

# Zastosowanie sztucznych sieci neuronowych do wyznaczenia chwilowej objętości wyrzutowej pneumatycznej protezy serca

Leszek GRAD<sup>1</sup>, Krzysztof MURAWSKI<sup>1</sup>, Tadeusz PUSTELNY<sup>2</sup>,  
Monika MURAWSKA<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Instytut Teleinformatyki i Automatyki, WCY, WAT,  
ul. Gen. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa  
[leszek.grad@wat.edu.pl](mailto:leszek.grad@wat.edu.pl), [krzysztof.murawski@wat.edu.pl](mailto:krzysztof.murawski@wat.edu.pl)

<sup>2</sup> Katedra Optoelektroniki, Politechnika Śląska,  
ul. Akademicka 2, 44-100 Gliwice  
[Tadeusz.Pustelny@polsl.pl](mailto:Tadeusz.Pustelny@polsl.pl)

<sup>3</sup> Instytut Organizacji i Zarządzania, WCY, WAT,  
ul. Gen. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa  
[monika.murawska@wat.edu.pl](mailto:monika.murawska@wat.edu.pl)

**STRESZCZENIE:** W artykule przedstawiono zastosowanie sztucznej sieci neuronowej do budowy sensora. W pracy rozwiązywane jest zadanie polegające na określeniu chwilowej objętości wyrzutowej krwi z komory krwistej pneumatycznej pozaustrojowej protezy serca. Badanie przeprowadzono na wytworzonym modelu protezy. Model składał się z komory pneumatycznej, membrany i komory powietrznej. W zrealizowanym eksperymencie membranę obserwowano kamerą w paśmie bliskiej podczerwieni. Obraz membrany poddano przetwarzaniu przez sztuczną sieć neuronową. Jej zadanie polegało na wyznaczeniu zależności występującej między widokiem (kształtem) membrany a chwilową objętością wyrzutową obserwowaną w układzie pomiarowym. Artykuł przedstawia strukturę użytej sztucznej sieci neuronowej, proces uczenia i testowania, układ pomiarowy oraz wyniki badań.

**SŁOWA KLUCZOWE:** sztuczne sieci neuronowe, objętość wyrzutowa, sztuczne serce

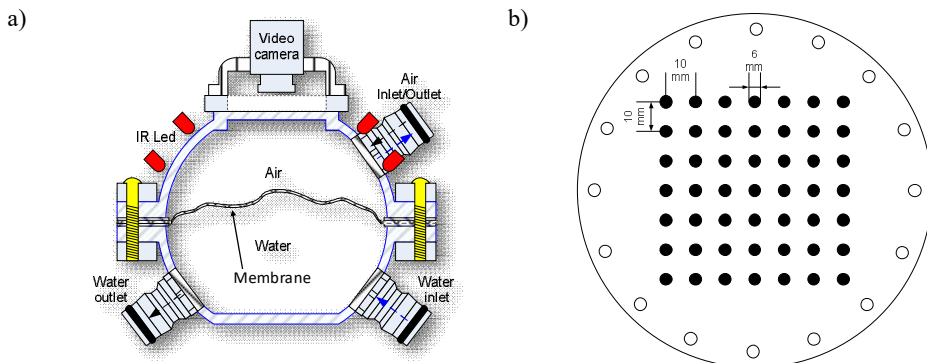
## 1. Wprowadzenie

W programie „Polskie Sztuczne Serce” (*PSS*) uczestniczyły zarówno instytucje naukowe jak i ośrodki kardiochirurgiczne. Efektem ich prac jest rodzina protez serca (ang. *Ventricular Assist Device – VAD*) o wspólnej nazwie

ReligaHeart. Obejmuje ona pozaustrojową, pulsacyjną pompę wspomaganą serca ReligaHeart EXT, częściowo wszczepialną pulsacyjną pompę wspomaganą serca ReligaHeart IMPL, częściowo wszczepialną wirową odśrodkową pompę ReligaHeart ROT, częściowo wszczepialną wirową osiową pompę wspomaganą serca oraz w pełni wszczepialną pompę ReligaHeart TOTAL [1]. Ich opracowanie wymagało rozwiązania wielu istotnych problemów technicznych. W przypadku protezy ReligaHeart EXT było to: opracowanie technologii wytwarzania materiałów i powłok biologicznie obojętnych, opracowanie konstrukcji mechanicznej protezy serca, opracowanie wielkoskalowego modelu numerycznego *VAD*, opracowanie układu sterowania i sensorów [1 - 5].

Pomiar parametrów pracy protezy ReligaHeart EXT: saturacji krwi pompowanej przez protezę serca, prędkości przepływu krwi w konektorach wlotowym i/lub wylotowym, pomiar ciśnień w komorze powietrznej i krwistej, a także określenie chwilowej objętości wyrzutowej (*SV*) służył automatyzacji procesu sterowania protezą oraz optymalizacji jej konstrukcji. Sensory mierzące wskazane parametry miały również umożliwić monitorowanie stanu *VAD* w docelowej aplikacji. Jednym z trudniejszych był pomiar *SV*. W ramach programu *PSS*, zrealizowano go metodą akustyczną stosując teorię rezonatora Helmholtza [6, 7]. Znając ograniczenia tej metody, podejmowano próby pomiaru *SV* różnymi technikami: optyczną [8], wizyjną [9] oraz impedancyjną [10]. Mimo wielu starań proteza ReligaHeart EXT, choć uważana za jedną z nowocześniejszych, nie jest wyposażona w sensory, szczególnie w sensor określający *SV*. Z tego też względu warunki pracy protezy określa się na podstawie ciśnienia powietrza panującego w komorze pneumatycznej oraz obserwacji wzrokowej skrajnych położenia membrany [11].

