

# Metoda wizualizacji kształtu membrany wiotkiej pompy wspomagania serca

**Wojciech SULEJ, Krzysztof MURAWSKI**

Instytut Teleinformatyki i Automatyki, Wydział Cybernetyki,  
Wojskowa Akademia Techniczna  
ul. Gen. W. Urbanowicza 2, 00-908 Warszawa 46  
wojciech.sulej{krzysztof.murawski}@wat.edu.pl

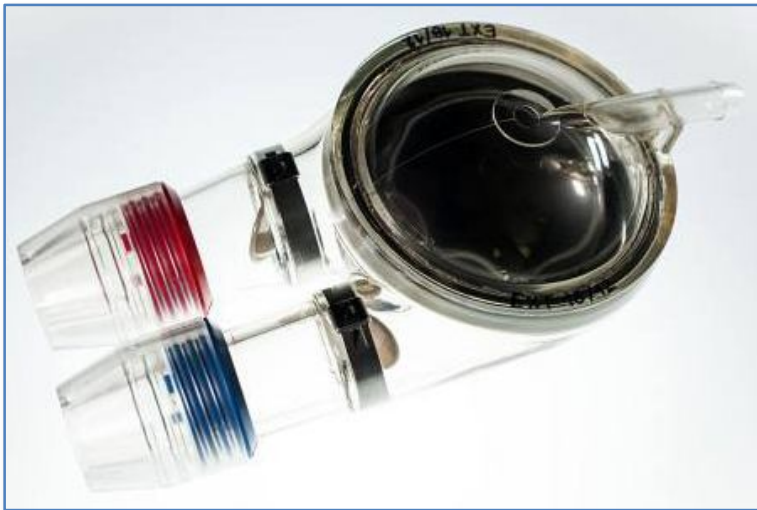
**STRESZCZENIE:** W artykule przedstawiono metodę wizualizacji kształtu membrany wiotkiej pneumatycznej, pozaustrojowej pompy wspomaganie pracy mięśnia sercowego. Celem badań było opracowanie techniki wyznaczania, w czasie rzeczywistym, nieregularnego widoku membrany. Widok tworzono na podstawie jednego obrazu membrany wykonanego nieruchomą kamerą wyposażoną w obiektyw o stałej ogniskowej ze stałą nastawą ostrości. Badania ukierunkowano na użycie technik rzeczywistości wirtualnej. Przyjęto, że metody wykorzystywane do tworzenia realistycznej, trójwymiarowej grafiki komputerowej, łącznie z autorską metodą wyznaczania odległości typu *Depth from Defocus* pozwolą osiągnąć założony cel. W artykule zawarto również wyniki uzyskane metodą wizualizacji kształtu membrany dla modelowych (znanych) kształtów membran.

