

Załącznik nr 2

do Wniosku z dnia 15 maja 2017r. o przeprowadzenie postępowania habilitacyjnego

AUTOREFERAT

**Ekstrakcja i selekcja istotnych spersonalizowanych cech
diagnostycznych na podstawie analizy
czasowo-częstotliwościowej wielokanałowych sygnałów z
sieci sensorycznych dla potrzeb biomedycznych**

Spis treści

1.	Dane osobowe i przebieg zatrudnienia w jednostkach naukowych	2
1.1.	Dane osobowe	2
1.2.	Posiadane dyplomy i stopnie naukowe	2
1.3.	Przebieg zatrudnienia w jednostkach naukowych	2
2.	Podsumowanie wskaźników bibliometrycznych habilitanta	3
3.	Wskazanie osiągnięcia naukowego	4
3.1.	Tytuł osiągnięcia naukowego.....	4
3.2.	Opis osiągnięcia naukowego.....	4
3.2.1.	Wprowadzenie	4
3.2.2.	Cele badawcze.....	4
3.2.3.	Migotanie przedsionków - tachykardia nadkomorowa. Opis zjawiska i przegląd istniejących algorytmów detekcji.....	7
3.2.4.	Analiza skuteczności algorytmów wykrywania migotania przedsionków w tym proponowanego przez habilitanta	10
3.3.	Metodologia tworzenia <i>falki spersonalizowanej</i> i jej użycia w ekstrakcji istotnych cech sygnałów biomedycznych dla tworzenia optymalnych wektorów cech, specyficznych dla danego problemu medycznego.....	12
3.4.	Obszar modelowania zjawisk regulacji w organizmie na przykładzie detekcji zdarzeń bruxizmu sennego i regulacji w układzie sercowo-naczyniowym.....	13
3.5.	Sieci sensoryczne z kanałami sygnałów ruchu jako nowatorskie systemy bezpieczeństwa oraz interfejsy Człowiek-Maszyna (<i>Man-Machine Interface, MMI</i>)	14
3.6.	Podsumowanie. Perspektywy rozwoju metod ekstrakcji cech wielokanałowych sygnałów z sieci sensorycznych.....	15
4.	Pozostałe tematy prac naukowo-badawczych, nieujęte w osiągnięciu habilitacyjnym...	17
5.	Skrótowe przedstawienie pozostałych wybranych obszarów aktywności habilitanta....	18
6.	Bibliografia.....	18
7.	Wykaz wybranych publikacji stanowiących osiągnięcie naukowe	22

1. Dane osobowe i przebieg zatrudnienia w jednostkach naukowych

1.1. Dane osobowe

Imię i Nazwisko: Paweł Kostka,

Data urodzenia: 23.06.1970 r.,

1.2. Posiadane dyplomy i stopnie naukowe

Magister inżynier

Gliwice, 1996, Politechnika Śląska, Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki, Instytut Elektroniki, kierunek: Elektronika i Telekomunikacja, specjalność: Elektronika Biomedyczna, praca magisterska pt. *"Implementacja programowa wybranych metod dekompozycji sygnału zmienności rytmu serca HRV"*, wyróżnienie, promotor: prof. dr hab. inż. Ewaryst Tkacz.

Doktor nauk technicznych

Gliwice, 2001, Politechnika Śląska, Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki, dyscyplina: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, praca pt. *"Zastosowanie systemów waveletowo-neuronowych do klasyfikacji i identyfikacji zdarzeń biomedycznych"*, wyróżnienie, promotor: prof. dr hab. inż. Ewaryst Tkacz.

1.3. Przebieg zatrudnienia w jednostkach naukowych

Wrzesień 1996 – Październik 2001

Politechnika Śląska, Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki, Instytut Elektroniki, Zakład Elektroniki Biomedycznej. Stanowisko: asystent. Stypendysta studiów doktoranckich.

Listopad 2001 – Wrzesień 2004

Politechnika Śląska, Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki, Instytut Elektroniki, Zakład Elektroniki Biomedycznej. Stanowisko: adiunkt.

Październik 2004 – Wrzesień 2011

Politechnika Śląska, Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki, Instytut Elektroniki, Zakład Elektroniki Biomedycznej. Stanowisko: adiunkt.

Październik 2011 – aktualnie

Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Katedra Biosensorów i Przetwarzania Sygnałów Biomedycznych. Stanowisko: adiunkt

Pełnione funkcje podczas pracy w jednostkach naukowych:

- Prodziekan ds. studenckich, Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Biomedycznej. Kadencja: 2012-2016 oraz 2016 – aktualnie,

- Członek Senatu Politechniki Śląskiej: 2010-2012,
- Członek Rady Wydziału Inżynierii Biomedycznej Pol. Śl.: 2010-aktualnie.

2. Podsumowanie wskaźników bibliometrycznych habilitanta

Całkowita liczba publikacji:	129
Po uzyskaniu stopnia doktora nauk technicznych:	112
w tym:	
• w czasopismach recenzowanych:	19 (7 z LF JCR, 12 z listy B MNiSW)
• rozdziały w monografiach:	11 (7 indeksowanych na WoS)
• w recenzowanych materiałach konferencyjnych:	62 (51 indeks. na WoS)
• pozostałe:	20

h-index, liczba cytowań (bez autocytowań) (autor: Paweł Kostka, na dzień 10.05.2017):

- Raport bazy WEB of SCIENCE: **h-index = 6, 65 cytowań,**
- Raport bazy Scopus: **h-index = 6, 128 cytowań,**
- Raport bazy Google Scholar: **h-index = 8, 253 cytowania,**
- Raport bazy Harzing's Publish or Perish: **h-index = 8, 252 cytowania.**

Sumaryczny Impact Factor	SumIF = 6.42
Liczba punktów MNiSW	384

3. Wskazanie osiągnięcia naukowego

3.1. Tytuł osiągnięcia naukowego

"Ekstrakcja i selekcja istotnych, spersonalizowanych cech diagnostycznych na podstawie analizy czasowo-częstotliwościowej wielokanałowych sygnałów z sieci sensorycznych dla potrzeb biomedycznych "

3.2. Opis osiągnięcia naukowego

3.2.1. Wprowadzenie

Na wstępie przedstawienia swojego osiągnięcia habilitacyjnego, chciałbym krótko naświetlić charakterystyczną dla siebie rolę badacza w realizacji często interdyscyplinarnych projektów charakterystycznych dla Inżynierii Biomedycznej, wynikającą z mojej specjalizacji leżącej w obszarze przetwarzania jednowymiarowych sygnałów biomedycznych. Towarzyszyła mi ona zarówno w pierwszym okresie pracy naukowej, poświęconej detekcji choroby naczyń wieńcowych oraz modelowaniu pracy protez zastawek serca na bazie sygnałów ciśnień i przepływów hydraulicznych, zwieńczonej obroną pracy doktorskiej i uzyskaniem stopnia doktora nauk technicznych w 2001r., jak również w kolejnym okresie rozwoju naukowego, podsumowanego w niniejszym autoreferacie.

Specyfika prac badawczych mojego pola polega na opracowywaniu nowatorskich metod zmierzających do wydobycia ukrytych informacji zawartych w surowym materiale diagnostycznym, bazując na narzędziach matematycznych, adaptowanych dla potrzeb przetwarzania sygnałów. Dzięki wspólnej pracy z ekspertami m.in. z obszaru nauk medycznych i podstawowych, którzy inicjując projekt, wskazują medyczne problemy badawcze, a następnie na etapach końcowych weryfikują otrzymane efekty, opracowane metody przetwarzania danych mogą znaleźć realne zastosowanie we wspomaganie diagnostyki i terapii medycznej a obecnie coraz szerzej ingerują również w obszar wspomaganie sportu, promowanego szeroko zdrowego trybu życia, czy "inteligentnej" - wyposażonej w bazę wiedzy i reguł decyzyjnych, zdalnej opieki osób starszych i przewlekłe chorych w warunkach domowych zamiast szpitalnych - *"from hospital to home"*.

3.2.2. Cele badawcze

W dobie dynamicznego rozwoju technologii sensorycznych, coraz wydajniejszych, mniej inwazyjnych, mniej energochłonnych i mniej uciążliwych dla pacjentów systemów akwizycji danych w tym sygnałów biomedycznych, możliwa i dostępna już na etapie badań przesiewowych, staje się możliwość synchronicznego, wielokanałowego pomiaru kilku wielkości charakteryzujących w sposób bardziej kompletny stan fizjologiczny obiektu biologicznego. Powiązując sieci czujników monitorujących stan fizjologiczny człowieka - obiektu biologicznego, z dynamicznie rozwijającymi się systemami *"inteligencji otoczenia"* (*ambient intelligence*) równoległe z *"internetem rzeczy"* (*internet of things*) [1] ilość dwukierunkowych kanałów przepływu informacji i wymiany danych będzie dynamicznie rosła. Biorąc pod uwagę ilość gromadzonych informacji, często nadmiarowych w kontekście danego problemu diagnostycznego czy terapeutycznego, jednym z kluczowych zagadnień w dalszej analizie danych, w szczególności biomedycznych, jest opracowanie efektywnych algorytmów ekstrakcji i selekcji wybranych, istotnych dla danego zagadnienia cech. Eliminacja redundancji informacji, zawartej w surowych próbkach sygnałów pomiarowych

pozwala bardziej efektywnie opracować struktury klasyfikatorów przygotowanych optymalnych wektorów cech, w tym należących do grupy metod inspirowanych rozwiązaniami biologicznymi [2][3][4].

