-30 sekund. Aby dana próbka zawierała zaburzenie na kanałach oddechowych i związany z nim spadek saturacji okno kanału SpO2 zostało przedłużone dwukrotnie. Każda próbka zawierała więc zapisy przepływu powietrza i wysiłku oddechowego o długości 16s i saturację o długości 32s. Początek okna dla wszystkich sygnałów był wspólny. Zapis SpO2 nie podlegał filtracji górno- ani dolnoprzepustowej. Jego skalowanie ograniczyło się do odjęcia od całego sygnału wartości 90 i podzielenia wyniku przez 10. Wartości te zostały dobrane na podstawie cech charakterystycznych SpO2, który w spoczynku wynosi zazwyczaj powyżej 90% a poniżej 80% spada przy ciężkich epizodach bezdechu. Dla każdego okna wyzerowano również wartość średnią sygnału, tak jak w przypadku pozostałych danych wejściowych. Przygotowany w ten sposób zapis saturacji znajdował się w większości w przedziale (-1,1). Żadna dodatkowa selekcja ani obróbka sygnału nie miała miejsca – fragmenty, w których pulsoksymetr nie dostarczał poprawnych danych brały udział w analizie i kanał SpO2 był w nich wyzerowany na skutek opisanych kroków. Odpowiada to rzeczywistym warunkom prowadzenia takich zapisów, ponieważ sonda pulsoksymetru jest podatna na zsuwanie się z palca w czasie snu, co uniemożliwia wykonywanie pomiaru. Pozostałe sygnały, parametry modelu oraz zbiór danych pozostały bez zmian, aby umożliwić oszacowanie

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

wpływu samego dodania SpO2 na jakość klasyfikacji. Wyniki podziału zaburzeń na bezdech i s płycenie dla każdej z instancji modelu przedstawia Tabela 14, natomiast tablica pomyłek podsumowująca wszystkie trzy instancje walidacji krzyżowej znajduje się na Rys. 44.

Tabela 14 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich instancji algorytmu z dodatkowym użyciem sygnału SpO2. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

Średnia dokładność (%)	Instancja 1	Instancja 2	Instancja 3
Normalny oddech	80,97	84,15	87,27
S płycenie	75,77	72,89	67,59
Bezdech	62,01	77,23	69,64
Ogółem	79,98	83,35	85,90



Rys. 44 Tablica pomyłek klasyfikacji epizodów z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2 dla trzykrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

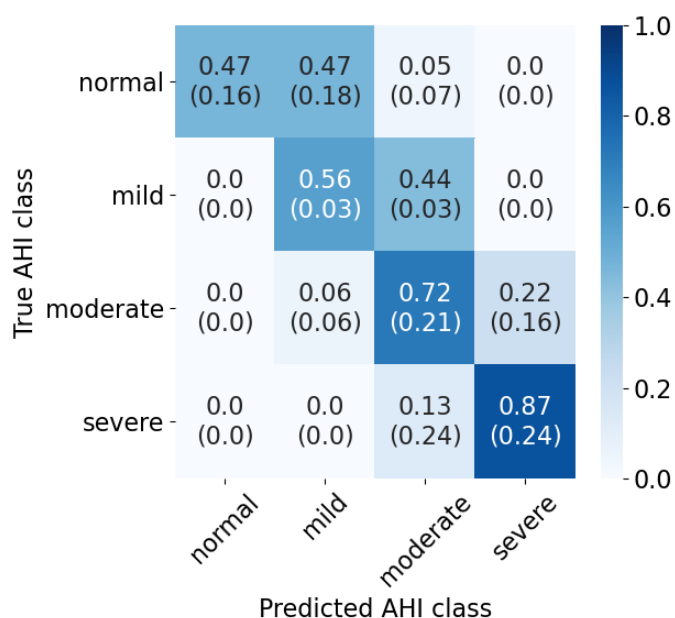
Największą różnicą w porównaniu z wynikami algorytmu analizującego jedynie sygnały oddechowe (Tabela 11 i Rys. 42) jest duży wzrost poprawnie rozpoznawanych próbek s płycień oddechu. Poprawa wynosi 19p.p., co może być spowodowane uzyskaniem przez algorytm dostępu do danych wykorzystywanych bezpośrednio przez lekarza opisującego badanie. Jakość klasyfikacji s płycień oddechu osiągnęła tym samym poziom jakości detekcji epizodów bezdechu. Za wzrost ten odpowiada wyłącznie zmniejszenie liczby wyników fałszywie

5.3 Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

negatywnych dla sypień, pozostałe kategorie w tablicy pomyłek zmieniły się jedynie nieznacznie. Różnice w dokładności pomiędzy poszczególnymi instancjami modelu są analogiczne jak dla poprzedniej analizy, zmienił się jedynie średni poziom tych wartości. Wyniki powinny więc być powtarzalne, a różne wartości dla różnego podziału danych na zbiory treningowy i testujący wynikają prawdopodobnie z ograniczonej ilości zapisów oraz braku ich selekcji na podstawie jakości sygnałów. Zweryfikowano również jakość estymacji AHI przez wariant algorytmu wykorzystujący dodatkowo SpO2. Wyniki dla każdej z instancji modelu przedstawia Tabela 15, natomiast zbiorcza tablica pomyłek znajduje się na Rys. 45.

Tabela 15 Dokładność klasyfikacji stopnia zaawansowania bezdechu sennego dla każdej z trzech instancji modelu z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

Stopień zaawansowania bezdechu sennego	Instancja 1	Instancja 2	Instancja 3
Zdrowy	25%	50%	64%
łagodny	57%	50%	57%
Umiarkowany	100%	50%	83%
Ciężki	100%	50%	100%



Rys. 45 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla 3-krotnej walidacji krzyżowej z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2. Każde z pól zawiera wartość średnią i odchylenie standardowe dla trzech instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

W porównaniu z algorytmem opartym wyłącznie na sygnałach oddechowych, którego wyniki w zakresie estymacji AHI przedstawia Tabela 12 i Rys. 43, największej poprawie uległa klasyfikacja osób zdrowych. Różnica wynosi 34p.p., co sprawia, że kategoria ta jedynie nieznacznie odstaje od pozostałych. Co więcej, dodatkowe 47% zapisów z AHI<5 zostało zakwalifikowanych do lekkiego bezdechu sennego, czyli kategorii sąsiedniej. Dla pozostałych grup różnice nie są aż tak duże. W przypadku pomiarów, które lekarz oznaczył jako lekki bezdech senny wystąpiło pogorszenie dokładności, jednak wciąż 100% tych zapisów mieści się w dwóch sąsiadujących klasach. W kategorii umiarkowanej ilość poprawnie sklasyfikowanych pacjentów zwiększyła się o 11p.p., natomiast w ciężkiej zmniejszyła o 6p.p. Co istotne, algorytm korzystający z zapisu SpO2 nie zakwalifikował żadnego przypadku ciężkiego bezdechu sennego do kategorii zdrowej lub lekkiej. Całościowo opisywana metoda wykazuje bardziej stabilne wyniki dla poszczególnych kategorii, z dokładnością rosnącą wraz ze wzrostem AHI. Zweryfikowane zostały również statystyki estymacji osobno bezdechów i sptyceń oddechu. Wyniki prezentuje Tabela 16.

Tabela 16 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat AHI, HI i AI. Dane uśrednione dla trzech instancji modelu z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2, uzyskane na danych z urządzenia Comarch PulmoVest.

	Średni błąd bezwzględny	Odchylenie standardowe	Błąd minimalny	Błąd maksymalny	r Pearsona	r Spearmana
AHI	5,03	5,56	-14,86	13,77	0,94	0,92
HI	5,45	4,68	-17,33	6,78	0,84	0,86
AI	2,52	5,36	-3,62	27,28	0,94	0,87