**SŁOWA KLUCZOWE:** grafika komputerowa, grafika trójwymiarowa, odwzorowanie kształtu membrany, sztuczna komora serca

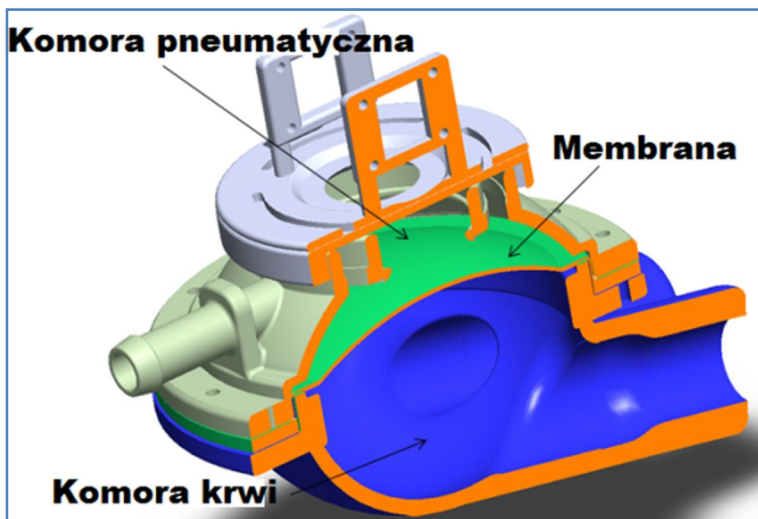
## 1. Wprowadzenie

W artykule przedstawiono wyniki badań, których celem było opracowanie szybkiej i dokładnej metody wizualizacji kształtu membrany wiotkiej pneumatycznej pozaustrojowej pompy wspomaganie mięśnia sercowego. Technikę wyznaczania kształtu membrany wiotkiej przedstawiono również w [1]. Wyniki uzyskiwane zgodnie z [1] wyrażone są w pikselach, co w praktyce uniemożliwia weryfikację ich poprawności względem kształtu membrany rzeczywistej. W niniejszej pracy przyjęto, że wyznaczany kształt membrany wyrażony będzie w milimetrach. Badania prowadzone w tym obszarze dają możliwość opracowania metody określania chwilowej objętości wyrzutowej

a)



b)



**Rys. 1. Pozaustrojowa, pneumatyczna pompa wspomaganie serca opracowana w ramach programu „Polskie Sztuczne Serce” [2] (a) i opracowana w Wojskowej Akademii Technicznej i Politechnice Śląskiej (b)**

sztucznej komory serca przy użyciu tylko techniki wizyjnej. Prace dotyczące opracowania pompy wspomaganie serca (rysunek 1a), realizowane były w ramach programu „Polskie Sztuczne Serce” [2]. Niniejsza praca wraz z badaniami przedstawionymi w publikacjach [3], [4], [5], [6], [7], [8], [9], [10] nawiązuje do badań przedstawionych w pracy [2]. Ma ona na celu opracowanie

wizyjnej metody wyznaczenia rzutu minutowego oraz wizualizacji wyniku pomiaru chwilowej objętości wyrzutowej i kształtu membrany w czasie rzeczywistym. W przypadku powodzenia utworzona zostanie możliwość użycia do budowy sztucznej komory serca nieprzezroczystych warstw biologicznie obojętnych, które istotnie zmniejszają ryzyko powstawania skrzeplin przy jednoczesnym zachowaniu bezpieczeństwa użytkowania pompy [2].

## **2. Motywacja prowadzenia badań**

Ważnym parametrem funkcjonowania serca jest objętość wyrzutowa i wynikający z niej rzut minutowy lewej komory. Chwilową objętość wyrzutową sterowanej pneumatycznie pompy wspomaganie mięśnia sercowego można określić, znając kształt czaszy krwistej oraz chwilowy kształt membrany wiotkiej. Zadanie to nie zostało jednak dotąd rozwiązane [11]. Pewien przełom w tym zakresie zaproponowano w pracy [1]. Technika wizyjna zawarta w pracy [1] pozwala wyznaczyć kształt membrany w świecie wirtualnym (w pikselach). Świat wirtualny wprowadza jednak pewne ograniczenia. Do najistotniejszych zalicza się brak możliwości weryfikacji uzyskanych wyników z rzeczywistymi kształtami membran. Pokonanie tego ograniczenia, rozumiane jako wyznaczenie w czasie rzeczywistym kształtów membran wyrażonych w milimetrach jest celem niniejszej pracy.