Brak sygnału zwrotnego z protezy, którego wartość zależy od *SV* sprawia, że sterowanie chwilową objętością wyrzutową jest aktualnie utrudnione lub wręcz niemożliwe.



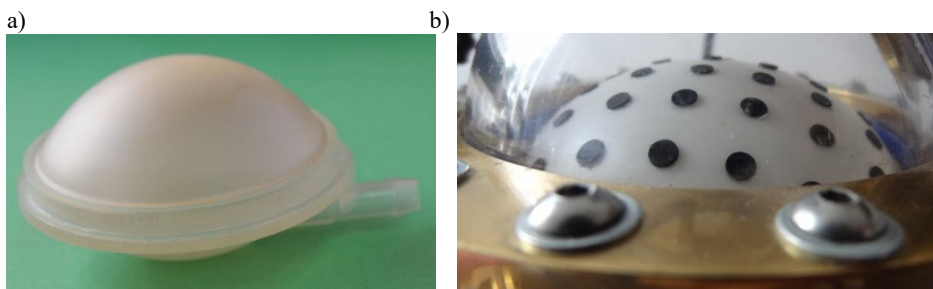
Rys. 1. Autorski model pulsacyjnej protezy serca (a), przyjęty układ markerów (b)

## 2. Motywacja prowadzenia prac

Artykuł poświęcono aplikacji sztucznej sieci neuronowej (*ang. Artificial Neural Network - ANN*) do wyznaczenia chwilowej objętości wyrzutowej sztucznej pozaustrojowej pneumatycznej protezy serca. Badania wykonano na autorskim modelu pompy serca (rysunek 1a). Konstrukcję modelu wzorowano na pulsacyjnej protezie serca ReligaHeart EXT. Użycie modelu jest uzasadnione z uwagi na znaczny koszt protezy, który już w 2011 roku wynosił około 25000 zł [12]. Model wytworzono na podstawie danych uzyskanych z literatury [13–17]. Autorska proteza serca posiada komorę pneumatyczną i komorę krwistą oddzieloną membraną wiotką. Tak jak proteza ReligaHeart EXT jest ona również przezroczysta, co umożliwia obserwację membrany i weryfikację jej pracy.

Trudność określania chwilowej objętości wyrzutowej protezy serca związana jest z identyfikacją (w czasie rzeczywistym) kształtu zespołu membranowego (rysunek 2). Zespół membranowy to w istocie membrana wiotka będąca złożeniem dwóch membran: membrany roboczej oraz membrany krwistej kontaktującej się z krwią [14].

Problematyka wyznaczania kształtu zespołu membranowego używanego w protezie serca była już wcześniej podejmowana. W pracy [15] stwierdzono „...*Ruch membrany jest powtarzalny, ale jego opis matematyczny jest niezwykle skomplikowany i nie jest powtarzalny przy każdym ruchu...*”. Pomimo przytoczonego stwierdzenia w [15] autorzy nie podają zależności określającej ruch membrany w funkcji zadawanego ciśnienia i czasu. Dopiero przyjęcie założenia dotyczącego symetryczności odkształceń pozwoliło autorom określić (wyznaczone empirycznie) równanie opisujące przybliżone położenie węzłów siatki zespołu membranowego. Znajomość równania nie zmienia faktu, że we wnioskach do pracy [15] autorzy twierdzą: *Zaprezentowana w niniejszym rozdziale metodyka rozwiązania stanowi daleko idące uproszczenie idealnego modelu, pomimo tego uzyskanie wyników i ich analiza zajmuje tyle czasu, że w ramach istniejącej infrastruktury komputerowej nie może być włączona w projektowanie jako podstawowe narzędzie weryfikacyjne modelu.*

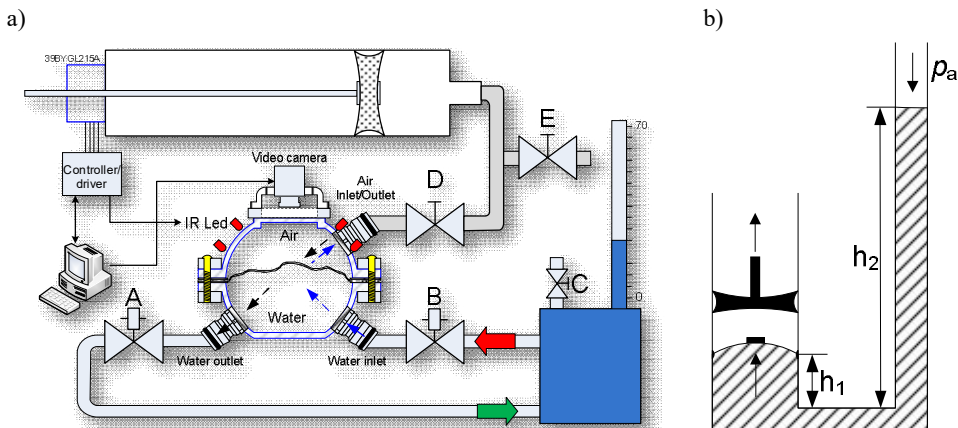


Rys. 2. Zespół membranowy (a), membrana modelu pompy wspomaganego serca (b)