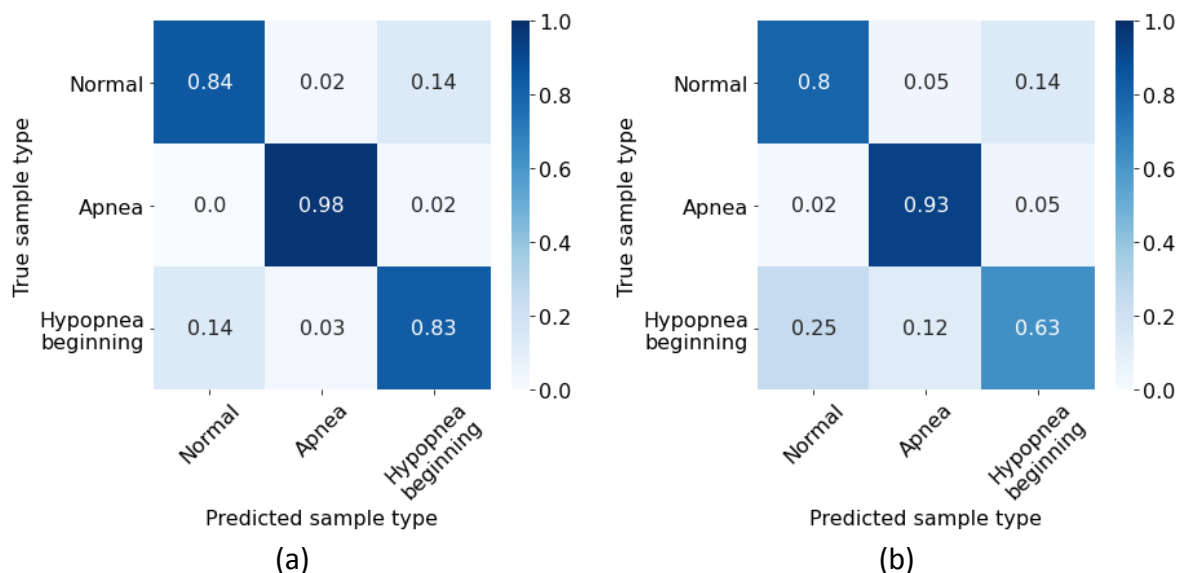
Średni błąd bezwzględny zmniejszył się znacznie dla AHI i HI, podobnie jak jego odchylenie standardowe. Wskazuje to na lepszą jakość i powtarzalność klasyfikacji, która ma swoje źródło w poprawie detekcji epizodów sptyconego oddechu. Wyniki te potwierdzają wcześniejsze obserwacje. Estymacja AI nieznacznie się pogorszyła, jednak różnica ta nie jest duża w porównaniu z algorytmem niewykorzystującym SpO2. Wszystkie powyższe rezultaty sugerują, że dodanie sygnału nasycenia krwi tlenem do zestawu analizowanych kanałów znacznie poprawia detekcję sptyceń oddechu, nieznacznie tylko wpływając na pozostałe wskaźniki. Wynik ten jest zgodny z przewidywaniami, ponieważ analizowany sygnał jest

kluczowy przy oznaczaniu tych zaburzeń podczas opisywania badań poligraficznych przez lekarza. Dzięki przeanalizowaniu działania architektury opartej o sieć LSTM na różnym zestawie danych można będzie w przyszłości skonstruować bardziej zaawansowany system automatycznie opisujący badania poligraficzne. Będzie on mógł wykorzystywać modele uczone na różnym zasobie informacji w zależności od dostępnych danych i zakłóceń występujących w sygnałach. Takie kompleksowe podejście może wykazywać się zwiększoną odpornością na utratę sygnału z poszczególnych czujników, co często zdarza się przy prowadzeniu pomiarów w warunkach domowych.

5.3.3. Skuteczność sieci typu Transformer na sygnałach Comarch PulmoVest

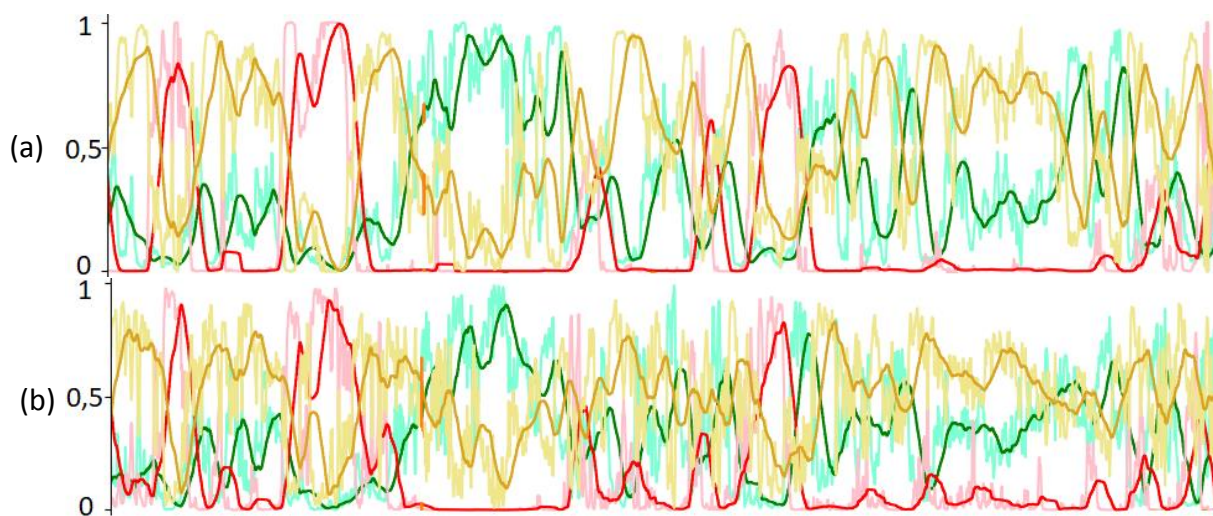
W celu zweryfikowania przydatności sieci Transformer do wykorzystania w opisywanym modelu na docelowych danych z urządzenia Comarch PulmoVest wstawiono ją jako pierwszy klasyfikator, operujący bezpośrednio na sygnałach oddechowych. Podejście to jest tożsame z tym wykorzystanym w Rozdziale 4.3 do analizy danych pochodzących z bazy SHHS-1. Parametry wykorzystanego modelu Transformer również są takie same. W przypadku sygnałów z Comarch PulmoVest nie ma jednak możliwości wytrenowania drugiego klasyfikatora w oparciu o te dane, gdyż jest ich zbyt mało. Z tego powodu w jego roli zostanie wykorzystany LSTM pochodzący z jednej z instancji algorytmu uczonego na bazie SHHS-1. Analogiczna sytuacja miała miejsce przy uczeniu oryginalnej architektury opartej o dwie sieci LSTM opisanym w rozdziałach 5.3.1 i 5.3.2. W niniejszej analizie posłużono się wariantem modelu dodatkowo wykorzystującym sygnał SpO₂, ponieważ wcześniejsze rozważania wykazały, że cechuje się on lepszą jakością klasyfikacji na tej bazie danych. Dla sprawdzenia poprawności działania algorytmu porównano tablice pomyłek klasyfikatora pierwszego stopnia przed i po zamianie LSTM na transformer. Wyniki przedstawia Rys. 46.

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami



Rys. 46 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów dla pierwszego klasyfikatora. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM, (b) Transformer

Aby lepiej rozpoznać możliwości nowego typu architektury porównano szeregi czasowe prawdopodobieństw wygenerowane przez nią dla fragmentu jednego z zapisów ze zbioru weryfikacyjnego. Dane te dla obu typów sieci zawiera Rys. 47.

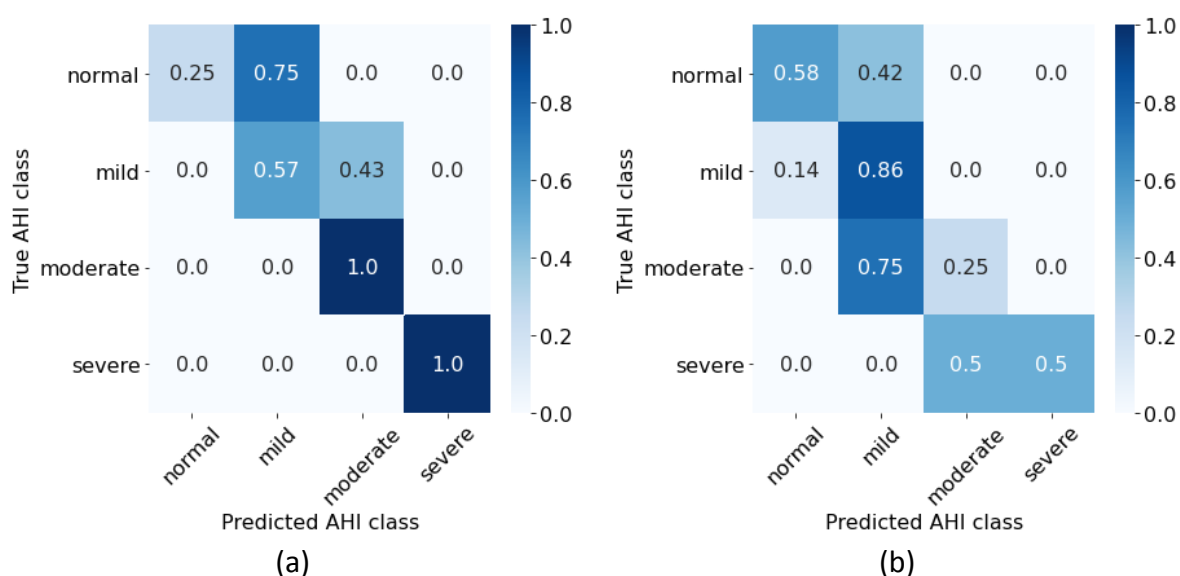


Rys. 47 Sygnały generowane przez klasyfikator pierwszego stopnia. Intensywne kolory prezentują przebiegi czasowe prawdopodobieństw po uśrednieniu, półprzezroczyste natomiast dane uzyskane bezpośrednio z modelu. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z iteracji algorytmu. (a) LSTM, (b) Transformer