W niniejszym osiągnięciu naukowym, przedstawiono autorskie algorytmy wyznaczania oryginalnych wektorów cech, uwzględniających specyfikę analizowanego problemu, których składowe są rezultatem wielokanałowej analizy sygnałów biomedycznych przeprowadzonej w dziedzinach: czasu (T), częstotliwości (F) oraz w mieszanej dziedzinie czasowo-częstotliwościowej (T-F). Własności narzędzi matematycznych tej grupy metod dekompozycji T-F sygnału na podpasma częstotliwościowe, pozwalają jak porównują to twórcy metody [54],[55],[56] patrzeć na sygnał z użyciem "mikroskopu" o regulowanej ostrości uwypuklając zarówno składniki wolnozmiennne (aproksymacje) jak i szybkozmiennne (detale) - aby "patrzeć na las widzieć i drzewa". Ta cecha znakomicie predysponuje metody tej grupy do **analizy sygnałów niestacjonarnych**, o parametrach zmiennych w czasie, które charakterystyczne dla opisu obiektów i zjawisk biomedycznych znajdują się w centrum zainteresowań prac badawczych habilitanta w przedstawionych poniżej problemach medycznych.

Istotnym elementem wprowadzonym w metodologii ekstrakcji cech, która w założeniu tych badań miała w jak największym stopniu odpowiadać specyfice danego problemu lub przypadku medycznego, było opracowanie przez habilitanta tzw. **falki spersonalizowanej** - podstawowej funkcji matematycznej dla analizy czasowo-częstotliwościowej odpowiedniej dla niestacjonarnych sygnałów biomedycznych, która jest stworzona jako nowa funkcja matematyczna o wymaganych cechach, na bazie wzorca powstałego na podstawie diagnostyki konkretnego pacjenta lub badanego zjawiska w przypadku identyfikacji systemów lub modelowania [PK_OH1], [PK_OH5]. Pozwala to na uzyskanie falki podstawowej, o cechach optymalnie przystosowanych do analizy sygnałów stanowiących nośnik informacji charakteryzujący analizowany problem. Osiągnięcie to wpisuje się w aktualnie dynamicznie rozwijającą się w wielu polach Inżynierii Biomedycznej gałąź medycyny spersonalizowanej, wykorzystującej najnowsze osiągnięcia technologii w połączeniu z nowymi metodami wspomagania diagnostyki i terapii tworząc w efekcie nowego typu procedury medyczne.

Opracowana metodologia badawcza, została następnie zgodnie ze specyfiką specjalizacji habilitanta, leżącej w zakresie przetwarzania sygnałów, nakreślonej w pkt. 3.2.1 wykorzystana w analizie przydatności dla konkretnych problemów medycznych, w których mogłaby wspomóc proces diagnostyki medycznej lub poprawić jakość opracowywanych modeli obiektów lub zjawisk biomedycznych.

W ramach przedstawianego osiągnięcia, stanowiącego syntezę prac badawczych habilitanta z okresu ostatnich kilkunastu lat, opracowane nowatorskie podejście ekstrakcji cech dla utworzenia nowego wektora najbardziej istotnych parametrów opisujących postawiony problem medyczny z wykorzystaniem spersonalizowanych falek podstawowych wykorzystano do poprawy jakości systemów doradczych dla trzech problemów badawczych:

- 1) **wspomaganie diagnostyki patologii rytmu serca migotania przedsionków-tachykardii nadkomorowej**, która niewykryta odpowiednio wcześniej niesie za sobą poważne zagrożenia następstwem udarów mózgu u pacjentów, z powodu powstawania struktur skrzeplinowych w krwioobiegu na skutek lokalnych, oscylacyjnych wymuszeń ruchu krwi.
- 2) **modelowanie wybranych systemów i obiektów biologicznych na przykładzie układu regulacji patologii bruksizmu sennego i opracowania systemu jego**

wczesnego wykrywania [PK3_OH] oraz opracowania modelu połączeń naczyniowych wspomagających przepływ krwi w schorzeniach paliatywnych [PK4_OH].

W przypadku problemu badawczego zmierzającego do identyfikacji modelu powstawania epizodów bruksizmu wektory istotnych cech diagnostycznych wyznaczone są na podstawie analizy sygnałów z hybrydowej sieci sensorycznej, złożonej z sygnałów bioelektrycznych (EKG, EMG, HRV) zintegrowanych z sygnałami ruchu (mikro czujniki MEMS) rejestrowanego z powierzchni żuchwy pacjenta (co jest nowatorskim elementem wprowadzonym podczas badań przez habilitanta, ujętym w niniejszym osiągnięciu). Istotny problem medyczny powodujący nie tylko niekorzystne zmiany w obrębie obszaru szczękowo-twarzowego, ale również rzutujący na stan całego układu kostnego, włącznie ze niekorzystnymi zmianami w obrębie kręgosłupa.

W przypadku wykorzystania metod analizy czasowo-częstotliwościowej w odniesieniu do modelowania zjawisk przepływu naczyniowego na bazie sygnałów ciśnień $P(t)$ i przepływów $Q(t)$, opracowana metodologia pozwoliła określić charakterystyczne punkty ww. krzywych w cyklu pracy pulsacyjnej mięśnia sercowego, co pozwoliło na synchronizację czasową analizowanych zjawisk.

- 3) **wykorzystanie opracowanych metod ekstrakcji istotnych cech z sieci sensorów, w tym czujników ruchu** w biomedycznych systemach bezpieczeństwa np. detektorach niekontrolowanego upadku osób lub sprzętu medycznego w obrębie sali operacyjnej oraz **dla powstawania nowej generacji urządzeń komunikacji typu człowiek-maszyna (MMI: Man-Machine Interface)** wykorzystując rejestrowane z powierzchni kończyn lekarza/operatora zintegrowane sygnały bioelektryczne i biomechaniczne. Systemy MMI - pomost między technologią a jej użytkownikiem, często nie specjalistą dziedzin technicznych, stanowią bardzo istotny element współczesnych systemów wspomagania diagnostyki i terapii, który odpowiednio udostępniając lub nie funkcjonalność systemów np. aparaturowych lub mechatronicznych użytkownikowi/lekarzowi, decyduje o powodzeniu danej technologii i jej wdrożeniu do użytku klinicznego, przemysłowego lub domowego.

Podsumowując syntetyczne przedstawienie podstawowych osiągnięć habilitanta, w kontekście rozwoju technologii Inżynierii Biomedycznej - uzasadnione w mojej opinii wydaje się być podjęcie przedstawionych tematów prac badawczych dla przyczynienia się do rozwoju i poprawy jakości działania metod przesiewowych, szeroko dostępnych i nieinwazyjnych - rozwijanych obecnie dynamicznie w kierunku objęcia swoim zasięgiem jak największej liczby osób, w celu wykrycia na maksymalnie wczesnym etapie groźnych patologii.

W przypadku problemów badawczych związanych z **dodaniem do sieci sygnałów bioelektrycznych kanału sygnału ruchu** i wykorzystaniu wyników prac w rozwiązaniach systemu bezpieczeństwa i kontaktu Człowiek-Maszyna (Man-Machine Interface), opracowane metody habilitant wykorzystał podczas rozwoju projektu polskiego robota chirurgicznego RobIn Heart, jako autor 4-ch algorytmów i zaimplementowanych systemów sterowania kolejnych telemanipulatorów włącznie z RHMC2 (*trzy ramiona, 72 kanały sensoryczne, 48 jednostek napędowych wykonawczych pracujących synchronicznie w pętli odświeżanej co 1[ms]*) przyczyniając się do rozwoju tej dziedziny i zainteresowania nią w

naszym kraju, nie tylko w aspekcie technologii ale również popularyzatorskim m.in. konferencji i warsztatów treningowych chirurgii małoinwazyjnej.

Najbardziej istotna i bogato opisana w literaturze badawczej, w kontekście wspomagania diagnostyki medycznej i potencjalnych korzyści medycznych i społecznych, jest poprawa detekcji patologii migotania przedsionków. Bazując na tym problemie badawczym, przedstawiony zostanie algorytm tworzenia hybrydowego wektora cech (mieszane dziedziny czasowo-częstotliwościowe T-F), zbudowanego m.in. w oparciu o przygotowane spersonalizowane falki podstawowe. Biorąc również pod uwagę realizowany aktualnie w Polsce duży systemowy program badawczy (*NOMED-AF w ramach strategicznego programu badań naukowych i prac rozwojowych „Profilaktyka i leczenie chorób cywilizacyjnych” – STRATEGMED II*), którego celem jest zgromadzenie szerokiej (ok.3 tyś. pacjentów) bazy danych rejestracji długoterminowych (do 30 dni) pod kątem określenia częstości pojawienia się epizodów migotania przedsionków, problem ten i przegląd istniejących metod detekcji w porównaniu z metodologią przedstawioną w osiągnięciu przez habilitanta - zostanie przedstawiony najszerszej w niniejszym autoreferacie.