## **3. Obiekt badań**

Badanie przeprowadzono na modelu pneumatycznej, pozaustrojowej pompy wspomaganie serca (rysunek 1b), w którym zachowano wymiary oryginalnej pompy (rysunek 1a). Z uwagi na ograniczenia technologiczne i finansowe do budowy modelu użyto technologii druku 3D. Zarówno oryginał jak i model posiadają komorę pneumatyczną i komorę krwistą. Komory oddziela membrana wiotka (rysunek 1b) i (rysunek 2). Chwilowy kształt membrany wpływa na objętość komory krwistej. Wtłaczanie gazu do komory pneumatycznej powoduje ruch membrany w dół. Stan ten odpowiada wyrzutowi krwi z komory krwistej. Wytwarzanie podciśnienia w komorze pneumatycznej, powoduje ruch membrany w górę i ponowne napełnianie krwią komory. Wykorzystanie membrany wiotkiej w pompie wspomaganie pracy mięśnia sercowego, pomimo że generuje wiele problemów, jest niezbędne z medycznego punktu widzenia. Ten typ membrany zmniejsza możliwość powstawania skrzeplin i eliminuje problem sedymentacji krwi, dzielenia krwi na frakcje.

#### 4. Metoda pomiaru

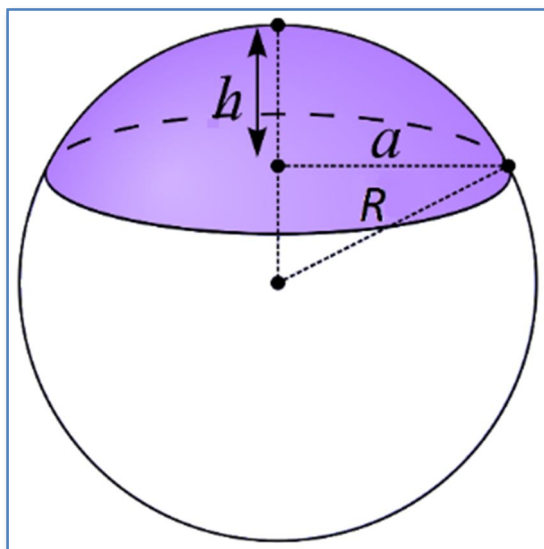
W proponowanej metodzie pomiaru powierzchnia membrany wiotkiej obserwowana jest z odległości od 18 mm do 36 mm za pomocą nieruchomej kamery wyposażonej w obiektyw szerokokątny o stałej ogniskowej. Na podstawie uzyskanego widoku membrany metoda wyznacza jej kształt, który wyrażony jest w przestrzeni trójwymiarowej. W procesie pomiaru stosowane są techniki przetwarzania i analizy obrazu. W pierwszym kroku obraz pozyskiwany jest z kamery. Następnie nakładana jest na niego maska w kształcie koła, która wycina z obrazu jego nieistotne fragmenty. Tak przygotowany obraz poddawany jest segmentacji. Polega ona na wykryciu położenia markerów umieszczonych na powierzchni membrany od strony komory pneumatycznej. W przyjętej realizacji zastosowano czarne, okrągłe markery o średnicy 3 mm.

W trakcie odkształcania powierzchni membrany, markery nie zmieniają swojego rzeczywistego rozmiaru. Zmiany pól powierzchni markerów, obserwowane na widoku membrany, wynikają tylko z oddalania lub zbliżania się markerów od/do płaszczyzny optycznego sensora kamery. W tym samym czasie segmentacja obrazu wyznacza: położenie plam widocznych na obrazie oraz ich środki ciężkości i pola powierzchni. Na podstawie otrzymanych parametrów określono położenie markerów w przestrzeni 3D. W badaniu w ten sposób wyznaczano położenie 49 unikalnych punktów membrany. Pozostałe punkty określono stosując interpolację przestrzenną opartą na triangulacji. W efekcie otrzymano regularną siatkę punktów reprezentującą kształt membrany pneumatycznej pompy wspomaganie serca.