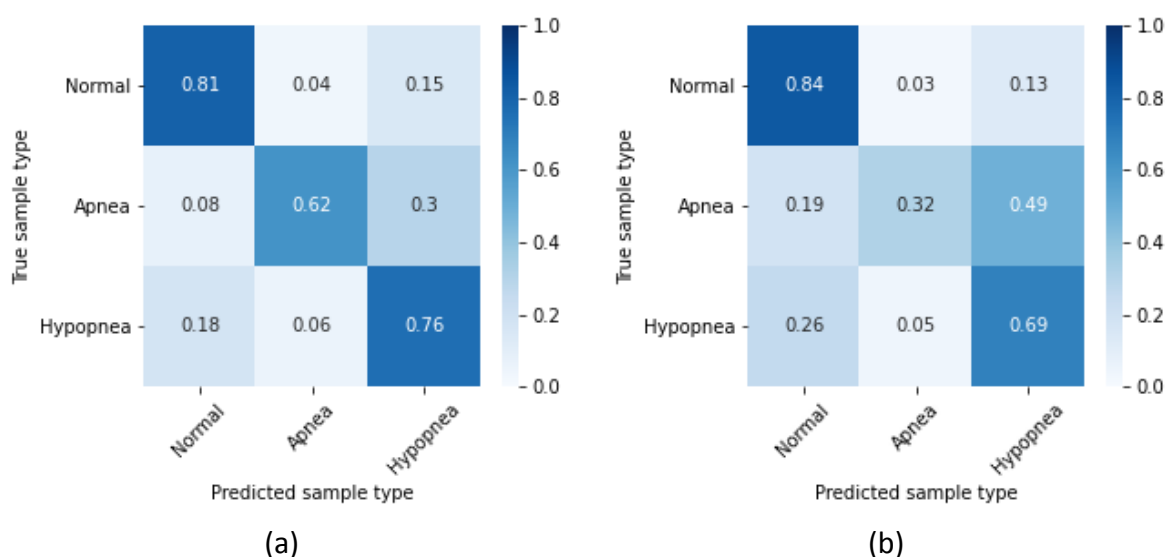
Wycinek ten zawiera powtarzające się po sobie sptyczenia oddechu, a zaczyna się kilkoma bezdechami. Przebiegi obu modeli wyglądają podobnie pod względem klas z maksymalnym prawdopodobieństwem. Analogicznie jednak jak dla danych z bazy SHHS-1 przedstawianych

5.3 Walidacja algorytmów automatycznych na zapisach z Comarch PulmoVest

przez Rys. 32 tutaj również zauważyć można niższe prawdopodobieństwa przynależności okien do danych klas przypisywane przez sieć Transformer, co może przekładać się na pogorszone działanie drugiego klasyfikatora, a w efekcie gorsze wyniki całego modelu. Dla porównania tych parametrów, Rys. 48 prezentuje tablice pomyłek finalnego podziału zapisów na cztery stopnie ciężkości choroby dla obu typów klasyfikatora. Rys. 49 pozwala natomiast na dokładniejszą analizę rodzajów błędów w ostatecznej detekcji epizodów.



Rys. 48 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM



Rys. 49 Tablice pomyłek dla klasyfikacji epizodów. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM

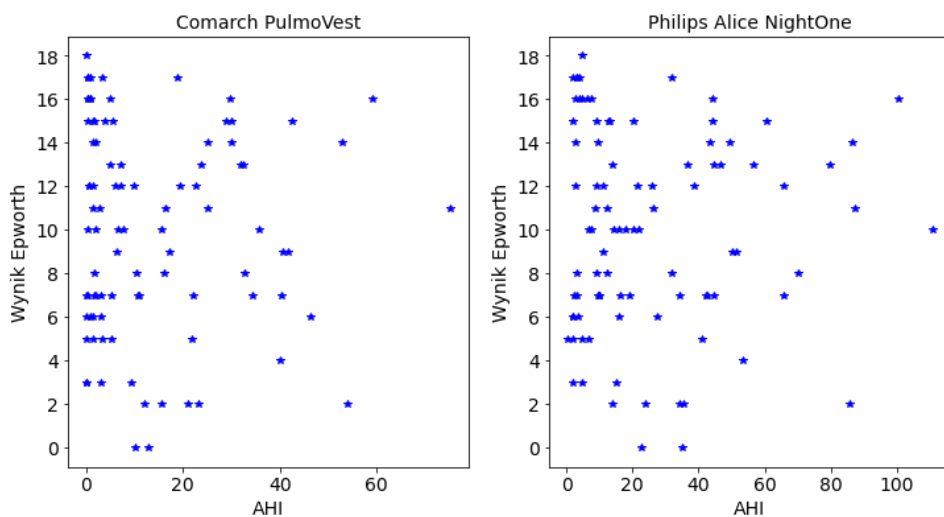
5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

Analogicznie jak w przypadku wyników otrzymanych dla sygnałów z bazy danych SHHS-1 i przedstawionych na Rys. 30 oraz Rys. 31, sieci Transformer trenowane na sygnałach zarejestrowanych przez urządzenie Comarch PulmoVest również gorzej niż LSTM radzą sobie z wykrywaniem zaburzeń oddechu, co skutkuje mniejszą dokładnością estymacji AHI. Tutaj główna różnica polega na trudności z rozróżnieniem bezdechu od sptycienia oddechu – większość bezdechów jest błędnie klasyfikowana. Może to wynikać z niższej jakości wskazywania początków sptyceń przez pierwszy klasyfikator. W takim przypadku druga sieć może nie mieć wystarczającej ilości informacji dla rozróżnienia typu wykrytego epizodu. Na podstawie otrzymanych danych stwierdzić można, że model Transformer użyty do klasyfikacji okien sygnałów poligraficznych uzyskuje gorsze wyniki niż LSTM. Jednak podobnie jak poprzednio wniosek ten dotyczy jedynie wykorzystania tej technologii w konkretnym przypadku klasyfikacji sygnałów podzielonych na okna. Dodatkową trudność stanowi stosunkowo mała ilość dostępnych danych, jednak to ograniczenie może zostać w przyszłości usunięte, ponieważ trwają prace nad zebraniem większego zasobu zapisów. Zmiana parametrów przetwarzania wstępnych sygnałów lub całego podejścia do problemu również może umożliwić bardziej efektywne działanie tych obiecujących modeli.

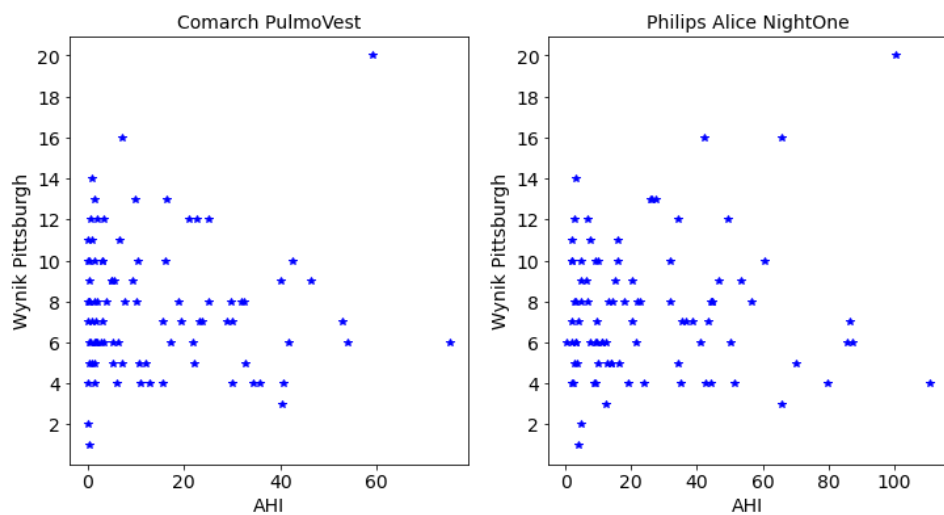
5.4. Porównanie rezultatów kwestionariuszy z wynikami pomiarów

W toku eksperymentu medycznego osoby biorące w nim udział wypełniały kwestionariusze, które miały za zadanie podsumować informacje na temat snu ochotników. Były to Epworth, Pittsburgh i STOP-BANG, jak opisano w rozdziale 5.1. Skala Epworth służy do określenia poziomu senności w ciągu dnia [80]. Kwestionariusz Pittsburgh pozwala oszacować jakość snu dzięki analizie jego siedmiu obszarów, które potem przekładają się na wynik końcowy [81]. STOP-BANG natomiast przeznaczony jest do wyznaczania prawdopodobieństwa wystąpienia bezdechu sennego [82]. Dane pochodzące z tych formularzy zostały przeliczone na ostateczne wyniki, które następnie porównano z diagnozami postawionymi w oparciu o zapisy z urządzeń Comarch PulmoVest i Philips Alice NightOne. Na Rys. 50, Rys. 51 i Rys. 52 porównano wyniki kwestionariuszy z AHI wyznaczonymi przez obydwa urządzenia.