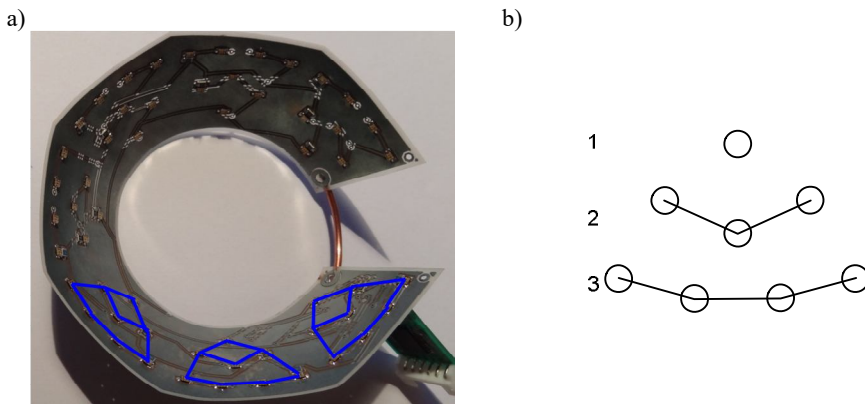
Autorom niniejszego opracowania oryginalny zespół membranowy nie był dostępny. Z tego względu zastąpiono go silikonową membraną wiotką o średnicy 81 mm i grubości 0.25 mm (rysunek 2b). Celem badań było określenie możliwości wykorzystania sztucznej sieci neuronowej do wyznaczania chwilowej objętości wyrzutowej mechanicznej protezy serca. Użycie sztucznej sieci neuronowej do wyznaczania  $SV$  na podstawie zdjęć membrany wymaga zapewnienia rozróżnialności pozyskiwanych obrazów. Warunek ten nie jest obecnie spełniony przez oryginalny zespół membranowy, którego powierzchnia jest jednolita (rysunek 1a). Rozróżnialność zdjęć membrany użytej w trakcie eksperymentów zapewniono stosując wzorec pokazany na rysunku 1b. Widok zmodyfikowanej silikonowej membrany wiotkiej zamontowanej w autorskiej protezie serca przedstawia rysunek 2b.

### 3. Układ pomiarowy

Opracowany przez autorów model pulsacyjnej protezy serca badano w układzie, którego schemat poglądowy przedstawia rysunek 3a. Sposób dołączenia komory do układu wzorowano na rozwiązaniu pokazanym w pracy [18]. W układzie pokazanym na rysunku 3a. komora pneumatyczna dołączona jest do pompy ssąco – tłoczącej. Pompa naprzemiennie wytwarza ciśnienia i podciśnienie, które oddziałuje na membranę wiotką oddzielającą komorę pneumatyczną od komory krwistej. Komorę krwistą wyposażono w dwa szybkozłączki imitujące króciec napływowy i wypływowy, rysunek 1a. Za ich pośrednictwem komora krwista dołączona jest do układu hydraulicznego składającego się z: elektrozaworów A i B, zbiornika z cieczą o pojemności 300 ml, menzurki o wysokości 700 mm i średnicy wewnętrznej 21 mm, liniału pomiarowego oraz zaworu C używanego do odpowietrzenia zbiornika z cieczą.



Rys. 3. Zaprojektowany układ pomiarowy do badania modelu pulsacyjnej protezy serca



Rys. 4. Widok oświetlacza (a), przyjęty układ diod (b)

Złącza komory krwistej nie są wyposażone w elementy oddające charakter pracy zastawek dyskowych typu Moll. W zbudowanym układzie ich funkcję pełnią sterowane niezależnie elektrozawory A i B.

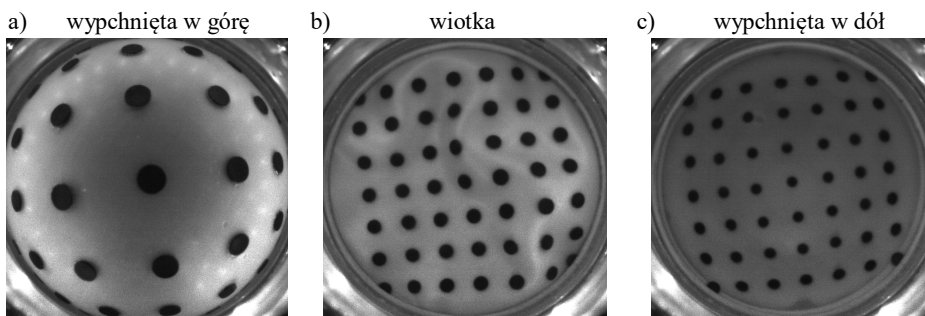
W badaniu do pozyskania zdjęć membrany użyto kamerę MQ013RG-E2 firmy Ximea. Kamera obserwowała membranę, którą oświetlano promiennikiem pracującym w paśmie bliskiej podczerwieni. Promiennik generował światło o długości fali wynoszącej  $\lambda = 850$  nm. W promienniku zastosowano diody VSMY 1850X01 o kącie świecenia 120 deg. i mocy 10 mW/sr przy prądzie  $I_F = 100$  mA. Diody sterowano wielokanałowym kontrolerem PWM – PCA9622DR. Rozłożenie diod oraz widok oświetlacza przedstawia rysunek 4. Prezentowany układ zapewnił pożądane oświetlenie membrany w całym zakresie pracy modelu pompy. Przykładowe widoki membrany uzyskane dla opracowanej konstrukcji oświetlacza przedstawia rysunek 5 i rysunek 6. W układzie pomiarowym sterowanie oświetlaczem, elektrozaworami A i B oraz ruchem tłoka pompy zlecono sterownikowi zbudowanemu na bazie mikrokontrolera. Sterownik ten dołączono do komputera IBM PC wykorzystując złącze USB. Dzięki temu na ruch membrany można było wpływać z poziomu oprogramowania komputera IBM PC lub bezpośrednio z klawiatury dołączonej do sterownika. Wytworzone oprogramowanie sterownika wraz z aplikacją uruchomioną na komputerze IBM PC pozwala sterować ruchem tłoka pompy w obu kierunkach w zakresie od 1 mm do 180 mm z dokładnością 0.01 mm. Ruch tłoka pompy w prawo powoduje wypchnięcie powietrza do komory pneumatycznej protezy serca co skutkuje ruchem membrany w dół, rysunek 5c. Przy otwartym elektrozaworze A i zamkniętym B (rysunek 3a), odpowiada to wyrzutowi płynu z komory krwistej. Ruch tłoka pompy w lewo przy zamkniętym elektrozaworze A i otwartym B powoduje unoszenie się membrany i napełnianie cieczą komory krwistej. Pełny cykl pracy tłoka pompy: lewo → prawo → lewo lub prawo → lewo → prawo odpowiada pojedynczemu cyklowi pracy sztucznej komory serca.