3.2.3. Migotanie przedsionków - tachykardia nadkomorowa. Opis zjawiska i przegląd istniejących algorytmów detekcji.

Migotanie przedsionków (ang. *atrial fibrillation*, skrót: AF, AFib) jest zaburzeniem rytmu serca polegającym na nieskoordynowanym pobudzeniu przedsionków serca, połączonym z prawidłową, zwolnioną lub przyspieszoną, najczęściej niemierną czynnością komórek serca [12, str. 93], które prowadzi do pogorszenia czynności mechanicznej przedsionków. W elektrokardiogramie (EKG) charakteryzuje się załamkiem P zastąpionym przez fale migotania, które mają zmienną amplitudę, kształt i przesunięcie czasowe, związane z nieregularnym i częstym pobudzeniem komórek [20]. Jest najczęściej spotykanym w praktyce klinicznej zaburzeniem rytmu serca, odpowiadającym za około jedną trzecią hospitalizacji z powodu zaburzeń rytmu serca [20, 53]. Występuje u około 1-2% ludności [13,28]. Częstość występowania migotania przedsionków wzrasta wraz z wiekiem [53]: 0,1% osób poniżej 50. roku życia, 1,5% u osób między 50. a 59. rokiem życia, natomiast u osób po 80. roku życia ponad 9% [21]. W ciągu ostatnich dwudziestu lat stało się jednym z najważniejszych wyzwań zdrowia publicznego, ze względu na rosnącą zachorowalność, skutki powikłań i koszty leczenia. Chociaż migotanie przedsionków nie jest chorobą bezpośrednio zagrażająca życiu, znacząco wpływa na jakość życia z powodu zmian anatomicznych oraz zaburzeń hemodynamiki i krzepliwości krwi [20].

3.2.3.1. Przegląd metod klasyfikacji migotania przedsionków

Istnieje wiele różnych klasyfikacji migotania przedsionków opartych na etiologii, charakterystyce elektrofizjologicznej, charakterystyce czasowej, objawach i jakości życia pacjenta. Schemat klasyfikacji zalecany przez amerykańskie i europejskie stowarzyszenie kardiologii stosują kryteria według charakterystyki czasowej rytmu. Na podstawie tego kryterium wyróżnia się następujące typy migotania przedsionków [13, 20, 24, 34]:

- Migotanie przedsionków rozpoznane po raz pierwszy (ang. *first detected AF*) — u pacjentów, u których wcześniej nie rozpoznano migotania przedsionków.
- Nawracające migotanie przedsionków (ang. *recurrent AF*) — jeżeli wystąpiły więcej niż dwa napady.

- Napadowe migotanie przedsionków (ang. *paroxysmal AF*) — jeżeli przynajmniej raz wystąpił napad migotania przedsionków. Napad migotania przedsionków trwa mniej niż 7 dni i ustępuje samoistnie zazwyczaj w ciągu 48 godzin.
- Przetrwale migotanie przedsionków (ang. *persistent AF*) — trwa powyżej 7 dni, nie ustępuje samoistnie.
- Utrwalone migotanie przedsionków (ang. *chronic AF* lub ang. *permanent AF*) — występuje u pacjentów, u których próby kardiowersji były nieskuteczne, lub nie podjęto takich prób.

U danego pacjenta mogą występować różne rodzaje migotania przedsionków. Migotanie przedsionków u osób poniżej 60 roku życia bez klinicznych objawów ostrych chorób układu krążenia i układu oddechowego określane jest jako samoistne migotaniem przedsionków (ang. *lone atrial fibrillation*). Rokowanie u takich pacjentów jest dobre [14, 28].

W wytycznych Europejskiego Towarzystwa Kardiologicznego z 2010 roku po raz pierwszy pojawiła się skala oceny objawów migotania przedsionków. Skala EHRA (ang. *European Heart Rhythm Association*) jest czterostopniowa skala objawów związanych z migotaniem przedsionków, analogiczna do skali niewydolności serca NYHA (ang. *New York Heart Association*) [24]. Tabela 1.1 przedstawia klasyfikację objawów związanych z migotaniem przedsionków w skali EHRA.

Tab. 1 Klasyfikacja objawów związanych z migotaniem przedsionków według skali EHRA na podstawie wytycznych ESC.

Klasa EHRA	Objaśnienie
EHRA I	Bez objawów
EHRA II	Objawy łagodne, nie utrudniają codziennej aktywności
EHRA III	Objawy ciężkie, utrudniające codzienną aktywność
EHRA IV	Objawy uniemożliwiające codzienne funkcjonowanie

Mechanizm

U podłoża migotania przedsionków stoi mechanizm reentry, czyli mnogich, małych fal nawrotnych [26, 28] — fal pobudzenia, krążących po przedsionkach, stale natrafiających na tkankę zdolną do pobudzenia [12] lub szybkie wyładowania z ektopowych źródeł pobudzenia, czyli źródeł pobudzenia spoza układu bodźcotwórczo-przewodzącego. Nieregularne wyładowania przedsionków mogą powodować nieregularne skurcze przedsionków w odpowiedzi na szybkie wyładowania ośrodka ekotopowego, występująca pojedyncza fala nawrotna lub wiele funkcjonujących fal nawrotnych [26]. Migotanie przedsionków przez wyładowania ośrodków ektopowych może przebiegać według trzech możliwych mechanizmów:

- Zwiększonej pobudliwości kardiomiocytów na skutek zwiększonego prądu jonowego w stosunku do prądu rozrusznikowego,
- wczesnych ponownych depolaryzacji (ang. *Early afterdepolarizations, EAD*),
- opóźnionych ponowne depolaryzacje (ang. *Delayed afterdepolarizations, DAD*) [26].

3.2.3.2. Diagnostyka migotania przedsionków

Diagnostyka migotania przedsionków jest stawiana na podstawie historii choroby i badań lekarskich, która potwierdza badanie EKG, czasem w formie całodobowego badania EKG metodą Holtera [20]. Wiele epizodów migotania przedsionków jest bezobjawowych [17], dlatego niezbędne jest częste lub długotrwałe monitorowanie, stanowiące również element kontroli rytmu. Ocena wyników badania Holterowskiego przez jednego lekarza jest czasochłonna, dlatego jest konieczne opracowanie metod automatycznego wykrywania migotania przedsionków [44].

na bazie cech w EKG

- niemiarowa czynność komór z częstością akcji serca zwykle około 100-150/min,
- brak załamków P [6, 7],
- nieregularne odstępy R. [7, 31],
- obecna fala migotania — fala f (falujący ruch linii izoelektrycznej najlepiej widoczny w odprowadzeniu V1 [6, 7], o częstości około 300 [21]-600 [6, 36]/min),
- zespoły QRS zwykle wąskie [14].

Badanie pomocnicze

- echokardiografia umożliwia określenie wymiarów lewego przedsionka i lewej komory, grubości ścian i czynności lewej komory, maksymalnego ciśnienia w prawej komorze, wykrycie ewentualnej wady zastawkowej, choroby osierdzia, kardiomiopatii przerostowej, czy też stwierdzenie obecności skrzepliny [20];
- echokardiografia przezprzełykowa (TEE) — umożliwia wykrycie skrzepliny w lewym przedsionku lub jego uszku [20]; rtg klatki piersiowej — umożliwia wykrycie nieprawidłowości w zakresie krążenia płucnego lub choroby płuc [20];
- próba wysiłkowa — wykonywana, jeżeli jest podejrzenie choroby niedokrwiennej serca, wątpliwej kontroli rytmu serca, wywoływanego wysiłkiem migotania przedsionków [14];
- Holter EKG — umożliwia wykrycie epizodów bezobjawowego migotania przedsionków [14];
- badania krwi pod kątem czynności tarczycy, nerek i wątroby [14].

3.2.3.3. Przegląd algorytmów wykrywania migotania przedsionków

Wykrywanie migotania przedsionków jest oparte na badaniu nieregularności odstępow RR (ang. *RR Irregularities*, skrót: RRI) lub czynności przedsionków — w tym przypadku braku załamka P [17, 25, 30, 31, 50]. Algorytmy bazujące na nieregularnościach odstępow RR są najczęściej omawianymi w literaturze przedmiotu [30]. Przykładami takich algorytmów są:

- algorytm Moody'ego i et al. wykorzystujący modele Markowa [39],
- algorytm Logana i et al. wykorzystujący testy wariancji [33],
- algorytm Linkera i et al. wykorzystujący kombinacje analiz statystycznych [32],
- algorytm Tateno i et al. wykorzystujący test Kołmogorowa-Smirnowa [50],
- algorytm Cerutti i et al. wykorzystujący modele autoregresyjne połączone porównywaniem RRI z szumem [14].

Algorytmy bazujące na czynności przedsionków wykorzystują fakt, że załamek P jest zastąpiony falą migotania i wykorzystują metody czasowe i częstotliwościowe [30]. Metody czasowe polegają na wykrywaniu nieobecności załamka P w elektrokardiogramie [30]. Metody częstotliwościowe polegają na usunięciu z sygnału EKG czynności komór — odstępu QT — oraz analizie widma tak przetworzonego sygnału. Czynność elektryczna przedsionków w migotaniu przedsionków charakteryzuje się wyższym skupieniem energii w paśmie 4–10 Hz niż u zdrowych osób [49]. Te cechy, ujawniające się w dziedzinie częstotliwości analizy

migotania przedsionków zostały wykorzystane w ekstrakcji cech z dziedzin mieszanych T-F w algorytmach dekompozycji falkowej używanej przez habilitanta.