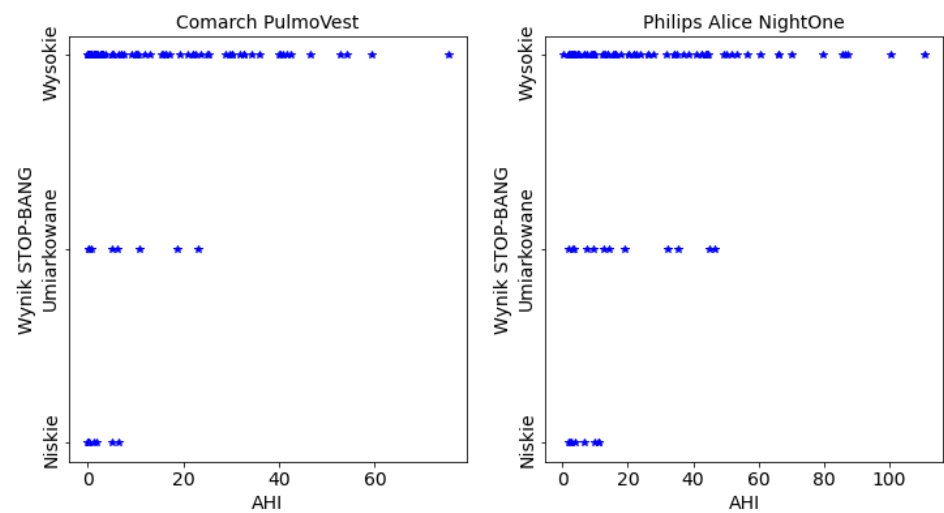
5.4 Porównanie rezultatów kwestionariuszy z wynikami pomiarów



Rys. 50 Porównanie danych z kwestionariuszy Epworth z wynikami pomiarów



Rys. 51 Porównanie danych z kwestionariuszy Pittsburgh z wynikami pomiarów



Rys. 52 Porównanie danych z kwestionariuszy STOP-BANG z wynikami pomiarów

5 Walidacja systemu Comarch PulmoVest wraz z algorytmami

Dwa pierwsze kwestionariusze, tj. Epworth (Rys. 50) i Pittsburgh (Rys. 51), nie służą bezpośrednio do oceny prawdopodobieństwa wystąpienia bezdechu sennego u danej osoby [80], [81]. Kwestionariusz STOP-BANG natomiast jest zaprojektowany specjalnie w tym celu [82]. Pozwolił on na wstępną klasyfikację pacjentów (Rys. 52). Osoby z niskim prawdopodobieństwem wystąpienia bezdechu sennego według STOP-BANG uzyskały $AHI < 7$ dla urządzenia Comarch PulmoVest i $AHI < 12$ dla Alice Night One. Wynik umiarkowany występował wyłącznie przy $AHI < 24$ dla Comarch PulmoVest i $AHI < 47$ dla Alice NightOne. W przypadku tego eksperymentu wynik STOP-BANG pozwala więc na ograniczenie zakresu możliwych wyników AHI. Wskaźnik ten cechuje się jednak dużą ilością wyników fałszywie dodatnich – zarówno wynik umiarkowany jak i wysoki występował często nawet u osób, dla których AHI okazało się być bliskie zera. W takich przypadkach może być wykonywana dodatkowa polisomnografia, aby potwierdzić lub wykluczyć wcześniejsze diagnozy.

6. Podsumowanie

Niniejsza praca dotyczyła zagadnienia diagnostyki bezdechu sennego, który jest współcześnie jednym z najczęściej występujących zaburzeń oddychania w czasie snu. Skutki nieleczzonego bezdechu sennego, takie jak senność w ciągu dnia, problemy z koncentracją i zwiększone ryzyko spowodowania wypadku komunikacyjnego, a także konsekwencje społeczne sprawiają, że jest to temat wymagający szczególnej uwagi w środowisku medycznym. Dzięki rozwojowi technologii prowadzenia zdalnej diagnostyki również dziedzina urządzeń telemedycznych może wydatnie przyczynić się do poprawy światowych statystyk w tym zakresie. Główną motywacją stojącą za podjęciem tego tematu była powszechność występowania tego zjawiska a także możliwość poprawy jakości życia pacjentów przez dostarczenie im rozwiązania lepiej dopasowanego do ich potrzeb.

W ramach pracy doktorskiej autor zaprojektował, wykonał i przetestował system do zdalnej diagnostyki bezdechu sennego składający się z urządzenia zapisującego dane oraz algorytmów automatycznie je przetwarzających. Urządzenie to, nazwane Comarch PulmoVest, jest rejestratorem sygnałów do diagnostyki bezdechu sennego. Spośród cech charakterystycznych tego systemu, wyróżniających go na tle istniejących rozwiązań, najważniejsze jest zdalne przesyłanie danych. Dzięki temu personel medyczny zyskuje dostęp do zapisów jeszcze przed odebraniem urządzenia. Drugą istotną przewagą jest zintegrowanie elektrod EKG z pasem, przez co sygnał ten jest zapisywany standardowo dla każdego badania. Kolejną ważną kwestią jest sama forma urządzenia, umożliwiająca jego bezproblemowe samodzielne założenie. Urządzenie to zawiera również szereg istotnych naukowo rozwiązań wprowadzonych przez autora niniejszej rozprawy. Podczas prac nad systemem autor zaprojektował oraz zaimplementował również algorytmy oparte o uczenie maszynowe mające na celu oznaczanie i klasyfikację bezdechów i sptyceń oddechu wraz z dokładnym początkiem i końcem danego zaburzenia. Dzięki temu osoba odpowiedzialna za opis badania będzie miała ułatwione zadanie, gdyż wiele oczywistych epizodów zostanie oznaczonych automatycznie. Poza samym klasyfikatorem zaproponowano również szereg nowatorskich rozwiązań w zakresie wyznaczania okien, skalowania sygnałów i przepływu danych. Kompletny system składający się ze stworzonego urządzenia i algorytmów został zwalidowany w docelowym

6 Podsumowanie

środowisku W tym celu przeprowadzony został nadzorowany przez autora eksperyment medyczny polegający na wykonaniu równoczesnego pomiaru opracowanym urządzeniem Comarch PulmoVest i dostępnym komercyjnie Philips Alice NightOne. W eksperymencie udział wzięło sto osób, które zapisy wykonywały w swoich domach. Dane uzyskane w ten sposób posłużyły do sprawdzenia jakości rejestrowanych sygnałów i stabilności działania systemu. Porównano również opisy lekarskie wygenerowane na podstawie danych z obu urządzeń. Zaprojektowane wcześniej algorytmy automatyczne przystosowano do działania na docelowych sygnałach, oraz potwierdzono ich skuteczność. Otrzymane rezultaty wraz z opiniami osób biorących udział w przedsięwzięciu świadczą o tym, że wykonane urządzenie będzie mogło z powodzeniem być użyte jako podstawa do projektowania komercyjnego systemu zdalnej diagnostyki bezdechu sennego. Jego zastosowanie może poprawić dostępność diagnostyki dla szerokiej grupy ludzi i w dalszej perspektywie sprawić, że uzyskają oni potrzebne leczenie.

Niniejsza praca przedstawia wkład naukowy w zagadnienie zdalnego wykrywania i opisywania bezdechu sennego przez zaproponowanie szeregu nowatorskich rozwiązań zarówno z dziedziny elektroniki i budowy medycznych urządzeń pomiarowych, jak i uczenia maszynowego algorytmów automatycznie wykrywających i klasyfikujących bezdechy i sptyczenia oddechu współpracujących z tymi urządzeniami. Tematy opracowane przez autora niniejszej rozprawy to:

- W zakresie elektroniki i budowy medycznych urządzeń pomiarowych projekt, wykonanie i walidacja aparatu do zdalnej diagnostyki bezdechu sennego Comarch PulmoVest, a w szczególności:
 - Opracowanie koncepcji urządzenia do domowej diagnostyki bezdechu sennego typu III ze zdalnym przesyłaniem mierzonych sygnałów.
 - Zaproponowanie użycia innego niż standardowe czujnika wysiłku oddechowego - pasa rezystancyjnego.
 - Zaprojektowanie, wykonanie, przetestowanie i walidacja w rzeczywistym środowisku nowatorskiego układu elektronicznego do przetwarzania sygnału z rezystancyjnego czujnika wysiłku oddechowego.

- W dziedzinie uczenia maszynowego i przetwarzania sygnałów opracowanie, weryfikacja dokładności a także walidacja na docelowym zbiorze danych algorytmów automatycznie oznaczających epizody bezdechu sennego, w tym:
 - Zaproponowanie nowego schematu wykrywania sptyceń oddechu przez wstępne oznaczanie ich początków.
 - Projekt nowatorskiej, dwuetapowej architektury na bazie LSTM do oznaczania epizodów zaburzonego oddechu z podziałem na bezdechy i sptycenia oddechu oraz jej walidacja zarówno na zewnętrznych bazach danych jak i sygnałach otrzymanych z własnego systemu Comarch PulmoVest.
 - Opracowanie metody selekcji opisanych epizodów opartej na średnim prawdopodobieństwie klas w danym okresie.
 - Weryfikacja działania modelu typu Transformer w zaprojektowanej architekturze dla zewnętrznych baz danych oraz własnych pomiarach .
 - Sprawdzenie wpływu dodania sygnału SpO2 do zestawu analizowanych sygnałów na jakość predykcji algorytmu dla danych z urządzenia Comarch PulmoVest stworzonego w ramach tej pracy.
 - Opracowanie nowej metody skalowania sygnału z zaproponowanego w tej pracy innowacyjnego czujnika wysiłku oddechowego.