#### 4. Pomiar objętości wyrzutowej przez sztuczną sieć neuronową

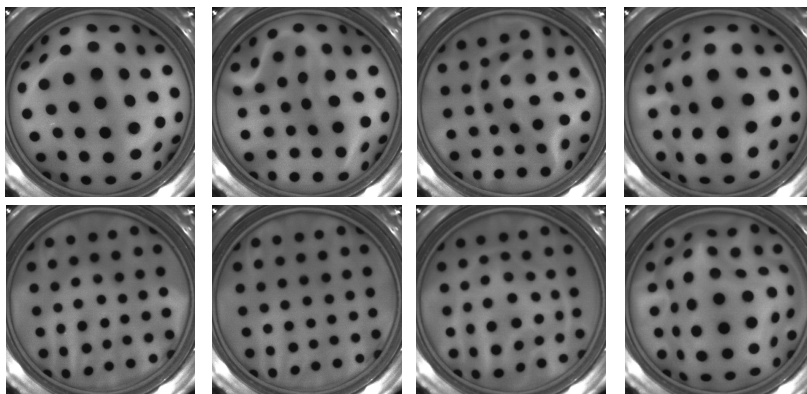
Wyznaczanie chwilowej objętości wyrzutowej przez sztuczną sieć neuronową badano w układzie pokazanym na rysunku 3a. Eksperyment poprzedzono procedurą kalibracji. W ramach niej układ sterowania czeka na ręczne otwarcie zaworu E, następnie steruje ruchem tłoka tak by finalnie znalazł się on w połowie długości zbiornika pompy. Osiągnięcie wskazanej pozycji przez tłok pozwala zalać wodą układ hydrauliczny. W tym celu otwierany był zawór D i elektrozawory A oraz B. Zalewanie układu wodą prowadzono do chwili osiągnięcia w menzurce pomiarowej wysokości słupa wody  $h_2 = 250$  mm (87 ml), rysunek 3b. Wysokość ta była również stabilizowana podczas procedury odpowietrzania układu hydraulicznego. Osiągnięcie wskazanej wysokości słupa wody kończy procedurę kalibracji. W ten sam sposób uzyskuje się początkową (startową) pozycję membrany, która pod wpływem naporu ciśnienia wody samoczynnie wypina się ku górze. Wówczas można zamknąć zawory A, B, D i E.

Zdjęcia membrany wymagane do nauki sieci neuronowej pozyskano w trakcie wypychania i zasysania wody z/do komory krwistej. Podczas wypychania wody z komory krwistej tłok pompy przesuwany był „w prawo”. Dla każdej pozycji tłoka wykonywano zdjęcie membrany oraz rejestrowano wypchniętą objętość wody. Wypychanie cieczy z komory prowadzono do chwili uzyskania sumarycznej objętości wyrzutowej równej 70 ml. Następnie zmieniono kierunek ruchu tłoka pompy na „w lewo”. Tak jak poprzednio, każde przesunięcie tłoka pompy z przyjętym arbitralnie krokiem skutkowało wykonaniem zdjęcia i odczytem objętości wody zassanej do komory. Eksperyment kontynuowano do chwili uzyskania „startowej” pozycji membrany (zassania 70 ml wody do komory krwistej). Wybrane zdjęcia uzyskane podczas wypychania i zasysania wody do komory krwistej pokazano na rysunku 6.

Pomiar objętości komory z użyciem sztucznej sieci neuronowej zrealizowano projektując sieć jednokierunkową nieliniową złożoną z trzech warstw neuronów (*ang. feed-forward three layer ANN*) [19, 20].

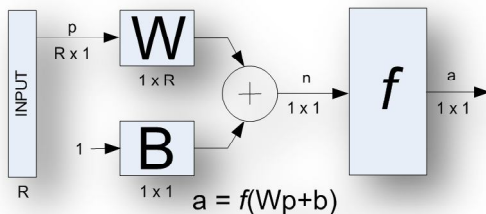


Rys. 5. Widok membrany użytej w badaniach modelu VAD



Rys. 6. Przykładowe widoki membran poddane analizie

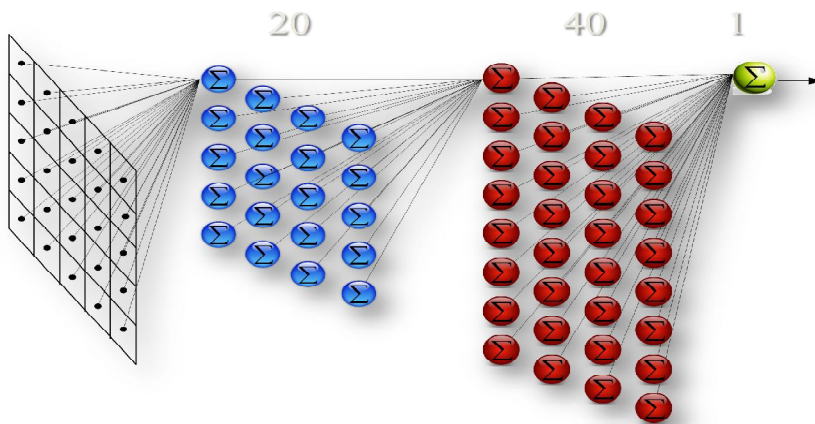
Na rysunku 7 przedstawiono model sztucznego neuronu. Rysunek 8 zawiera widok zastosowanej sieci neuronowej. Liczbę neuronów w warstwach ukrytych sieci: 20 w pierwszej, 40 w drugiej warstwie, dobrano empirycznie. W neuronach warstw ukrytych wykorzystano sigmoidalną logistyczną funkcję aktywacji (*ang. logsig transfer function*). W warstwie wyjściowej rozważono zastosowanie neuronu liniowego oraz nieliniowego.