Znając rzeczywiste wymiary membrany przeliczono współrzędne  $X$  i  $Y$  środków ciężkości markerów (wyrażone w pikselach) na ich rzeczywiste położenie  $(X^T, Y^T, Z^T)$  wyrażone w milimetrach, gdzie  $X = [x_1, \dots, x_n]$ ,  $Y = [y_1, \dots, y_n]$ . Odległości markerów  $Z = [z_1, \dots, z_n]$  od płaszczyzny sensora



Rys. 2. Widok membrany wiotkiej

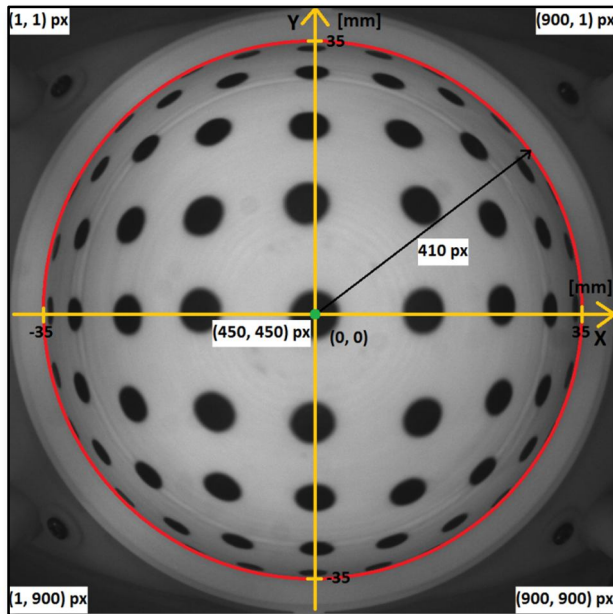


Rys. 3. Interpretacja geometryczna wymiarów odcinka kuli

kamery uzyskano bezpośrednio w milimetrach zgodnie z [12]. Odległość „wirtualnych markerów”, których położenie jest zgodne z węzłami wyznaczonej siatki, od płaszczyzny sensora kamery, przeprowadzono w trakcie interpolacji przestrzennej.

### Wymiarowanie membrany wiotkiej

Trudność określania rzeczywistego kształtu membrany wiotkiej pompy wspomagania serca wyposażonej w membranę wiotką (rysunek 2), wynika z charakteru pracy membrany. Membrana wiotka posiada tylko dwa stany, które można opisać matematycznie. Pierwszy stan występuje, gdy komora krwista całkowicie wypełniona jest krwią. Membrana przyjmuje wtedy regularny kształt wypukły. Drugi stan pojawia się przy pełnym wyrzucie krwi z komory. Wówczas membrana przyjmuje regularny kształt wklęsły. W obu wymienionych przypadkach membrana przyjmuje kształt odcinka kuli (rysunek 3). Dla wskazanych stanów charakterystycznych, znając podstawowe parametry pompy, wyznaczono wymiary geometryczne membrany. Przyjmując, że promień odcinka kuli  $a$  wynosi 35 mm, a objętość odcinka kuli  $V$  jest równa 35 ml (połowa objętości wyrzutowej komory serca u dorosłego mężczyzny – 70 ml), wyznaczono skrajne położenia membrany w osi Z. Wartość  $h$  wyznaczono z wzorów (1) i (2) oraz po rozwiązaniu równania (3).



Rys. 4. Widok membrany z kamery z naniesionym rzeczywistym układem współrzędnych

$$V = ((\pi h^2)/3) \cdot (3R - h) \quad (1)$$

$$R = (a^2 + h^2)/2h \quad (2)$$

$$h^3 + 3a^2h - 6V/\pi = 0 \quad (3)$$

$$f(X,Y) = Z = \sqrt{R^2 - X^2 - Y^2} - (R - h) \quad (4)$$

gdzie: wysokość odcinka kuli  $h = 16,8803$  mm; promień kuli  $R = 44,7250$  mm. Znając wartości  $a$ ,  $h$  i  $R$  można wyznaczyć równanie powierzchni membrany wiotkiej (4) w przestrzeni rzeczywistej dla stanów granicznych.