W toku prac nad niniejszą rozprawą opublikowane zostały następujące artykuły naukowe i patenty:

- J. B. Drzazga, "Design of a Telemedical Vest for Sleep Disorder Diagnosis - A Preliminary Analysis," *Image Process. Commun.*, 2019, doi: 10.1515/ipc-2018-0004.
Opisuje on wstępną koncepcję rozwoju urządzenia do długoterminowego monitoringu EKG w aparacie do zdalnej diagnostyki bezdechu sennego.
- J. Drzazga and B. Cyganek, "An LSTM Network for Apnea and Hypopnea Episodes Detection in Respiratory Signals," *Sensors*, vol. 21, no. 17, p. 5858, Aug. 2021, doi: 10.3390/s21175858. Impact factor 3,847.
Zawiera on opis zaprojektowanych algorytmów automatycznych do wykrywania i klasyfikacji epizodów bezdechu sennego wraz z ich weryfikacją na zewnętrznych bazach

6 Podsumowanie

danych. Znajdują się tam również zaproponowane przez autora niniejszej pracy nowatorskie metody przetwarzania sygnałów w tych algorytmach.

- J. Drzazga and B. Cyganek, "Offset compensation in resistive stretch sensors using low frequency feedback topology," *Electronics*, (in press). Impact factor 2,69.

Publikacja ta prezentuje detale nowej topologii układu pomiarowego obsługującego rezystancyjny czujnik wysiłku oddechowego. Znajdują się tam również testy tego obwodu w warunkach laboratoryjnych jak i z udziałem ochotników w ramach eksperymentu medycznego.

- J. Drzazga (2019). „Urządzenie do monitorowania oddechu” (Polska, Pat.239483). Urząd Patentowy Rzeczypospolitej Polskiej
Patent dotyczący urządzenia do monitorowania oddechu. Jest to układ obsługujący rezystancyjny czujnik wysiłku oddechowego.

Podczas trwania prac stworzony został system poligraficzny do diagnostyki bezdechu sennego w warunkach domowych z możliwością zdalnego przesyłania danych. Zaprojektowano również algorytmy uczenia maszynowego, które umożliwiają wykrywanie i klasyfikację zaburzeń oddechowych na podstawie danych z przenośnego urządzenia do diagnostyki bezdechu sennego. Udowodniono również, że silikon przewodzący może zostać wykorzystany jako rezystancyjny czujnik wysiłku oddechowego w aparacie do domowej diagnostyki bezdechu sennego. Zgodnie z powyższym tezy rozprawy zostały wykazane.

Praca ta pozwoliła wyznaczyć kilka obiecujących ścieżek dalszego rozwoju systemu do diagnostyki bezdechu sennego. Pierwszą z nich jest dodanie możliwości rejestracji dodatkowych kanałów takich jak pomiar przepływu powietrza metodą ciśnieniową czy dodatkowy pas brzuszny. Wymagana jest analiza potrzeb w tym zakresie, jednak katalog sygnałów zbieranych podczas polisomnografii jest znacznie szerszy niż to, co na ten moment oferuje system Comarch PulmoVest. Wybór najbardziej użytecznych i zawarcie ich w formie jak najmniej utrudniającej używanie urządzenia może pozytywnie przełożyć się na jakość stawianej diagnozy. Innym obszarem do aktywnego rozwoju jest wprowadzenie dodatkowych metod automatycznie klasyfikujących rodzaje zaburzeń oddechowych na obturacyjne i ośrodkowe. Funkcjonalność ta dodatkowo ograniczy zakres pracy koniecznej do wykonania

przez personel medyczny, jednak algorytmy muszą się cechować wysoką dokładnością. Należy też głębiej zbadać możliwości modeli Transformer w tych zastosowaniach - wyniki otrzymane w tej pracy wskazują, że sieć LSTM może mieć przewagę dla tego konkretnego scenariusza, jednak nie wyklucza to w żaden sposób możliwości zaprojektowania skutecznej metody opartej o inne podejście. Ciekawym obszarem do analizy pod kątem poszerzenia funkcjonalności systemu jest automatyczne wykrywanie artefaktów w zbieranych sygnałach – mogłoby to wspomóc decyzję o konieczności powtórzenia badania, a także wskazać na ile wyniki uzyskane przez algorytm automatycznie oznaczający zaburzenia są wiarygodne. Wartościowe będzie też uzyskanie większej ilości zapisów opisanych przez różnych specjalistów, co poszerzy możliwości projektowania nowych algorytmów oraz umożliwi ich dokładniejszą weryfikację. Wreszcie dzięki informacji zwrotnej zebranej przy okazji eksperymentu medycznego można będzie w dalszym ciągu rozwijać urządzenie tak, aby w jak największym stopniu odpowiadało potrzebom pacjentów, a tym samym przyczyniło się do ograniczenia występowania zjawiska nieleczzonego bezdechu sennego na świecie.

Bibliografia

- [1] R. B. Berry *et al.*, *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*, V2.6. Darien, IL: American Academy of Sleep Medicine, 2020.
- [2] H. Alshaer, R. Hummel, M. Mendelson, T. Marshal, and T. D. Bradley, "Objective Relationship Between Sleep Apnea and Frequency of Snoring Assessed by Machine Learning," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 15, no. 03, pp. 463–470, Mar. 2019, doi: 10.5664/jcsm.7676.
- [3] A. Malhotra and A. Jordan, "The importance of arousal in obstructive sleep apnea—updates from the American Thoracic Society 2016," *J. Thorac. Dis.*, vol. 8, no. S7, pp. S542–S544, Jul. 2016, doi: 10.21037/jtd.2016.06.81.
- [4] C. Guilleminault, J. Hoed, and M. Mitler, "Clinical overview of the sleep apnea syndromes," *Sleep Apneas Syndr.*, no. January 1978, pp. 1–12, 1978.
- [5] N. M. Punjabi, "The epidemiology of adult obstructive sleep apnea.," *Proc. Am. Thorac. Soc.*, vol. 5, no. 2, pp. 136–43, Feb. 2008, doi: 10.1513/pats.200709-155MG.
- [6] R. Heinzer *et al.*, "Prevalence of sleep-disordered breathing in the general population: THE HypnoLaus study," *Lancet Respir. Med.*, 2015, doi: 10.1016/S2213-2600(15)00043-0.
- [7] W. McNicholas, Ed., "New Standards and Guidelines for Drivers with Obstructive Sleep Apnoea syndrome: Report of the Obstrutive Sleep Apnoea Working Group," European Commission, Brussels, Belgium, 2013.
- [8] C. Zhang, M. Berger, A. Malhotra, and S. N. Kales, "Portable diagnostic devices for identifying obstructive sleep apnea among commercial motor vehicle drivers: considerations and unanswered questions.," *Sleep*, vol. 35, no. 11, pp. 1481–9, Nov. 2012, doi: 10.5665/sleep.2194.

- [9] H. Celikhisar and G. Dasdemiir Ilkhan, "The Association of Obstructive Sleep Apnea Syndrome and Accident Risk in Heavy Equipment Operators.," *Medicina (Kaunas)*., vol. 55, no. 9, Sep. 2019, doi: 10.3390/medicina55090599.
- [10] J. F. Masa *et al.*, "Effectiveness of home respiratory polygraphy for the diagnosis of sleep apnoea and hypopnoea syndrome," *Thorax*, vol. 66, no. 7, pp. 567–573, 2011, doi: 10.1136/thx.2010.152272.
- [11] J. B. Drzazga, "Design of a Telemedical Vest for Sleep Disorder Diagnosis - A Preliminary Analysis," *Image Process. Commun.*, 2019, doi: 10.1515/ipc-2018-0004.
- [12] I. M. Rosen *et al.*, "Clinical Use of a Home Sleep Apnea Test: An Updated American Academy of Sleep Medicine Position Statement," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 14, no. 12, pp. 2075–2077, Dec. 2018, doi: 10.5664/jcsm.7540.
- [13] V. Ibáñez, J. Silva, and O. Cauli, "A survey on sleep assessment methods," *PeerJ*, vol. 6, p. e4849, May 2018, doi: 10.7717/peerj.4849.
- [14] N. A. Collop *et al.*, "Clinical guidelines for the use of unattended portable monitors in the diagnosis of obstructive sleep apnea in adult patients. Portable Monitoring Task Force of the American Academy of Sleep Medicine.," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 3, no. 7, pp. 737–47, Dec. 2007, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18198809>.
- [15] J. Singh *et al.*, "American Academy of Sleep Medicine (AASM) Position Paper for the Use of Telemedicine for the Diagnosis and Treatment of Sleep Disorders," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 11, no. 10, pp. 1187–1198, Oct. 2015, doi: 10.5664/jcsm.5098.
- [16] N. F. Watson, I. M. Rosen, R. D. Chervin, and Board of Directors of the American Academy of Sleep Medicine, "The Past Is Prologue: The Future of Sleep Medicine.," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 13, no. 1, pp. 127–135, 2017, doi: 10.5664/jcsm.6406.
- [17] European Respiratory Society, "ERS Whitebook - Medical respiratory specialists." <https://www.erswhitebook.org/chapters/medical-respiratory-specialists/>.