Rys. 7. Model sztucznego neuronu

Zastosowanie sieci neuronowej do pomiaru objętości wyrzutowej wymagało zgromadzenia danych w postaci serii obrazów zarejestrowanych przy różnym stopniu wypełnienia komory oraz wartości objętości odpowiadających tymże obrazom. Zatem dane stanowiły pary obraz – objętość. Posiadane dane zostały podzielone, zgodnie teorią zawartą w [19], na dwa zbiory: danych treningowych oraz testowych w proporcjach 2:1 (w testach wykorzystano co trzecią z zarejestrowanych par obraz-objętość). Przygotowanie sieci neuronowej wymagało przeprowadzenia treningu – uczenia sieci [20]. Trening polegał na cyklicznym podawaniu na wejścia sieci neuronowej danych wejściowych (obrazów lub cech) i korygowaniu współczynników wagowych proporcjonalnie do wielkości sygnału błędu – niezgodności odpowiedzi generowanej przez sieć z wartościami pożądanymi (wartościami objętości wyrzutowej odpowiadającej analizowanym obrazom – algorytm Backpropagation).



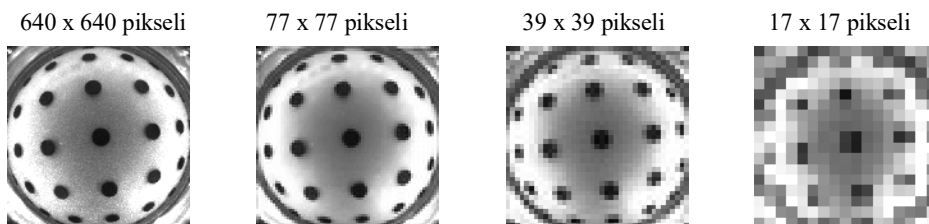


**Rys. 8. Model trójwarstwowej, jednokierunkowej, nieliniowej sieci neuronowej wykorzystanej w badaniach**

Wytrenowaną sieć testowano podając na jej wejścia dane niewykorzystywane w procesie uczenia (dane testowe).

W przypadku rozwiązywanego problemu, już na wstępnym etapie badań okazało się, że podawanie na wejścia sieci nieprzetworzonych obrazów zarejestrowanych w rozdzielczości 640 pikseli x 640 pikseli powoduje znaczne obciążenie systemu zarówno w trakcie procesu uczenia jak i normalnej pracy. W praktyce takie podejście, choć intuicyjnie poprawne, sprawia że eksperyment jest praktycznie niewykonalny. Jak się okazało z punktu oczekiwanych rezultatów, wystarczającym sposobem zmniejszenia rozmiaru danych wejściowych było przeskalowanie obrazu do niższej rozdzielczości (wybrane obrazy membrany po przeskalowaniu przedstawiono na rysunku 9).

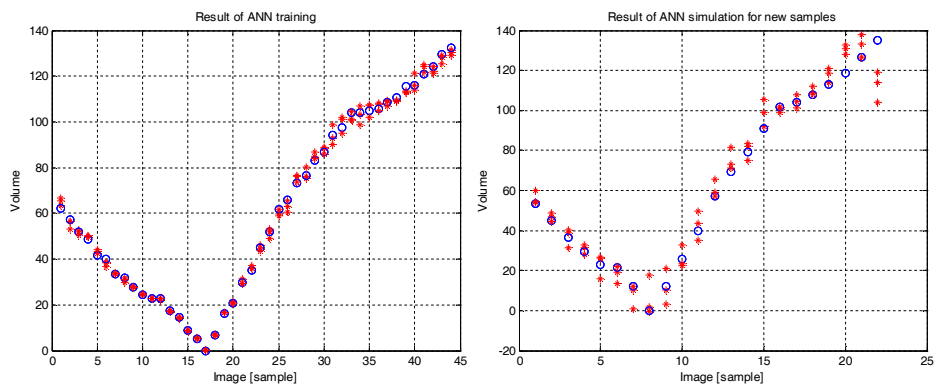
Wyniki eksperymentu, polegającego na pomiarze objętości wyrzutowej komory na podstawie „płaskiego” obrazu membrany (dwuwymiarowego) przy zmiennej rozdzielczości obrazu wejściowego, przedstawione zostały na rysunku 10 oraz rysunku 11. Zmniejszenie rozdzielczości wykonano stosując dyskretną transformatę Fouriera.



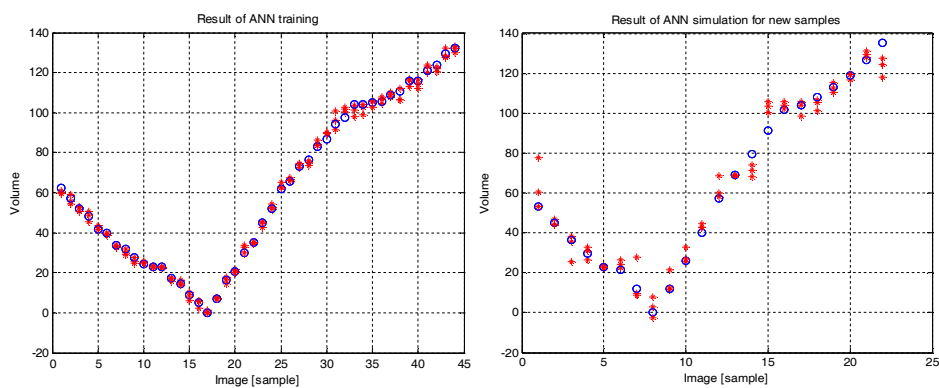
**Rys. 9. Obrazy membrany w różnych rozdzielczościach**