Istnieją również algorytmy wykorzystujące zarówno RRI jak i czynność przedsionków do wykrywania migotania przedsionków. Zastosowanie dwóch kryteriów ma na celu zwiększenie skuteczności wykrywania [30]. Takimi algorytmami są:

- algorytm Schmidta i et al. wykorzystujący modele Markowa, wykrywanie braku załamka P i analizę częstotliwościową [47],
- algorytm Babaezaideha i et al. wykorzystujący nieregularności odstępów RR oraz wykrywanie braku załamka P [11],
- algorytm Couceiro i et al. wykorzystujący nieregularności odstępów RR, wykrywanie braku załamka P, analizę częstotliwościową i sztuczne sieci neuronowe [17].

3.2.3.4. Metody analizy zmienności rytmu serca

Najczęściej stosowane metody ilościowej i jakościowej analizy HRV można podzielić na kilka grup [7–9]:

- metody oparte o analizę w dziedzinie czasu (ang. *time-domain methods*),
- metody częstotliwościowe (ang. *frequency-domain methods*),
- metody czasowo-częstotliwościowe (ang. *time-frequency domain methods*),
- metody nieliniowe (ang. *non-linear methods*).

Analiza statystyczna w dziedzinie czasu jest najprostszą metodą analizy zmienności rytmu serca. Istnieje szereg współczynników, niosących informacje diagnostyczne, takich jak średnia długość odstępu RR, odchylenie standardowe, pierwiastek kwadratowy ze średniej kwadratów różnic między odstępami RR (ang. *Root Mean Square of Succesive Differences*) [3]. Analizy częstotliwościowe zmienności rytmu serca opierają się na widmie tachogramu - wykres zależności długości odstępu RR od czasu. Widmo jest zwykle dzielone na pasma, w których określana jest całkowita moc wyrażana przy użyciu poniższych współczynników:

- HF (ang. *high frequency*) — zakres częstotliwości wysokich (0,15–0,4 Hz)
- LF (ang. *high frequency*) — zakres niskich częstotliwości (0,04–0,15 Hz)
- VLF (ang. *high frequency*) — zakres bardzo niskich częstotliwości (0,0033–0,04Hz)
- ULF (ang. *high frequency*) — zakres ultra niskich częstotliwości (poniżej 0,0033Hz)
- LF/HF — wartość stosunku mocy LF/HF [3].

Klasa metod opartych o analizę czasowo-częstotliwościową podaje informacje zlokalizowane w dziedzinie czasu i częstotliwości. Takimi metodami są analiza falkowa i krótko-czasowa transformata Fouriera (ang. *Short-Time Fourier Transform, STFT*), gdzie kluczowe znaczenie ma konieczność znalezienia optymalnej dla analizy rozdzielczości czasowej i częstotliwościowej [10].

3.2.4. Analiza skuteczności algorytmów wykrywania migotania przedsionków w tym proponowanego przez habilitanta

W pracy Larburu [30] porównano wybrane algorytmy wykrywania migotania przedsionków pod względem czułości, specyficzności, stopy błędów, pozytywnej wartości predykcyjnej, wielkości okna czasowego, czasu przetwarzania.

Ze względu na wysoki poziom szumu w sygnałach EKG uzyskanych w warunkach ambulatoryjnych bardziej preferowane są algorytmy oparte na analizie nieregularności odstępów RR niż algorytmy oparte na analizie czynności elektrycznej przedsionków, ponieważ są bardziej odporne na szum. Natomiast algorytmy opierające się na detekcji aktywności przedsionków mają niższą skuteczność (algorytm Slocuma ma czułość 62,8%,

specyficzność 77,46%, stopę błędów 28,39%) niż algorytmy wykorzystujące nieregularności odstępów RR (czułość 87,27–97,64%, specyficzność 82,66–96,08%, stopa błędów 5,32–11,77%) z powodu dużej wrażliwości na poziom szumu. Ponieważ zespół QRS jest najbardziej charakterystycznym elementem sygnału EKG, a załamek P jest z powodu niskiej odporności na zakłócenia trudny do analizy w EKG powierzchniowym, **najbardziej odporne na zakłócenia metody wykrywania migotania przedsionków są oparte na analizie odstępów RR** [30]. Algorytmy detekcji migotania przedsionków opierające się na nieregularności odstępu RR mają kilka ograniczeń, ponieważ istnieją również inne zaburzenia rytmu serca związane z nieregularnymi odstępami RR, co powoduje nieprawidłowe wykrycie migotania przedsionków [35]. Ponadto preferowane są okna czasowe niewielkiej długości. Algorytm Linkera i et al. wymaga próbki długości 10 s, co pozwala uzyskać czułość 97,64%, specyficzność 85,55%, stopę błędów 9,61%, jednakże większość algorytmów z tej grupy wymaga okna czasowego o długości minuty, aby uzyskać dobrą skuteczność [30].

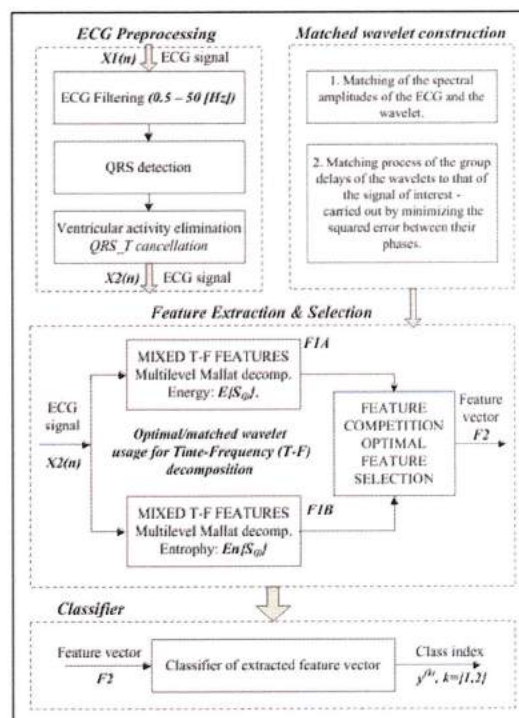
Biorąc pod uwagę pracę *Larburu i et al.* [30], przeprowadzono badania porównawcze algorytmu bazującego na analizie nieregularności odstępów RR (rytmu pracy serca HRV), jako najczęściej stosowanego z metodą prezentowaną przez habilitanta bazującą na fałce spersonalizowanej [PK1_OH], [PK5_OH]. Na podstawie analizy w grupie 120 rejestracji testowych z ogólnoswiatowej bazy referencyjnej MIT-BIH z kategorii zaburzeń rytmu pracy serca, obydwoma metodami:

- metoda fałki spersonalizowanej dała średnio o 8% większe wartości miar czułości i 6% specyficzności w porównaniu z metodą nieregularności RR, poprawiając jakość klasyfikacji
- metoda analizy chwilowych odchyłek RR jest jednak prostsza w implementacji z racji prostych narzędzi matematycznych i nie wymaga stosowania etapu uczenia na podstawie diagnostyki off-line pacjenta
- metoda fałek spersonalizowanych również może być stosowana w trybie diagnostyki on-line, po uprzednim "nauczeniu się systemu" i utworzeniu indywidualnej fałki pacjenta w trybie skanowania wcześniejszych rejestracji pacjenta. Przy dzisiejszych możliwościach technologicznych nie stanowi to istotnego problemu.

3.3. Metodologia tworzenia falki spersonalizowanej i jej użycia w ekstrakcji istotnych cech sygnałów biomedycznych dla tworzenia optymalnych wektorów cech, specyficznych dla danego problemu medycznego.

Algorytm konstrukcji optymalnego wektora cech sygnału poddawanego analizie czasowo-częstotliwościowej, przedstawiony na rys.1, w tym utworzenia falki spersonalizowanej, opisywany w osiągnięciu habilitanta [PK1_OH], [PK5_OH] można przedstawić w kolejnych etapach:

- wstępne przetwarzanie sygnału EKG, w tym eliminacja aktywności komorowej
- wyznaczenie uśrednionego reprezentanta zespołu EKG, na podstawie analizy cech czasowych lub widmowych, na podstawie wcześniejszej diagnostyki danego pacjenta
- wyznaczenie wektorów cech sygnałów w dziedzinach czasu, częstotliwości i mieszanej bazując m.in. na parametrach energii i entropii składowych dekompozycji przeprowadzonej falką dopasowaną



Rysunek 1 Struktura hybrydowego wektora cech[PK1_OH]

Falka spersonalizowana, przygotowana na bazie uśrednionego zespołu EKG danego pacjenta, którego diagnostyka jest znana, pozwala na przygotowanie spersonalizowanego klasyfikatora 'na miarę'. Opracowany algorytm został porównany z metodami używającymi standardowych falek podstawowych typu *bi-ortogonalna* lub *db4*, w kontekście oceny efektywności dyskryminacji, dając znacznie lepszą jakość klasyfikatora na poziomie poprawy wskaźników predykcji o kilkanaście procent. Ze względu na niestacjonarny charakter sygnału EKG [9], transformata falkowa stanowi efektywne narzędzie analizy tego sygnału z możliwością rozbicia jego aktywności w podpasmach częstotliwościowych. W opracowanych wektorach cech, elementy składowe z grupy analizy mieszanej czasowo-częstotliwościowej powstały jako parametry wyznaczone w oparciu o energię i entropię, wskazującą na ilość informacji zawartej na danym poziomie dekompozycji [PK1_OH].