Bibliografia

- [18] C. A. Goldstein *et al.*, "Artificial intelligence in sleep medicine: Background and implications for clinicians," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 16, no. 4, pp. 609–618, 2020, doi: 10.5664/jcsm.8388.
- [19] A. Kulkas, P. Tiihonen, P. Julkunen, E. Mervaala, and J. Töyräs, "Desaturation delay, parameter for evaluating severity of sleep disordered breathing," in *IFMBE Proceedings*, 2013, pp. 336–339, doi: 10.1007/978-3-642-29305-4_90.
- [20] A. Qureshi, "Obstructive sleep apnea," *J. Allergy Clin. Immunol.*, vol. 112, no. 4, pp. 643–651, Oct. 2003, doi: 10.1016/j.jaci.2003.08.031.
- [21] D. J. Eckert, A. S. Jordan, P. Merchia, and A. Malhotra, "Central Sleep Apnea," *Chest*, vol. 131, no. 2, pp. 595–607, Feb. 2007, doi: 10.1378/chest.06.2287.
- [22] R. J. Thomas, R. W. Daly, and J. W. Weiss, "Low-Concentration Carbon Dioxide is an Effective Adjunct to Positive Airway Pressure in the Treatment of Refractory Mixed Central and Obstructive Sleep-Disordered Breathing," *Sleep*, vol. 28, no. 1, pp. 69–77, Jan. 2005, doi: 10.1093/sleep/28.1.69.
- [23] L. M. Donovan and V. K. Kapur, "Prevalence and Characteristics of Central Compared to Obstructive Sleep Apnea: Analyses from the Sleep Heart Health Study Cohort," *Sleep*, vol. 39, no. 7, pp. 1353–1359, Jul. 2016, doi: 10.5665/sleep.5962.
- [24] D. C. Cowan and E. Livingston, "Obstructive Sleep Apnoea Syndrome and Weight Loss: Review," *Sleep Disord.*, vol. 2012, pp. 1–11, 2012, doi: 10.1155/2012/163296.
- [25] S. A. Joosten, D. M. O'Driscoll, P. J. Berger, and G. S. Hamilton, "Supine position related obstructive sleep apnea in adults: Pathogenesis and treatment," *Sleep Med. Rev.*, vol. 18, no. 1, pp. 7–17, Feb. 2014, doi: 10.1016/j.smrv.2013.01.005.
- [26] V. Krishnan, S. Dixon-Williams, and J. D. Thornton, "Where there is smoke...there is sleep apnea: exploring the relationship between smoking and sleep apnea.," *Chest*, vol. 146, no. 6, pp. 1673–1680, Dec. 2014, doi: 10.1378/chest.14-0772.

- [27] E. Simou, J. Britton, and J. Leonardi-Bee, "Alcohol and the risk of sleep apnoea: a systematic review and meta-analysis," *Sleep Med.*, vol. 42, pp. 38–46, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.sleep.2017.12.005.
- [28] L. M. Donovan, S. Boeder, A. Malhotra, and S. R. Patel, "New developments in the use of positive airway pressure for obstructive sleep apnea.," *J. Thorac. Dis.*, vol. 7, no. 8, pp. 1323–42, Aug. 2015, doi: 10.3978/j.issn.2072-1439.2015.07.30.
- [29] R. N. Aurora *et al.*, "Updated adaptive servo-ventilation recommendations for the 2012 AASM guideline: 'The treatment of central sleep apnea syndromes in adults: Practice parameters with an evidence-based literature review and meta-analyses,'" *J. Clin. Sleep Med.*, 2016, doi: 10.5664/jcsm.5812.
- [30] N. Ding and X. Zhang, "Transvenous phrenic nerve stimulation, a novel therapeutic approach for central sleep apnea," *J. Thorac. Dis.*, vol. 10, no. 3, pp. 2005–2010, Mar. 2018, doi: 10.21037/jtd.2018.03.59.
- [31] X. Zhou, Q. Lu, S. Li, Z. Pu, F. Gao, and B. Zhou, "Risk factors associated with the severity of obstructive sleep apnea syndrome among adults," *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–6, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-70286-6.
- [32] Z. Xu *et al.*, "Risk factors of obstructive sleep apnea syndrome in children," *J. Otolaryngol. - Head Neck Surg.*, vol. 49, no. 1, pp. 3–9, 2020, doi: 10.1186/s40463-020-0404-1.
- [33] A. Viswanath, J. Ramamurthy, S. P. S. Dinesh, and A. Srinivas, "Obstructive sleep apnea: awakening the hidden truth.," *Niger. J. Clin. Pract.*, vol. 18, no. 1, pp. 1–7, doi: 10.4103/1119-3077.146964.
- [34] N. M. Punjabi, "The epidemiology of adult obstructive sleep apnea.," *Proc. Am. Thorac. Soc.*, vol. 5, no. 2, pp. 136–43, Feb. 2008, doi: 10.1513/pats.200709-155MG.

Bibliografia

- [35] W. W. Flemons *et al.*, "Sleep-related breathing disorders in adults: Recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research," *Sleep*, vol. 22, no. 5, pp. 667–689, 1999, doi: 10.1093/sleep/22.5.667.
- [36] S. Javaheri, "Treatment of obstructive and central sleep apnoea in heart failure: practical options," *Eur. Respir. Rev.*, vol. 16, no. 106, pp. 183–188, Dec. 2007, doi: 10.1183/09059180.00010607.
- [37] C. Guilleminault and A. Bassiri, "Clinical Features and Evaluation of Obstructive Sleep Apnea-Hypopnea Syndrome and Upper Airway Resistance Syndrome," in *Principles and Practice of Sleep Medicine*, Elsevier, 2005, pp. 1043–1052.
- [38] S. A. Stewart, E. Penz, M. Fenton, and R. Skomro, "Investigating Cost Implications of Incorporating Level III At-Home Testing into a Polysomnography Based Sleep Medicine Program Using Administrative Data," *Can. Respir. J.*, vol. 2017, pp. 1–7, 2017, doi: 10.1155/2017/8939461.
- [39] V. K. Kapur *et al.*, "Clinical Practice Guideline for Diagnostic Testing for Adult Obstructive Sleep Apnea: An American Academy of Sleep Medicine Clinical Practice Guideline," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 13, no. 03, pp. 479–504, Mar. 2017, doi: 10.5664/jcsm.6506.
- [40] N. A. Collop *et al.*, "Obstructive Sleep Apnea Devices for Out-Of-Center (OOC) Testing: Technology Evaluation," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 07, no. 05, pp. 531–548, Oct. 2011, doi: 10.5664/JCSM.1328.
- [41] Comarch S.A., "Zdalna Opieka Kardiologiczna - Comarch CardioVest." <https://www.comarch.pl/healthcare/produkty/zdalna-opieka-medyczna/zdalna-opieka-kardiologiczna/comarch-cardiovest/>.
- [42] C. Zwillich, T. Devlin, D. White, N. Douglas, J. Weil, and R. Martin, "Bradycardia during sleep apnea. Characteristics and mechanism.," *J. Clin. Invest.*, vol. 69, no. 6, pp. 1286–1292, Jun. 1982, doi: 10.1172/JCI110568.

- [43] W. W. Flemons *et al.*, “Home Diagnosis of Sleep Apnea: A Systematic Review of the Literature,” *Chest*, vol. 124, no. 4, pp. 1543–1579, Oct. 2003, doi: 10.1378/chest.124.4.1543.
- [44] J-Flex, “Electrically Conductive Silicone Sheet.” https://www.j-flex.com/wp-content/uploads/2019/09/J-Flex-Datasheet_Electrically-Conductive-Silicone-Sheet-65-Shore-A.pdf.
- [45] Nonin, “Nonin OEM III Module.” <https://www.nonin.com/products/oem3/>.
- [46] Nonin, “Nonin 8000A.” <https://www.nonin.com/products/8000a/>.
- [47] Philips, “Alice NightOne.” <https://www.philips.pl/healthcare/medical-specialties/sleep-apnea-care/alice-night-one>.
- [48] Nox Medical, “Nox T3s.” <https://noxmedical.com/noxt3s/>.
- [49] Bittium, “Bittium Respiro.” <https://www.bittium.com/medical/home-sleep-apnea-testing>.
- [50] J. Drzazga and B. Cyganek, “Offset compensation in resistive stretch sensors using low frequency feedback topology,” *Electronics*, (in press).
- [51] S. McKennoch and D. M. Wilson, “Autoranging compensation for variable baseline chemical sensors,” in *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, Feb. 2002, pp. 96–107, doi: 10.1117/12.456946.
- [52] P. Mantenuto, A. De Marcellis, and G. Ferri, “Uncalibrated Analog Bridge-Based Interface for Wide-Range Resistive Sensor Estimation,” *IEEE Sens. J.*, vol. 12, no. 5, pp. 1413–1414, May 2012, doi: 10.1109/JSEN.2011.2172414.
- [53] K. Kishore, S. Malik, M. S. Baghini, and S. A. Akbar, “A Dual-Differential Subtractor-Based Auto-Nulling Signal Conditioning Circuit for Wide-Range Resistive Sensors,” *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 6, pp. 3047–3056, Mar. 2020, doi: 10.1109/JSEN.2019.2955015.