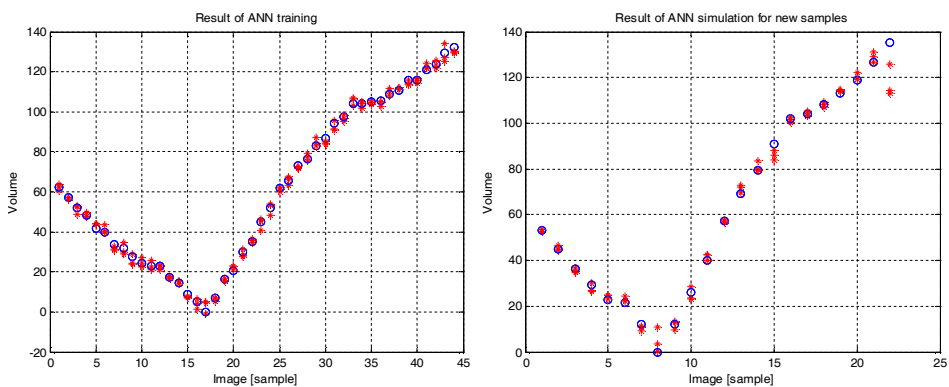
Rozmiar obrazu 77 pikseli x 77 pikseli



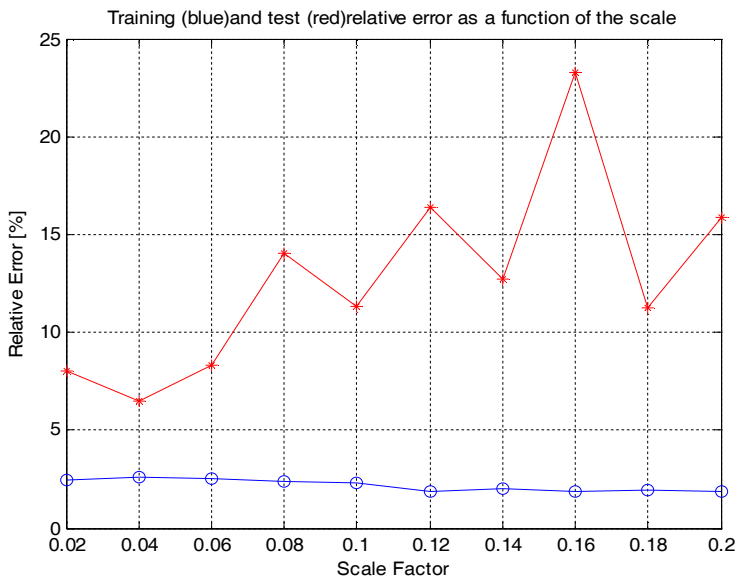
Rozmiar obrazu 39 pikseli x 39 pikseli



Rozmiar obrazu 17 pikseli x 17 pikseli



Rys. 10. Wyniki zastosowania ANN do pomiaru objętości wyrzutowej komory na podstawie obrazów po przeskalowaniu do niższych rozdzielczości



**Rys. 11.** Wykres błędu względnego pomiaru objętości wyrzutowej metodą ANN

Przedstawione wyniki działania sieci neuronowej uzyskano przy zastosowaniu nieliniowej trójwarstwowej sieci neuronowej o strukturze 20-40-1 z nieliniowym neuronem w warstwie wyjściowej. W neuronach zastosowano logistyczną funkcję propagacji wartości na jego wyjściu (tym samym z całej sieci). Wartości danych zawierały się w przedziale od 0 do 1, stąd podczas obliczeń przeskalowano wartości objętości do tego przedziału. W trakcie badań przeprowadzono także eksperymenty dla sieci z neuronem liniowym w warstwie wyjściowej. Uzyskane wyniki (przedstawione w dalszej części artykułu) nie były jednak zadowalające i zmusiły autorów do poszukiwania sieci neuronowej o lepszej architekturze.

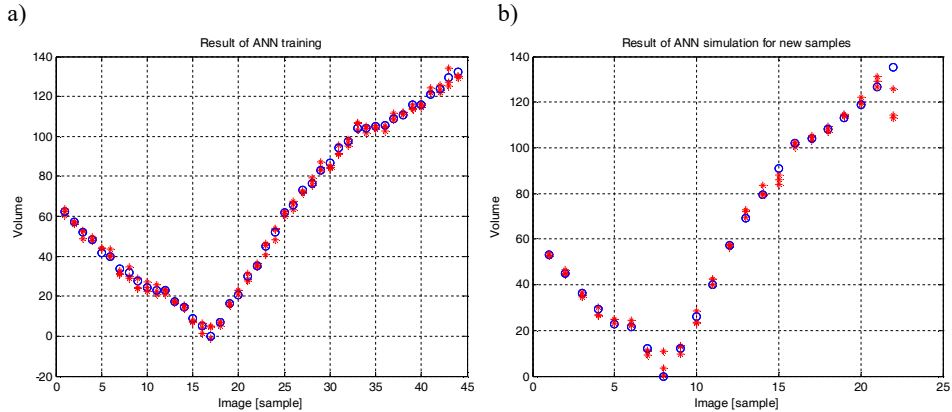
Na rysunku 10 przedstawiono wyniki uczenia sieci (treningu) – kolumna lewa oraz wynik działania sieci po podaniu na jej wejście danych testowych – kolumna prawa. Na wykresach kółkami zaznaczono wartości pomiarów, gwiazdki symbolizują wartości uzyskane w wyniku działania sieci neuronowej.