W problemach badawczych rozwiązywanych przez habilitanta i przedstawionych w niniejszym osiągnięciu przetwarzaniu przez opracowany uniwersalny algorytm, wymagający przy każdej nowej dziedzinie adaptacji do specyfiki rozwiązywanego problemu, poddano zestaw danych pochodzących z synchronicznych rejestracji sygnałów z systemów sieci bio-czujnikowych (ang. body sensor networks), w których w zależności od pola aplikacyjnego uwzględniono sygnały elektrycznej czynności wybranych narządów lub tkanek w nowatorskim połączeniu z sygnałami rejestrującymi wielkości mechaniczne, opisujące ruch ciała, takie jak przyspieszenie, prędkość kątowna i inklinacja z precyzyjnych i miniaturowych czujników ruchu typu MEMS:

- sygnał elektrokardiograficzny EKG
- sygnał elektromiograficzny EMG
- sygnał elektrookulograficzny EOG
- sygnały opisujące parametry ruchu: akcelerometryczne, żyroskopowe i magnetometryczne z miniaturowych czujników typu MEMS.

Osiągnięciem, wskazywanym przez autora jest również opracowanie metodologii optymalizacji doboru typu i parametrów klasyfikatora na wyjściu powstałych modułowych systemów klasyfikujących wyekstrahowane istotne cechy z surowych sygnałów wejściowych. Użyto i zweryfikowano w analizie porównawczej nowoczesne metody przetwarzania sygnałów, w tym z grupy algorytmów inteligencji obliczeniowej, wzorujących się na systemach biologicznych, dostosowując je do opracowanych metodologii m.in. dla struktur:

- maszyny wektorów wspierających (SVM - *Support Vector Machine*) [PK1_OH]
- analizy składowych niezależnych (ICA - *Independent Component Analysis*) [PK1_OH]
- sieci neuronowych [PK5_OH]

Dla struktury klasyfikatora - ostatniego etapu systemu wspomaganie diagnostyki medycznej, opartego na maszynie SVM, dla której otrzymano najlepszą czułość i specyficzność klasyfikacji spośród opracowanych i poddanych analizie porównawczej metod przeprowadzono wg. *autorskiego opracowania habilitanta* zarówno wybranego kernela bazowego algorytmu [PK1_OH] jak i rzędu modelu z *wykorzystaniem algorytmów optymalizacji globalnej realizowanej przez algorytmy genetyczne oraz symulowane wyżarzanie*.

3.4. Obszar modelowania zjawisk regulacji w organizmie na przykładzie detekcji zdarzeń bruksizmu sennego i regulacji w układzie sercowo-naczyniowym.

Opracowana metodologia ekstrakcji istotnych cech diagnostycznych została zaadoptowana w ramach prac badawczych habilitanta (*projekt badawczy NCN: „Opracowanie nowej metodologii badawczej dotyczącej diagnostyki oraz terapii bruksizmu” (2013-2016)* w detekcji patologii bruksizmu sennego [65],[66] w oparciu o wielokanałowe rejestracje sygnałów: EKG, EMG, EOG oraz chwilowych przyśpieszeń i wibracji i identyfikacji jego źródeł w systemie regulacji układu nerwowego człowieka, wyrażonym w zmienności rytmu serca (*HRV: heart rate variability*) [PK3_OH], w kierunku opracowania w ramach przyszłych prac układu biostymulatora, zapobiegającego po wczesnym wykryciu zagrożenia powstania szczękocisku. Efektem analizy sygnałów bioelektrycznych, z walidacją na kanałach czujników ruchu było określenie reguł decyzyjnych pozwalających z relatywnie dużym poziomem wiarygodności (88% dla grupy 24 badanych w systemie 12h rejestracji nocnych opisanych referencyjnie przez eksperta, specjalistę stomatologa) przewidzieć pojawienie się epizodów szczękocisku nocnego, charakterystycznych dla bruksizmu. Potwierdziła ona założone na wstępie tezy o wpływie centralnego układu nerwowego, uwidocznionego w analizowanej przez nas zmienności rytmu serca (HRV) na powstawanie

epizodów bruksizmu, co wydaje się naturalne, przy założeniu, że nasz organizm reprezentuje układ regulacji wieloparametrycznej.

Spersonalizowana falka bazowa dla optymalnej dekompozycji została w tym przypadku przygotowana na podstawie zbioru uczącego kształtów wzorców zmian sygnału HRV oraz EMG, uprzedzających pojawienie się zdarzenia bruksizmu.

Opracowana metoda może stać się alternatywą dla stosowanych obecnie w terapii bruksizmu, uciążliwych szyn stomatologicznych [70, 72], przy możliwości rozwijania projektu i kontynuacji prac w kierunku opracowania bio-stymulatora, który dzięki opracowanym metodom detekcji i predykcji zaburzeń, odpowiednio wcześniej oddziaływałby elektrycznie na mięśnie żwacza żuchwy powodując ich rozluźnienie, niwelujące sygnały inicjujące szczękoscisk.

Opracowany algorytm cyfrowego przetwarzania sygnałów dla modelowania zależności między nimi zastosowano również [PK4_OH] przy modelowaniu elementów połączeń naczyniowych, bazując co charakterystyczne dla habilitanta na sygnałach 1-D, w tym przypadku ciśnień (P) i przepływów (Q) hydraulicznych - sygnałów zmiennych w czasie jako alternatywę dla typu modelowania naczyń w oparciu o modele geometryczne zobrazowane za pomocą siatek *mesh*, i symulacje ich z zastosowaniem metody elementów skończonych FEM. Zastosowanie falek dopasowanych, przygotowanych na podstawie analizy kształtu typowych załamek fal P i Q podczas pracy pulsacyjnej serca pozwoliło na wykrycie charakterystycznych punktów tych krzywych i zapewnieniu synchronizacji zjawisk podczas cyklu pracy pulsacyjnej serca.

3.5. Sieci sensoryczne z kanałami sygnałów ruchu jako nowatorskie systemy bezpieczeństwa oraz interfejsy Człowiek-Maszyna (*Man-Machine Interface, MMI*)

Opracowany system ekstrakcji cech, w oparciu o metody czasowo-częstotliwościowej analizy sygnału, w przypadku problemu badawczego dotyczącego wykorzystania sygnałów ruchu rejestrowanych z powierzchni kończyn operatora/lekarza dotyczy wykorzystania sieci sensorów dla opracowania autorskich systemów interfejsu Człowiek-Maszyna (*Man-Machine Interface, MMI*) z kanałami sygnałów z czujników ruchu położenia typu MEMS oraz z całkowicie bezkontaktowym interfejsem sterowania, użytecznym np. w warunkach sterylnych - sali operacyjnej lub w systemach zdalnego dostępu [PK2_OH], [PK5_OH], pozwalających wykonywać operacje w miejscach odległych. Opracowane rozwiązania systemu czujników z algorytmami filtracji, skalowania przestrzeni ruchów i ekstrakcji istotnych cech, pozwoliły opracować w multidyscyplinarnym zespole badawczym prototyp bezkontaktowego sterowania środowiskami programistycznymi lub fizycznymi telemanipulatorami jako alternatywę dla tradycyjnych interfejsów kontaktowych [PK7_OH].

W wyniku badań porównawczych tradycyjnych manipulatorów z opracowanym rozwiązaniem sterowania gestami operatora i akwizycją sygnałów ruchów z mikro-czujników

przyśpieszeń chwilowych, na grupie 30-tu studentów medycyny ostatniego roku studiów i lekarzy, w ramach corocznych warsztatów chirurgicznych organizowanych w Instytucie Protez Serca w Zabrze na trenażerach operacji małoinwazyjnych MIS, wykazano istotny statycznie wzrost precyzji i zmniejszenie czasu wykonywanych zadań w ramach symulowanych technik laparoskopowych przy użyciu prototypu zadajnika bezkontaktowego na bazie sieci sensorycznej [PK2_OH], [PK6_OH], przy jednoczesnym subiektywnym odczuciu Operatorów zwiększenia komfortu pracy, nie wymagającej charakterystycznej dla fizycznych manipulatorów MIS pochylonej pozycji lekarza, która często prowadzi do choroby zawodowej, związanej z patologiami kręgosłupa.

Drugie pole badawcze związane z ekstrakcją cech z sieci sensorycznych z kanałami parametrów ruchu (akceleracja, prędkość ruchu) dotyczyło automatycznego wykrywania sytuacji awaryjnych związanych z upadkiem osób [PK8_OH] lub sprzętu np. w obrębie sali operacyjnej, mogącego spowodować groźne następstwa [PK2_OH]. Wyniki tego pola badawczego mogą znaleźć zastosowanie w złożonych systemach bezpieczeństwa wykrywających przypadki krytyczne. Baza sygnałów uczących dla uśrednionej falki personalnej powstała w oparciu o badania empiryczne upadków osób, odróżnieniu ich od kontrolowanego siadania lub leżenia.