Bibliografia

- [54] A. De Marcellis, G. Ferri, and P. Mantenuto, "A novel 6-decades fully-analog uncalibrated Wheatstone bridge-based resistive sensor interface," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 189, pp. 130–140, Dec. 2013, doi: 10.1016/j.snb.2013.02.014.
- [55] M. Das, V. Sivakami, A. Pal, and B. Vasuki, "Analog-digital conditioning circuit for RTD temperature measurement," in *2018 15th IEEE India Council International Conference (INDICON)*, Dec. 2018, pp. 1–5, doi: 10.1109/INDICON45594.2018.8987077.
- [56] T. Miyazaki, S. Nakagawa, and H. Ishikuro, "High-Resolution Auto-Balancing Wheatstone-Bridge with Successive Approximation of $\Delta\Sigma$ -Modulated Digitally Controlled Variable Resistor," in *2019 26th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems (ICECS)*, Nov. 2019, pp. 474–477, doi: 10.1109/ICECS46596.2019.8965187.
- [57] M. Leinonen, J. Juuti, and H. Jantunen, "Interface circuit for resistive sensors utilizing digital potentiometers," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 138, no. 1, pp. 97–104, Jul. 2007, doi: 10.1016/j.sna.2007.04.017.
- [58] C. D. Johnson and C. Chen, "Bridge-to-computer data acquisition system with feedback nulling," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 39, no. 3, pp. 531–534, Jun. 1990, doi: 10.1109/19.106287.
- [59] V. Jain and B. George, "Self-balancing digitizer for resistive half-bridge," in *2018 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, May 2018, pp. 1–5, doi: 10.1109/I2MTC.2018.8409761.
- [60] F. M. L. van der Goes and G. C. M. Meijer, "A simple accurate bridge-transducer interface with continuous autocalibration," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 46, no. 3, pp. 704–710, Jun. 1997, doi: 10.1109/19.585437.
- [61] A. De Marcellis, G. Ferri, and P. Mantenuto, "Uncalibrated operational amplifier-based sensor interface for capacitive/resistive sensor applications," *IET Circuits, Devices Syst.*, vol. 9, no. 4, pp. 249–255, Jul. 2015, doi: 10.1049/iet-cds.2014.0248.

- [62] K. Mochizuki and K. Watanabe, "A high-resolution, linear resistance-to-frequency converter," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 45, no. 3, pp. 761–764, Jun. 1996, doi: 10.1109/19.494596.
- [63] K. Elangovan and C. Sreekantan Anoop, "Simple and Efficient Relaxation-Oscillator-Based Digital Techniques for Resistive Sensors — Design and Performance Evaluation," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 69, no. 9, pp. 6070–6079, Sep. 2020, doi: 10.1109/TIM.2020.2972048.
- [64] Analog Devices, "Datasheet: AD8402: 2-Channel Digital Potentiometer," 2010. http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD8400_8402_8403.pdf.
- [65] S. F. Quan *et al.*, "The Sleep Heart Health Study: Design, rationale, and methods," *Sleep*, 1997, doi: 10.1093/sleep/20.12.1077.
- [66] G. Q. Zhang *et al.*, "The National Sleep Research Resource: Towards a sleep data commons," *J. Am. Med. Informatics Assoc.*, 2018, doi: 10.1093/jamia/ocy064.
- [67] "St. Vincent's University Hospital / University College Dublin sleep apnea database." <http://physionet.org/physiobank/database/ucddb/> (accessed Sep. 28, 2020).
- [68] A. L. Goldberger *et al.*, "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals.," *Circulation*, 2000, doi: 10.1161/01.cir.101.23.e215.
- [69] J. Drzazga and B. Cyganek, "An LSTM Network for Apnea and Hypopnea Episodes Detection in Respiratory Signals," *Sensors*, vol. 21, no. 17, p. 5858, Aug. 2021, doi: 10.3390/s21175858.
- [70] S. Hochreiter and J. Schmidhuber, "Long Short-Term Memory," *Neural Comput.*, 1997, doi: 10.1162/neco.1997.9.8.1735.
- [71] N. Srivastava, G. Hinton, A. Krizhevsky, I. Sutskever, and R. Salakhutdinov, "Dropout: A simple way to prevent neural networks from overfitting," *J. Mach. Learn. Res.*, 2014.

Bibliografia

- [72] D. P. Kingma and J. L. Ba, "Adam: A method for stochastic optimization," 2015.
- [73] T. Van Steenkiste, W. Groenendaal, Di. Beschrijver, and T. Dhaene, "Automated Sleep Apnea Detection in Raw Respiratory Signals Using Long Short-Term Memory Neural Networks," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 23, no. 6, pp. 2354–2364, 2019, doi: 10.1109/JBHI.2018.2886064.
- [74] C. W. Whitney *et al.*, "Reliability of scoring respiratory disturbance indices and sleep staging," *Sleep*, 1998, doi: 10.1093/sleep/21.7.749.
- [75] A. Vaswani *et al.*, "Attention Is All You Need." arXiv, 2017, doi: 10.48550/ARXIV.1706.03762.
- [76] C. Raffel *et al.*, "Exploring the Limits of Transfer Learning with a Unified Text-to-Text Transformer." arXiv, 2019, doi: 10.48550/ARXIV.1910.10683.
- [77] G. Zerveas, S. Jayaraman, D. Patel, A. Bhamidipaty, and C. Eickhoff, "A Transformer-based Framework for Multivariate Time Series Representation Learning," in *Proceedings of the 27th ACM SIGKDD Conference on Knowledge Discovery & Data Mining*, Aug. 2021, pp. 2114–2124, doi: 10.1145/3447548.3467401.
- [78] Q. Wen *et al.*, "Transformers in Time Series: A Survey." arXiv, 2022, doi: 10.48550/ARXIV.2202.07125.
- [79] S. Hu, W. Cai, T. Gao, and M. Wang, "A Hybrid Transformer Model for Obstructive Sleep Apnea Detection Based on Self-Attention Mechanism Using Single-Lead ECG," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 71, pp. 1–11, 2022, doi: 10.1109/TIM.2022.3193169.
- [80] M. W. Johns, "A New Method for Measuring Daytime Sleepiness: The Epworth Sleepiness Scale," *Sleep*, vol. 14, no. 6, pp. 540–545, Nov. 1991, doi: 10.1093/sleep/14.6.540.
- [81] D. J. Buysse, C. F. Reynolds, T. H. Monk, S. R. Berman, and D. J. Kupfer, "The Pittsburgh sleep quality index: A new instrument for psychiatric practice and research," *Psychiatry Res.*, vol. 28, no. 2, pp. 193–213, May 1989, doi: 10.1016/0165-1781(89)90047-4.

- [82] F. Chung, Y. Yang, R. Brown, and P. Liao, "Alternative Scoring Models of STOP-Bang Questionnaire Improve Specificity To Detect Undiagnosed Obstructive Sleep Apnea," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 10, no. 09, pp. 951–958, Sep. 2014, doi: 10.5664/jcsm.4022.

Spis rysunków

Rys. 1 Zestaw Comarch PulmoVest	10
Rys. 2 Instrukcja zakładania urządzenia Comarch PulmoVest.....	12
Rys. 3 Comarch PulmoVest gotowy do rejestracji.....	13
Rys. 4 Odkładanie rejestratora na stację dokującą	13
Rys. 5 Schemat blokowy przepływu danych w systemie poligraficznym Comarch PulmoVest. Na podstawie [11].....	14
Rys. 6 Rejestrator Comarch PulmoVest – widok z góry i z dołu	16
Rys. 7 Schemat blokowy rejestratora Comarch PulmoVest. Strzałki z lewej strony obrazują czujniki wykorzystywane przy rejestracji zapisu, natomiast z prawej znajduje się interfejs wykorzystywany przy zgrywaniu danych.....	17
Rys. 8 Termiczna kaniula nosowa zastosowana w prototypie systemu Comarch PulmoVest.	19
Rys. 9 Pas Comarch PulmoVest, widok z góry i z dołu. W centralnej części górnego zdjęcia znajduje się złącze rejestratora. Na ujęciu dolnym widoczne cztery elektrody EKG. Rezystancyjny czujnik wysiłku oddechowego znajduje się wewnątrz pasa.	20
Rys. 10 Sonda pulsoksymetru Nonin 8000AA [46] zastosowana w urządzeniu Comarch PulmoVest.....	20
Rys. 11 Schemat układu obsługującego rezystancyjny czujnik wysiłku oddechowego (LTspice) [50].....	24
Rys. 12 Prototyp rezystancyjnego czujnika oddechowego [50]	25
Rys. 13 Wyjście układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości dla rezystancji testowej (LTspice) [50].....	26