Rysunek 11 przedstawia zależność względnego błędu pomiaru objętości wyrzutowej komory od współczynnika skali (ang. Scale Factor – SF). SF określa stosunek liczby wierszy w obrazie przeskalowanym do liczby wierszy w obrazie pierwotnym (w takim samym stopniu są redukowane kolumny). Podczas eksperymentu obraz pozyskiwany z kamery był w rozdzielczości 640 pikseli x 640 pikseli.

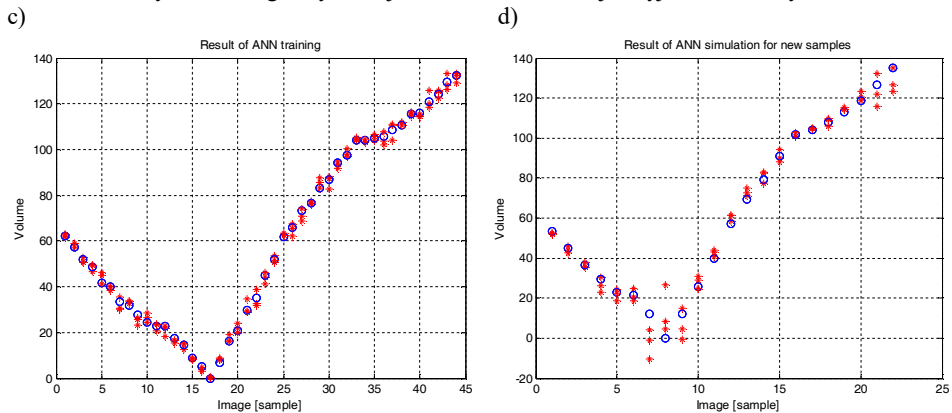
Zdaniem autorów są to jedne z istotniejszych otrzymanych rezultatów. Błąd wyznaczania wartości objętości wyrzutowej uzyskany dla danych treningowych (zbioru uczącego) przedstawia wykres ze znacznikami w postaci

kółek. Błąd uzyskany dla danych testowych przedstawia wykres zaopatrzony w gwiazdki. Z wykresu wynika, że redukcja rozdzielczości do stopnia  $SF = 0,02$

Wyniki treningu i symulacji dla sieci neuronowej z wyjściem nieliniowym



Wyniki treningu i symulacji dla sieci neuronowej z wyjściem liniowym



Rys. 12. Porównanie działania sieci z wyjściem nieliniowym i liniowym

poprawia skuteczność pomiaru, a uzyskany błąd względny uzyskany na poziomie niższym od 10% należy uznać za dobry. Jest on również dopuszczalny przez lekarzy, dla których poziom błędów wyznaczania wartości objętości wyrzutowej nie powinien przekraczać 10%. Dalsze zmniejszanie rozdzielczości prowadziło do zbyt dużej degradacji obrazu, co w rezultacie skutkuje pogorszeniem uzyskiwanych wyników.

Jak wspomniano wcześniej autorzy przeprowadzili także eksperymenty z zastosowaniem sieci neuronowej o strukturze 20-40-1 z neuronem liniowym w warstwie wyjściowej. O ile proces uczenia takiej sieci przebiegał w sposób zadowalający (rysunek 12c), to symulacja dla danych treningowych wykazała, że sieć popełnia duże błędy, zwłaszcza dla obrazów zarejestrowanych przy objętości bliskiej zeru (rysunek 12d). Dla tych samych danych wejściowych,

dużo lepsze wyniki uzyskano, gdy w ostatniej warstwie zastosowano neuron nieliniowy (rysunek 12b).

## 5. Podsumowanie i wnioski

Zastosowanie sztucznej sieci neuronowej do pomiaru objętości wyrzutowej sztucznej komory serca na podstawie „płaskiego” obrazu membrany zarejestrowanego kamerą przyniosło zadowalające rezultaty. Błąd względny jaki osiągnięto podczas badań nie przekraczał 10 procent. Zastosowanie wielowarstwowej sieci neuronowej z wyjściem liniowym, na co wskazywało podejście intuicyjne, nie dało zadowalających rezultatów. Szczególnie duże wartości błędów taka sieć neuronowa generowała dla danych testowych. Z tego względu w *SN* zastosowano wyjścia nieliniowe i ustawiono ich zakres roboczy na odcinku liniowym. Zastosowanie sieci neuronowej wymagało uprzedniego zmniejszenia objętości danych wejściowych. Obraz o rozdzielczości 640 pikseli x 640 pikseli podawany bezpośrednio na sieć był zbyt duży i prowadził do nieakceptowalnego czasu uczenia sieci. Redukcję objętości danych wejściowych dokonano na drodze zmniejszenia rozdzielczości obrazu. Zabieg ten pozwolił na uzyskanie dobrych rezultatów nawet przy bardzo małym współczynniku skali  $SF=0,025$ , dla którego uzyskany obraz miał wielkość 17 pikseli x 17 pikseli.

## Literatura

- [1] <http://naukawpolsce.pap.pl/aktualnosci/news,398439,polskie-sztuczne-serce--sojusz-medycyny-nauki-i-techniki.html> (dostęp 25.04.2015).
- [2] GAWLIKOWSKI M., PUSTELNY T., KUSTOSZ R., *The methods of physical parameters measurement regarding the heart supporting automation*. European Physical Journal: Special Topics, vol. 154, no. 1, 71, 2008. DOI: 10.1140/epjst/e2008-00519-0.
- [3] SARNA J., KUSTOSZ R., WOŹNIEWSKA E., GONSIOR M., JAROSZ A., SZYMAŃSKA K., D. HANSEL, E. KRZAK, *Program „Polskie Sztuczne Serce” Sojusz Medycyny, Nauki i Techniki*. Epigraf, Zabrze, 2013.
- [4] PUSTELNY T., KONIECZNY G., OPILSKI Z., GAWLIKOWSKI M., *Układy pomiarowe dla pulsacyjnych pomp wspomagania serca ReligaHeart – Układ pomiaru ruchu membrany*. W: *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne*. Epigraf, Zabrze, 2013, s. 22 – 36.
- [5] SOBOTNICKI A., MOCHA J., CZERW M., GIBIŃSKI P., GACEK T., PAŁKO T., *Metody pomiaru istotnych parametrów biomedycznych w protezie serca oraz ich techniczna implementacja*. W: *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne*. Epigraf, Zabrze, 2013, s.283-333.