3.6. Podsumowanie. Perspektywy rozwoju metod ekstrakcji cech wielokanałowych sygnałów z sieci sensorycznych.

Podsumowując wyniki przedstawionych prac badawczych habilitanta najważniejsze osiągnięcia włączone w zakres postępowania habilitacyjnego to:

- opracowanie metody ekstrakcji cech z redundantnych danych z wielokanałowych sieci sensorycznych w oparciu o wyznaczone, kompleksowe parametry w mieszanych dziedzinach czasowo-częstotliwościowych w odniesieniu do niestacjonarnych sygnałów biomedycznych, co jak pokazały wyniki badań poprawiło jakość działania systemów klasyfikatorów w przedstawionych problemach biomedycznych.
- opracowanie podstawowej funkcji bazowej przekształcenia falkowego, jako funkcji matematycznej, wyznaczonej na podstawie sygnałów opisujących danych problem badawczy - spersonalizowanego, uśrednionego wzorca dopasowanego do specyficznych cech badanego zjawiska, co poprawiło jakość działania systemów klasyfikatorów sygnałów biomedycznych
- nowatorskie włączenie do sieci sensorycznych, złożonych z jednowymiarowych sygnałów bioelektrycznych (EKG, EMG, EGG) sygnału ruchu, niosącego informację o dynamicznym lub statycznym przyśpieszeniu i prędkości, co jak potwierdziły wyniki badań w kilku polach biomedycznych, znacznie zwiększyło potencjał diagnostyczny opracowanych systemów i/lub pozwoliło na weryfikację wniosków uzyskanych na podstawie analizy wyłącznie sygnałów bioelektrycznych.

Oceniając przyszłość metod ekstrakcji i selekcji cech wydaje się, że można w uzasadniony sposób stwierdzić, iż jesteśmy skazani na ich dynamiczny rozwój obserwując wskazany we wstępie przyrost liczby sygnałów i danych, możliwych do rejestracji zarówno z obiektów biologicznych jak i ich otoczenia. Realnym potwierdzeniem tego wniosku jest

realizowany aktualnie (od stycznia 2017) 3-ci etap projektu NOMED-AF w ramach strategicznego programu badań naukowych i prac rozwojowych „Profilaktyka i leczenie chorób cywilizacyjnych” – STRATEGMED II, w konsorcjum: Śląski Park Technologii Medycznych Kardio-Med Silesia (Lider Projektu); Warszawski Uniwersytet Medyczny WUM; Gdański Uniwersytet Medyczny GUMED; Pomorski Uniwersytet Medyczny w Szczecinie PUM; Uniwersytet Jagielloński – Collegium Medicum; Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM; oraz firma Comarch Healthcare.

Celem projektu jest opracowanie systemu pozwalającego wykryć we wczesnej fazie nieme migotanie przedsionków w grupie pacjentów 65+. Aktualnie zrealizowane zostały badania i prace rozwojowe, dzięki którym dostarczone zostaną bardzo duże ilości danych, z długoterminowych rejestracji, pozwalających ocenić częstości występowanie zaburzenia, które staną się podstawą do opracowania nowych metod leczenia. Utworzenie tak szerokiej bazy danych (planowane badania epidemiologiczne ok. 3tys. osób powyżej 65 roku życia) będzie możliwe dzięki pracowaniu nowatorskiego rozwiązania systemu rejestracji sygnałów w oparciu o kamizelkę/szelki, wyposażoną we wszyte elektrody, których stosowanie nie powoduje podrażnień skóry i umożliwia rejestracje wielokanałowych danych nawet do 30 dni.

W kontekście ww. projektu, dostarczającego nowoczesne technologie szeroko dostępnych, nieinwazyjnych, długoterminowych akwizycji sygnałów bioelektrycznych, metodologie ekstrakcji cech opisane przez habilitanta wraz ze wskazanymi metodami porównawczymi potwierdzają swoją wagę a nowa baza danych na pewno przyczyni się do znacznego rozwoju tychże metod, podnosząc jakość detektorów migotania przedsionków, co w efekcie przełoży się na opracowanie nowych procedur medycznych.

4. Pozostałe tematy prac naukowo-badawczych, nieujęte w osiągnięciu habilitacyjnym.

Habilitant po uzyskaniu stopnia doktora nauk technicznych na Wydziale Automatyki, Informatyki i Elektroniki Politechniki Śląskiej w 2001r., kontynuował prace badawcze w Zakładzie Elektroniki Biomedycznej, Instytutu Elektroniki tegoż wydziału do roku 2011, a następnie na nowoutworzonym Wydziale Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej ramach Katedry Biosensorów i Przetwarzania Sygnałów Biomedycznych w dziedzinie swojej specjalizacji badawczej - przetwarzania sygnałów biomedycznych, wydobywania ukrytych istotnych cech diagnostycznych, w kierunku opracowywania algorytmów wspomaganie diagnostyki medycznej. Dzięki jednoczesnej współpracy na płaszczyźnie badawczej z Instytutem Protez Serca, Fundacji Rozwoju Kardiologii w Zabrze i dostępem do unikatowych stanowisk badawczych Pracowni Biocybernetyki oraz Laboratorium Systemów Wspomagania Serca, możliwe było rozwijanie i adaptacja metod w obszarze identyfikacji modelowania elementów układu sercowo-naczyniowego człowieka, w szczególności zastawek serca, w oparciu o analizę sygnałową mojego obszaru i tworzenie modeli z grupy linowych nieliniowych struktur AR, ARMA, ANRX oraz z wykorzystaniem systemów inspirowanych rozwiązaniami biologicznymi - sieciami neuronowymi i algorytmami genetycznymi. Wyróżnić tu można tematy prac badawczych:

- Interdyscyplinarny **projekt możliwości oceny stopnia adaptacji mięśnia sercowego po transplantacji serca w organizmie biorcy**, na podstawie nieinwazyjnej metody pomiaru impedancji serca w kolejnych okresach po przeszczepie. (projekt z grupy T11E: *Impedancyjna metoda badań stanów fizjopatologicznych serca po jego transplantacji (2001-2003)*). Unikatowa możliwość uczestniczenia w badaniach na zwierzętach, zrealizowanych w tym projekcie (transplantacje serca pomiędzy cielakami), pozwoliła na zdobycie cennych doświadczeń kontaktu z organizmem żywym jako źródło sygnału podczas bezpośredniej rejestracji sygnałów bioelektrycznych i impedancyjnych, które w ramach moich prac w tym projekcie poddawałem obróbce metodami przetwarzania sygnałów dla wydobywania informacji diagnostycznych dot. oceny stopnia przystosowania się serca do pracy w nowym organizmie.
- W ramach prac badawczych pod ogólnym tytułem: **Symulacje procedur chirurgicznych**, zakres prac badawczych obejmujący **identyfikację obiektów biomedycznych, w celu opracowania modeli a następnie przeprowadzenia symulacji dla naturalnych elementów układu krążenia i ich protez w odniesieniu do zastawek serca** w ramach projektów. W odróżnieniu od modelowania geometrycznego i użycia metod FEM, realizowanych przez współpracowników tego multidyscyplinarnego projektu - fizyków medycznych, moja rola dotyczyła modeli matematycznych bazujących na charakterystycznych dla mnie sygnałach 1-D: ciśnieniach i przepływach hydraulicznych w oparciu o modele nieliniowe typu NARX oraz inspirowane biologicznie sieci neuronowe.

Nowatorskie opracowanie modelu zastawki aortalnej serca, a następnie wykorzystanie go w systemie sterowania półautomatycznym testerem protez zastawek serca w Instytucie Protez Serca w Zabrze **dla realizacji dynamicznej rezystancji hydraulicznej zastawki**, symulującej w wierny z wysokim stopnie wiarygodności parametry środowiska testów protez zastawek serca [2PK]

Prace w ramach projektów: "*Optymalizacja chirurgicznej rekonstrukcji lewej komory u chorych z pozawałową niewydolnością serca. (2007-2008)*" oraz "*Modelowanie wpływu biomechanicznych oraz hemodynamicznych własności dwupłatkowej zastawki*

aortalnej na jej dysfunkcję oraz zapalenie wsierdza, rozwarstwienie i tętniakowate poszerzenie części wstępującej aorty, wykonawca" (2011-2012) "

- Prace badawcze w zakresie mojego wkładu dotyczyły **wykorzystania metod inteligencji obliczeniowej**, w tym sieci neuronowych i algorytmów genetycznych **do utworzenia modelu systemu, wzorowanego na obiektach biologicznych wielocłonowych** (np. odnóża ośmiornicy) dla opracowania algorytmu sterowania manipulatorem giętkim dedykowanym w przyszłości do małoinwazyjnej inspekcji narządów wewnętrznych w obrębie jamy brzusznej, działającego w sposób analogiczny do biologicznych rozwiązań wielocłonowych. Konsorcjum 12-tu jednostek akademickich z terenu UE z liderem Kings College of London, w ramach międzynarodowego projektu ramowy UE: FP7, *Cognitive Systems and Robotics - IP, "STIFF-FLOP: STIFFness controllable Flexible and Learn-able Manipulator for surgical OPerations* (2012-2015).

5. Skrótowe przedstawienie pozostałych wybranych obszarów aktywności habilitanta.

Autor wniosku brał udział w realizacji 14 projektów badawczych, w dwóch przypadkach jako kierownik projektu a w pozostałych jako wykonawca (szczegółowy opis w zał.3).