Rys. 14 Powiększony fragment wyjścia układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości, zamieszczonego na Rys. 13 (LTspice) [50]	27
Rys. 15 Analiza fazowa układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości (LTspice) [50].....	28
Rys. 16 Prototyp układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości [50].....	28
Rys. 17 Wyjście prototypu układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości dla wymuszenia sinusoidalnego o zmiennej amplitudzie. Kolorem czerwonym zaznaczono zmierzony sygnał wyjściowy, a niebieskim uzyskany analitycznie przebieg odpowiadający sygnałowi wejściowemu, wyrównany z wyjściem [50].....	29
Rys. 18 Wyjście prototypu układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości dla wymuszenia skokowego. Kolorem czerwonym zaznaczono zmierzony sygnał wyjściowy, a niebieskim uzyskany analitycznie przebieg odpowiadający sygnałowi wejściowemu, wyrównany z wyjściem [50].....	30
Rys. 19 Wyjścia układu ze sprzężeniem zwrotnym niskiej częstotliwości podczas zmian pozycji przez pacjentów. Zarejestrowane sygnały oddechowe znajdują się na górnych wykresach, a odpowiadające im zmiany położeń ciała pacjentów na dolnych. Sygnały zarejestrowane przez Comarch PulmoVest podczas eksperymentu medycznego opisanego w rozdziale 5.1 [50].....	32
Rys. 20 Schemat blokowy architektury na bazie LSTM do wykrywania epizodów bezdechu sennego [69]	37
Rys. 21 Schemat blokowy sieci LSTM do wykrywania i klasyfikacji zaburzeń oddechu [69]....	38
Rys. 22 Sygnały oddechowe (kolor niebieski) wraz z wyjściami pierwszej sieci LSTM (linie zielona, żółta i czerwona), sygnałem minimalnej energii (linia szara) oraz zaburzeniami oddechu oznaczonymi przez specjalistę (żółte i czerwone prostokąty) [69]	39

Spis rysunków

- Rys. 23 Sygnały oddechowe (kolor niebieski) wraz z wyjściami drugiej sieci LSTM (linie zielona, żółta i czerwona), zaburzeniami oddechu oznaczonymi przez specjalistę (górny rząd prostokątów) oraz końcowymi markerami proponowanymi przez algorytm (dolny rząd prostokątów) [69]41
- Rys. 24 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów dla pięciokrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69].....45
- Rys. 25 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego, wartości normalizowane wierszami. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]46
- Rys. 26 Jakość estymacji REI przez jedną z instancji algorytmu. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69].....47
- Rys. 27 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego z pominięciem okresów wybudzenia. Wartości normalizowane wierszami. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]48
- Rys. 28 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów z pominięciem okresów wybudzenia dla pięciokrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) Zbiór testowy z bazy SHHS-1, (b) Baza PhysioNet [69]50
- Rys. 29 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów dla pierwszego klasyfikatora. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM, (b) Transformer52
- Rys. 30 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM, (c) Transformer-Transformer53

Rys. 31 Tablice pomyłek dla klasyfikacji epizodów. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM, (c) Transformer-Transformer	53
Rys. 32 Sygnały generowane przez klasyfikator pierwszego stopnia. Intensywne kolory prezentują przebiegi czasowe prawdopodobieństw po uśrednieniu, półprzezroczyste natomiast dane uzyskane bezpośrednio z modelu. Zbiór testowy z bazy SHHS-1 dla jednej z instancji algorytmu. (a) LSTM, (b) Transformer	54
Rys. 33 Porównanie indeksów AHI wyznaczonych przy użyciu Comarch PulmoVest i Alice NightOne.....	60
Rys. 34 Porównanie stopnia zaawansowania choroby wyznaczonego przez Comarch PulmoVest i Alice NightOne	62
Rys. 35 Porównanie ilości epizodów bezdechu obturacyjnego oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne	63
Rys. 36 Porównanie ilości epizodów sptyceń oddechu oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne	64
Rys. 37 Porównanie ilości epizodów bezdechu ośrodkowego oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne	65
Rys. 38 Epizody bezdechu sklasyfikowane jako obturacyjne na Alice NightOne a ośrodkowe na Comarch PulmoVest	66
Rys. 39 Porównanie ilości epizodów bezdechu mieszanego oznaczonych w zapisach Comarch PulmoVest i Alice NightOne	67
Rys. 40 Epizody bezdechu sklasyfikowane jako obturacyjne na Alice NightOne a mieszane na Comarch PulmoVest	68

Spis rysunków

- Rys. 41 Skalowanie sygnału wysiłku oddechowego za pomocą mnożenia przez odwrotność filtrowanej dolnoprzepustowo obwiedni. Sygnał oddechowy z pasa rezystancyjnego zaznaczono kolorem niebieskim, zaś filtrowaną dolnoprzepustowo obwiednię naniesiono na pomarańczowo.73
- Rys. 42 Tablica pomyłek klasyfikacji epizodów dla trzykrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.76
- Rys. 43 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla 3-krotnej walidacji krzyżowej. Każde z pól zawiera wartość średnią i odchylenie standardowe dla trzech instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.77
- Rys. 44 Tablica pomyłek klasyfikacji epizodów z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2 dla trzykrotnej walidacji krzyżowej, średnia arytmetyczna i odchylenie standardowe. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.80
- Rys. 45 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla 3-krotnej walidacji krzyżowej z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2. Każde z pól zawiera wartość średnią i odchylenie standardowe dla trzech instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.81
- Rys. 46 Tablice pomyłek klasyfikacji epizodów dla pierwszego klasyfikatora. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM, (b) Transformer84
- Rys. 47 Sygnały generowane przez klasyfikator pierwszego stopnia. Intensywne kolory prezentują przebiegi czasowe prawdopodobieństw po uśrednianiu, półprzezroczyste natomiast dane uzyskane bezpośrednio z modelu. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z iteracji algorytmu. (a) LSTM, (b) Transformer84

Rys. 48 Tablice pomyłek dla klasyfikacji zapisów na podstawie estymowanego stopnia zaawansowania bezdechu sennego. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM.....	85
Rys. 49 Tablice pomyłek dla klasyfikacji epizodów. Zbiór testowy z bazy Comarch PulmoVest dla jednej z instancji algorytmu. Wartości znormalizowane wierszami i zaokrąglone do dwóch miejsc po przecinku. (a) LSTM-LSTM, (b) Transformer-LSTM.....	85
Rys. 50 Porównanie danych z kwestionariuszy Epworth z wynikami pomiarów	87
Rys. 51 Porównanie danych z kwestionariuszy Pittsburgh z wynikami pomiarów	87
Rys. 52 Porównanie danych z kwestionariuszy STOP-BANG z wynikami pomiarów.....	87

Spis tabel

Tabela 1 Podsumowanie torów pomiarowych Comarch PulmoVest	18
Tabela 2 Podsumowanie wykorzystanej części bazy SHHS-1 [69].....	42
Tabela 3 Podsumowanie bazy PhysioNet [69].....	43
Tabela 4 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich instancji algorytmu. Wartości dla baz danych SHHS-1/PhysioNet [69]	44
Tabela 5 Dokładność klasyfikacji stopnia zaawansowania bezdechu sennego dla każdej z pięciu instancji modelu. Wartości dla baz danych SHHS-1/PhysioNet [69].....	45
Tabela 6 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat REI, HI i AI. Dane uśrednione dla pięciu instancji modelu, uzyskane na bazie danych SHHS-1/PhysioNet [69].....	47
Tabela 7 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat REI, HI i AI. Dane uśrednione dla pięciu instancji modelu, uzyskane na bazie danych SHHS-1/PhysioNet z pominięciem okresów wybudzenia [69]	49
Tabela 8 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich instancji algorytmu z pominięciem okresów wybudzenia. Wartości dla baz danych SHHS-1/PhysioNet [69].....	50
Tabela 9 Podsumowanie danych zebranych w ramach eksperymentu medycznego	58
Tabela 10 Porównanie różnic algorytmów dla NSRR i Comarch PulmoVest. Szczegółowy opis w tekście	70
Tabela 11 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich iteracji algorytmu. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.	75
Tabela 12 Dokładność klasyfikacji stopnia zaawansowania bezdechu sennego dla każdej z trzech instancji modelu. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.....	77

Tabela 13 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat AHI, HI i AI. Dane uśrednione dla trzech instancji modelu, uzyskane na danych z urządzenia Comarch PulmoVest.	78
Tabela 14 Jakość klasyfikacji zaburzeń oddechu dla wszystkich instancji algorytmu z dodatkowym użyciem sygnału SpO2. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.	80
Tabela 15 Dokładność klasyfikacji stopnia zaawansowania bezdechu sennego dla każdej z trzech instancji modelu z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2. Dane z urządzenia Comarch PulmoVest.	81
Tabela 16 Średni błąd bezwzględny, odchylenie standardowe, błąd minimalny, maksymalny oraz współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana estymat AHI, HI i AI. Dane uśrednione dla trzech instancji modelu z dodatkowym wykorzystaniem sygnału SpO2, uzyskane na danych z urządzenia Comarch PulmoVest.	82