- [6] OPILSKI Z., KONIECZNY G., PUSTELNY T., GACEK A., KUSTOSZ R., GAWLIKOWSKI M., *Noninvasive acoustic blood volume measurement system for the POLVAD prosthesis*. Bulletin Of The Polish Academy of Sciences Technical Sciences, vol. 59, no. 4, 2011. DOI: 10.2478/v10175-011-0053-7.
- [7] GIBINSKI P., KONIECZNY G., MACIAK E., OPILSKI Z., PUSTELNY T., *Acoustic device for measuring instantaneous blood volume in cardiac support chamber i.e. pneumatic heart assist driving chamber, has sensor supporting heart in openings, and audio amplifier connected with volume unit of blood-cell support*. Patent Number(s): PL394074-A1.
- [8] KONIECZNY G., PUSTELNY T., *Preliminary Research of an Optical Sensor for Measurements of the Blood Chamber Volume in the POLVAD Prosthesis*, Acta Physica Polonica A, vol. 122, 2012, pp. 962-965.
- [9] KOMOROWSKI D., GAWLIKOWSKI M., *Preliminary Investigations Regarding the Blood Volume Estimation in Pneumatically Controlled Ventricular Assist Device by Pattern Recognition*. Computer Recognition Systems 2, Advances in Soft Computing 45, 2007, pp. 558-565.
- [10] GAWLIKOWSKI M., PUSTELNY T., KUSTOSZ R., *The methods of physical parameters measurement regarding the heart supporting automation*. Eur. Phys. J. Special Topics 154, 2008, pp. 71 – 76.
- [11] KONIECZNY G., PUSTELNY T., MARCZYŃSKI P., *Optical Sensor for Measurements of the Blood Chamber Volume in the POLVAD Prosthesis - Static Measurements*. Acta Phys. Pol. A, vol. 124, 2013, pp. 479-482.
- [12] [http://www.przetargi.egospodarka.pl/263017\\_Dostawa-sztucznych-komor-serca-dla-UCK-w-Gdansku\\_2011\\_2.html](http://www.przetargi.egospodarka.pl/263017_Dostawa-sztucznych-komor-serca-dla-UCK-w-Gdansku_2011_2.html), (dostęp 15.04.2015)
- [13] *Program Polskie Sztuczne Serce. Wydanie specjalne – rezultaty programu*. Biuletyn, wyd. nr 7, kwiecień 2013.  
<http://www.polskieszuczneserce.pl/biuletyny/b7.pdf>. (dostęp 11.04.2016)
- [14] KAPIS A., CZAK M., KUSTOSZ R., GAWLIKOWSKI M., *Nowy pozaustrojowy system wspomagania serca ReligaHeart EXT*. W: *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne*. Epigraf, Zabrze, 2013, s. 22-77.
- [15] JÓZWIK K., OBIDOWSKI D., REOROWICZ P., KŁOSIŃSKI P., WITKOWSKI D., WAJMAN T., BUJOK W., KAPIS A., KUSTOSZ R., *Wykorzystanie metod numerycznych w konstrukcji układu przepływowego pozaustrojowej pompy wspomagania serca ReligaHeart EXT*. W: *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne*. Epigraf, Zabrze, 2013, s. 78-128.
- [16] SZUBER A., KAPIS A., KUSTOSZ R., JÓZWIK K., WITKOWSKI D., OBIDOWSKI D., REOROWICZ P., KŁOSIŃSKI P., GŁOWACKI M., GAWLIKOWSKI M., GONSIOR M., *Polska mechaniczna zastawka dyskowa typu MOLL przeznaczona do stosowania w pulsacyjnych pompach wspomagania serca ReligaHeart EXT*. W: *Polskie*

*protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne.* Epigraf, Zabrze, 2013, s. 129-154.

- [17] JANICZAK K., KOŚCIELNIAK-ZIEMNIAK M., RELIGA G., KUSTOSZ R., GONSIOR M., ŚCIGAŁA P., CZINGON M., GAWLIKOWSKI M., *Badania biologiczne pomp wspomaganie serca ReligaHeart EXT.* W: *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne.* Epigraf, Zabrze, 2013, s. 155-189.
- [18] CZAK M., DARŁAK M., KAPIS A., KUSTOSZ R., *Rozwój konstrukcji sterowników systemu ReligaHeart.* W: *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne.* Epigraf, Zabrze, 2013, s.190-208.
- [19] OSSOWSKI S., *Sieci neuronowe do przetwarzania informacji,* Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 2000.
- [20] ŻURADA J., BARSKI M., JĘDRUCH W., *Sztuczne sieci neuronowe.* PWN, Warszawa, 1996.

### **Application of Artificial Neural Network to Determine the Stroke Volume of Pneumatic Prosthesis Heart**

ABSTRACT: The paper presents the use of artificial neural network in sensors application. The task is to determine the stroke volume of the blood chamber of heart prosthesis. The tests were performed on the model of chamber of pneumatic prosthesis heart. In the considered task the surface of membrane is observed by a camera that works in the near-infrared band. Artificial neural network was used to determine the relationship between the real views of membrane and stroke volume. In the article the artificial neural network learning process and results of research are presented.

KEYWORDS: artificial neural networks, stroke volume, artificial heart prosthesis

*Praca wpłynęła do redakcji: 10.05.2016 r.*