W ramach działalności dydaktycznej pełnił rolę promotora 25 prac magisterskich oraz 16 projektów inżynierskich, przygotował materiały dydaktyczne dla 16-tu modułów przedmiotowych, w tym w większości w pełnym zakresie od podstaw, z racji pracy na etacie naukowo-dydaktycznym na nowo utworzonym wydziale Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej. Jako Prodziekan ds. Kształcenia i Spraw Studenckich (2012-aktualnie) koordynował przygotowanie pełnej dokumentacji programów studiów i procesu dydaktycznego dla całego procesu kształcenia wydziału Inżynierii Biomedycznej (szczegółowe zestawienie w zał.4)

6. Bibliografia.

- [1] Tadeusiewicz R.: Internet rzeczy – co wynika z tego, że użytkownikami Internetu staną się też przedmioty? *Utrzymanie Ruchu* 1/2017, str. 27 – 29
- [2] Tadeusiewicz R., Korbicz J., Rutkowski L., Duch, Sieci neuronowe w inżynierii biomedycznej. W. (Red.), Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Inżynieria biomedyczna. Podstawy i zastosowania, tom 9, 2013. - 745 s.
- [3] Korbicz J., Kowal M., *Intelligent Systems in Technical and Medical Diagnostics*. (Eds.) Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, *Advances in Intelligent Systems and Computing* , Vol. 230, 2014. - 536 s.
- [4] Tadeusiewicz R.: New possibilities of computational techniques that use artificial intelligence [in Polish: Nowe możliwości technik obliczeniowych wykorzystujących sztuczną inteligencję], Rozdział w książce: Złowodzki M., Juliszewski T., Ogińska H., Taczalska A. (red.): *Ergonomia wobec wyzwań nowych technik i technologii*. Polska Akademia Umiejętności/Politechnika Krakowska, Kraków 2016, pp. 31-61
- [5] D. Rutkowska, M. Piliński i L. Rutkowski, *Sieci neuronowe, algorytmy Sieci neuronowe, algorytmy genetyczne i systemy rozmyte*, PWN, Warszawa 1997
- [6] P. Augustyniak. Automatic understanding of ECG signal. *Intelligent Information Processing and Web Mining*, strony 591–597. Springer Nature, 2004.
- [7] Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, C. M., and Suri, J. S. Heart rate variability: A review. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44 (2006), 1031–1051.

- [8] Acharya, U. R., Suri, J. S., Spaan, J. A. E., and Krishan, S. M. *Advances in Cardiac Signal Processing*. Springer-Verlag, 2007.
- [9] Augustyniak, P. *Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych*. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków, 2001.
- [10] Augustyniak, P. *Transformacje falkowe w zastosowaniach elektrodiagnostycznych*. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków, 2003.
- [11] Babaeizadeh, S., Gregg, R. E., Helfenbein, E. D., Lindauer, J. M., and Zhou, S. H. Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring. *Journal of Electrocardiology*, 42 (2009), 522–526.
- [12] Bober, S., Dabrowska, B., and Dabrowski, A. *Elektrokardiografia praktyczna*. Państwowe Zakłady Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1971.
- [13] Camm, A. J., Kirchhof, P., Lip, G. Y., Schotten, et al., Guidelines for the management of atrial fibrillation. *European Heart Journal* 31, 19 (2010), 2369–2429.
- [14] Cerutti, S., Mainardi, L. T., Porta, A., and Bianchi, A. M. Analysis of the dynamics of RR interval series for the detection of atrial fibrillation episodes. In *Computers in Cardiology* (1997), vol. 24, pp. 77–80.
- [15] Conrath, C. E., and Opthof, T. The patient U wave. *Cardiovascular Research* 67, 2 (2005), 184–186.
- [16] Couceiro, R., Carvalho, P., Henriques, J., Antunes, M., Harris, M. and Habetha, J. Detection of atrial fibrillation using model-based ECG analysis. In *19th International Conference on Pattern Recognition* (2008), pp. 1–5.
- [17] Dash, S., Raeder, E., Merchant, S., and Chon, K. A statistical approach for accurate detection of atrial fibrillation and flutter. In *Computers in Cardiology* (2009), vol. 36, pp. 137–140.
- [18] Derejko, P., Walczak, F., Chmielak, Z., Romanowska, I., Wójcik, A., Bilinska, M., Hryniewiecki, T., Rużyło, W., and Szumowski, Ł. Catheter ablation of complex left atrial arrhythmias in patients after percutaneous or surgical mitral valve procedures. *Kardiologia Polska* 71, 818–826 (2013), 2264–2274.
- [19] Dabrowski, R., Opolski, G., Włodarczyk, P., Kiliszek, M., and Ponikowski, P. Demographic and clinical characteristics of patients with atrial fibrillation and cardioversion as planned therapeutic options in the international registry on cardioversion of atrial fibrillation rhythm-af polish substudy. *Kardiologia Polska* 72, 8 (2014), 700–706.
- [20] Fuster, V., Rydén, L. E., Cannom, D. S., Crijns, H. J., Curtis, A. B. et al. ACC/AHA/ESC 2006 Guidelines for the Management of Patients With Atrial Fibrillation: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 2001 Guidelines for the Management of Patients With Atrial Fibrillation). *Circulation*, 114 (2006), e257–e354.
- [21] Go, A., Hylek, E., Phillips, K., and et al. Prevalence of diagnosed atrial fibrillation in adults: National implications for rhythm management and stroke prevention: the anticoagulation and risk factors in atrial fibrillation (atria) study. *JAMA* 285, 18 (2001), 2370–2375.
- [22] Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., Mietus, J. E., Moody, G. B., Peng, C.-K., and Stanley, H. E. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 101, 23 (2000 (June 13)), e215–e220. *Circulation Electronic Pages*: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215> PMID:1085218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215.
- [23] Gorenek, B. Cardioversion in atrial fibrillation described. *E-journal of Cardiology Practice* 11, 4 (November 2012). Dostępny on-line pod adresem

- <http://www.escardio.org/communities/councils/ccp/e-journal/volume11/Pages/cardioversiony-atrial-fibrillation-Bulent-Gorenec.aspx#.VGe4rH887MU> 2014-11-15.
- [24] Gorol, J., Tajstra, M., and Adamowicz-Czoch, E. Wytyczne europejskiego towarzystwa kardiologicznego dotyczące postępowania w migotaniu przedsionków na podstawie przypadku klinicznego. *Folia Cardiologica Excerpta* 6, 4 (10 2011), 236–243.
- [25] Huang, C., Ye, S., Chen, H., Li, D., He, F., and Tu, Y. A novel method for detection of the transition between atrial fibrillation and sinus rhythm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58, 4 (April 2011), 1113–1119.
- [26] Iwasaki, Y.-k., Nishida, K., Kato, T., and Nattel, S. Atrial fibrillation pathophysiology: Implications for management. *Circulation*, 124 (2011), 2264–2274.
- [27] Konturek, S. Układ krążenia. In *Fizjologia człowieka*, vol. 2. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków, 2000.
- [28] Kowalski, O., Zembala, M., Buchta, P., Filipiak, K., Sokal, A. S., Foremny, J., Boidol, J., Polonski, L., Kalarus, Z., and Zembala, M. Ablacja migotania przedsionków — nowe możliwości współpracy kardiologa i kardiochirurga. *Kardiologia Polska* 68, 12 (2010), 1418–1422.
- [29] Kurbel, K., Dabkowski, A., and Jankowska, A. M. *A Multi-tier Architecture for Mobile Enterprise Resource Planning*. Physica-Verlag HD, Heidelberg, 2003, pp. 75–93.
- [30] Larburu, N., Lopetegi, T., and Romero, I. Comparative study of algorithms for atrial fibrillation detection. In *Computing in Cardiology* (2011), vol. 38, pp. 265–268.
- [31] Lee, J., Nam, Y., McManus, D. D., and Chon, K. H. Time-varying coherence function for atrial fibrillation detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60, 10 (October 2013), 2783–2793.
- [32] Linker, D. T. Long-term monitoring for detection of atrial fibrillation. Patent Application Publication, 2006. Seattle, USA.
- [33] Logan, B., and Healey, J. Robust detection of atrial fibrillation for a long term telemonitoring system. In *Computers in Cardiology* (2005), vol. 32, pp. 619–622.
- [34] Lubitz, S. A., Benjamin, E. J., Ruskin, J. N., Fuster, V., and T, E. P. Challenges in the classification of atrial fibrillation. *Nature reviews Cardiology* 7, 8 (2010), 451–460.
- [35] Marinello, S., and Ghodrati, A. Statistical analysis of RR interval irregularities for detection of atrial fibrillation. In *Computers in Cardiology* (2008), vol. 35, pp. 1057–1060.
- [36] Mesbah, A., and van Deursen, A. Migrating multi-page web applications to single-page ajax interfaces. In *11th European Conference on Software Maintenance and Reengineering (CSMR'07)* (March 2007), pp. 181–190.
- [37] Michta, K., Pietrzyk, E. P., and Wozakowska-Kapłon, B. Migotanie przedsionków po pomostowaniu aortalno-wiencowym. *Kardiologia Polska* 71, 10 (2013), 1082–1086.
- [38] Moody, G., and Mark, R. The impact of the MIT-BIH arrhythmia database. In *IEEE Proceedings on Engineering in Medicine and Biology* (maj–czerwiec 2001), vol. 20, pp. 45–50.
- [39] Moody, G. B., and Mark, R. G. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. In *Computers in Cardiology* (1983), vol. 10, pp. 227–230.
- [40] Oh, J., Ahn, W. H., Jeong, S., Lim, J., and Kim, T. Automated transformation of template-based web applications into single-page applications. In *Computer Software and Applications Conference (COMPSAC), 2013 IEEE 37th Annual* (July 2013), pp. 292–302.
- [41] Pan, J., and Tompkins, W. J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering BME-32*, 3 (March 1985), 230–236.
- [42] Qiao, S., and Zhou, P. Wavelet and wavelet packet transform analysis ECG signals of atrial fibrillation. In *2007 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering* (2007), pp. 1766–1769.

- [43] Riera, P., Andrés, R., Ferreira, C., Ferreira Filho, C., Marcelo Ferreira, M., Meneghini, A., Uchida, A. H., Schapachnik, E., Dubner, S., and Li, Z. The enigmatic sixth wave of the electrocardiogram: The U wave. *Cardiology Journal* 15, 5 (2008), 408–421.
- [44] Ruan, X., Liu, C., Wang, X., and Li, P. Automatic detection of atrial fibrillation using R-R interval signal. In *4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics* (2011), vol. 2, pp. 644–647.
- [45] S. S. Shapiro, M. B. W. An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika* 52, 3/4 (1965), 591–611.
- [46] Sanoski, C. A. Clinical, economic, and quality of life impact of atrial fibrillation. *Supplement of Journal of Managed Care Pharmacy* 15, 6-b (sierpień 2009), S4–S9.
- [47] Schmidt, R., Harris, M., Novac, D., and Perkhun, M. Atrial fibrillation detection. Patent Cooperation Treaty, 2008. Eindhoven, Holandia.
- [48] Shklar, L., and Rosen, R. *Web Application Architecture: Principles, Protocols and Practices*. John Wiley and Sons, 2003.
- [49] Slocum, J., Sahakian, A., and Swiryn, S. Diagnosis of atrial fibrillation from surface electrocardiograms based on computer-detected atrial activity. *Journal of Electrocardiology*, 25 (1992), 1–8.
- [50] Tateno, K., and Glass, L. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and $_RR$ intervals. In *Medical & Biological Engineering & Computing* (2001), vol. 39, pp. 664–671.
- [51] Tomasik, T., Windak, A., Skalska, A., Kulczycka-Zyczkowska, J., and Kocemba, J. *Elektrokardiografia dla lekarza praktyka*. Uniwersyteckie Wydawnictwo Medyczne „Vesalius”, Kraków, 1998.
- [52] Urgaonkar, B., Pacifici, G., Shenoy, P., Spreitzer, M., and Tantawi, An analytical model for multi-tier internet services and its applications. In *Proceedings of the 2005 ACM SIGMETRICS International Conference on Measurement and Modeling of Computer Systems* (New York, NY, USA, 2005), SIGMETRICS '05, ACM, pp. 291–302.
- [53] Wattigney, W. A., Mensah, G. A., and Croft, J. B. Increasing trends in hospitalization for atrial fibrillation in the United States, 1985 through 1999 implications for primary prevention. *Circulation*, 108 (2003), 711–716.
- [54] I. Daubechies Ten Lectures on Wavelets. Philadelphia, PA: SIAM, 1992, ch. 3-5.
- [55] S. Mallat A theory for multiresolution signal decomposition, *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 11, no. 7, pp. 674–693, Jul. 1989.
- [56] S.G. Mallat, C. Zhang Matching pursuit with time-frequency dictionaries, *IEEE Trans. Signal Processing*, vol. 41, pp. 3397–3415, Dec. 1993.
- [57] S. Chen, D. Donoho Basis pursuit. Proc. IEEE 28th Annu. Asilomar Conf. Signals, Syst., Comput., Nov. 1994.
- [58] M. Unser, A. Aldroubi A review of wavelets in biomedical applications *Proc. IEEE*, vol. 84, no. 4, pp. 626–638, Apr. 1996.
- [59] A.H. Tewfik, D. Sinha, P. Jorgensen On the optimal choice of a wavelet for signal representation, *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 38, no. 2, pp. 747–765, Mar. 1992.
- [60] Sanchez C., Millet J., Rieta J. J., Rodenas J., Castells F., Ruiz R., and Ruiz V., Packet Wavelet Decomposition: An Approach For Atrial Activity Extraction, *IEEE Computers in Cardiology*, vol.29 Sept.2002
- [61] C. Vasquez, A. Hernandez, F. Mora, G. Carrault, G. Passariello, 'Atrial activity enhancement by Wiener filtering using an artificial neural network', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 8, pp. 940-944, Aug.2001.

- [62] C. Vasquez, A. Hernandez, F. Mora, G. Carrault, G. Passariello. Atrial activity enhancement by Wiener Filtering using an artificial neural network. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 8, pp. 940-944, Aug.2001
- [63] P.S. Kostka, E.J. Tkacz. Feature extraction optimization in neural classifier of heart rate variability signals, *Proceedings of the 4th International Conference on Computer Recognition Systems CORES 2005, Advances in Soft Computing*, Springer-Verlag, pp.585-594, 2005.
- [64] V. Vapnik. *The Nature of Statistical Learning Theory*. Springer, N.Y., 1995
- [65] E. Osuna, R. Freund, and F. Girosi. Training support vector machines: An application to face detection. In *Proceedings of CVPR'97, Puerto Rico, 1997*
- [66] B. Scholkopf, C. Burges, and V. Vapnik. Extracting support data for a given task. In U. M. Fayyad and R. Uthurusamy, editors, *Proceedings, First International Conference on Knowledge Discovery & Data Mining*, Menlo Park, 1995.
- [67] G.J. Lavigne, J.Y. Montplaisir, "Restless legs syndrome and sleep bruxism: prevalence and association among Canadians", *Sleep*, 1994. 17(8):p.739-43.
- [68] T. Sato, Y. Harada, "Tooth grinding during sleep as an arousal reaction", *Experientia* 971;15:785-6.
- [69] G.M. Macaluso, P. Guerra, G. Di Giovanni, M. Boselli, L. Parrino, M.G. Terzano, „Sleep bruxism is a disorder related to periodic arousals during sleep”, *J Dent Res* 1998;77:565-73W.-K. Chen, *Linear Networks and Systems* (Book style). Belmont, CA: Wadsworth, 1993, pp. 123–135.
- [70] P.H. Rompré, D. Daigle-Landry, F. Guitard, J.Y. Montplaisir, G.J. Lavigne, "Identification of a sleep bruxism subgroup with a higher risk of pain", *J Dent Res* 86:837-842;2007.
- [71] M. Farella, S. Palla, L.M. Gallo, "Time-frequency analysis of rhythmic masticatory muscle activity", *Muscle Nerve*;39:828-836; 2009.
- [72] A. Martínez, A. Barrientos, A. Díaz, P. Lafont, "Polymeric Piezoelectric Sensors and Remote Communication for Detection of Bruxism". *Industrial Technology (ICIT), 2010 IEEE International Conference on*;2010;268-273
- [73] J.G. Proakis, D.C. Manolakis, "Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications. Prentice-Hall, New Jersey, 1996.

7. Wykaz wybranych publikacji stanowiących osiągnięcie naukowe

[PK1_OH] P. Kostka, E. Tkacz, Feature extraction based on time-frequency and independent component analysis for improvement of separation ability in atrial fibrillation detector. 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. EMBS 2008, Vancouver, Canada, 20-24 August 2008. s. 2960-2963

Punktacja MNiSW: 12 pkt

[PK2_OH] Z.Nawrat, P.Kostka, Polish cardio-robot 'Robin Heart' System description and technical evaluation, *Int. J. Medical Rob. Comput. and Assisted Surg.* 2006 vol. 2 iss. 1, s. 36-44, JOHN WILEY & SONS INC

JCR, Impact Factor: 0,917

Punktacja MNiSW: 20 pkt.

[PK3_OH] P. Kostka, E. Tkacz, Multi-sources data analysis with sympatho-vagal balance estimation toward early bruxism episodes detection, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015, s. 6010-6013,

Punktacja MNiSW: 15 pkt.

[PK4_OH] - Małota Z., Nawrat Z., Kostka, P., Computer and physical modeling of blood circulation pump support for a new field of application in palliative surgery. International Journal of Artificial Organs, vol. 30, Issue 12, pp. 1068-1074, Dec 2007,

JCR, Impact Factor: 1,277

[PK5_OH] P. Kostka, E. Tkacz, An improvement of unsupervised hybrid biomedical signal classifiers by optimal feature extraction in system preliminary layer. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. EMBS 2004, San Francisco, USA, 1-5 September 2004. s. 279-282,

Punktacja MNiSW: 12 pkt.

[PK6_OH] P. Kostka, Z.Nawrat, Wybrane interfejsy chirurg-maszyna w strukturze systemu wizyjnego i sterowania telemanipulatorów chirurgicznych rodziny Robin Heart, „Pomiary Automatyka Robotyka”, R. 16, Nr 2/2012, 420-423.

Lista B MNiSW

Punktacja MNiSW: 8 pkt.

[PK7_OH] Nawrat, Z., Kostka, P., Robin heart surgery robotic system. Challenges in mechanical construction, control system and staff training before first clinical application, (2014) Archive of Mechanical Engineering, 61 (1), pp. 163-178.

Lista B MNiSW

Punktacja MNiSW: 15 pkt.

[PK8_OH] Kostka P., Tkacz E., Modern MEMS Acceleration Sensors in Tele-Monitoring Systems for Movement Parameters and Human Fall Remote Detection, Advances in Intelligent and Soft Computing, Springer, vol. 118, pp. 271-278, 2012.

Punktacja MNiSW: 12 pkt

Data:

Podpis wnioskodawcy:



Paweł Kostka