### Przekształcenie współrzędnych $x$ i $y$ do wymiarów rzeczywistych

Przekształcenie współrzędnych  $x$  i  $y$  do wymiarów rzeczywistych odbywa się bezpośrednio na podstawie współrzędnych obrazu wyrażonych w pikselach (rysunek 4). W celu przekształcenia dwuwymiarowego obrazu membrany określonego w pikselach do wymiarów rzeczywistych  $X$  i  $Y$ , nowe wartości są wyznaczone przy użyciu przekształcenia liniowego odpowiednio dla współrzędnej  $x$  z (5) i współrzędnej  $y$  z (6).

$$X = [(x - x_0)/(2 \cdot r)] \cdot (X_{max} - X_{min}) \quad (5)$$

$$Y = [(y_0 - y)/(2 \cdot r)] \cdot (Y_{max} - Y_{min}) \quad (6)$$

W badaniu obraz o wymiarach  $900 \times 900$  pikseli, maskowano okręgiem o promieniu  $r = 410$  pikseli. Uzyskane w ten sposób koło o średnicy 820 pikseli przeliczono na zakres od  $-35$  mm do  $+35$  mm, przy założeniu, że środek skali znajduje się w środku membrany. Dla danych  $r = 410$  pikseli,  $x_0 = 450$  pikseli,  $y_0 = 450$  pikseli,  $X_{max} = Y_{max} = 35$  mm i  $X_{min} = Y_{min} = -35$  mm otrzymano uproszczone równania przekształceń liniowych:

$$X = 0,08537 \cdot x - 38,4146 \text{ [mm]} \quad (7)$$

$$Y = -0,08537 \cdot y + 38,4146 \text{ [mm]} \quad (8)$$

Równania (7) i (8) zostały użyte do przekształcenia współrzędnych  $x$  i  $y$  wyrażonych w pikselach do wymiarów rzeczywistych wyrażonych w milimetrach. Tak przekształcona siatka punktów przedstawia kształt membrany wiotkiej zwymiarowany w rzeczywistej przestrzeni dwuwymiarowej.

## Wyznaczanie wartości współrzędnej „z”

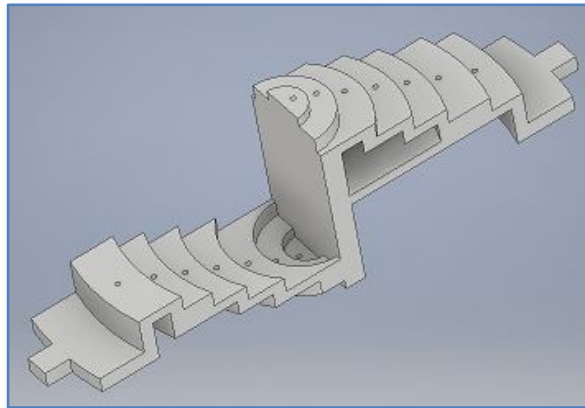
Wartość współrzędnej „z” określono techniką podaną w [12]. Jej użycie wymaga przeprowadzenia kalibracji toru wizyjnego kamery. Kalibracja polega na zbadaniu zależności występujących pomiędzy polem powierzchni markera obserwowanego na obrazie, a jego rzeczywistą odległością od płaszczyzny sensora optycznego kamery.

Wstępnie określono również wartość współczynnika progowania używanego podczas segmentacji, w celu wykonania defuzyfikacji obrazu. Wyznaczono również skrajne wielkości pól powierzchni plam właściwych dla dwóch skrajnych położenia markera centralnego. Tym samym określono graniczne wartości uzyskiwane w osi  $Z$  – głębokości.

Wykonując eksperymenty zauważono, że zmieniające się warunki realizacji pomiarów, nie zakłócają proporcji występującej między polami powierzchni markerów umieszczonych w różnych odległościach względem sensora kamery. Doprowadziło to do wniosku, że różnice między polami powierzchni markerów umieszczonych w różnych odległościach mają charakter liniowy. Weryfikacja postawionej hipotezy wymagała zaprojektowania wzornika pokazanego na rysunku 5.

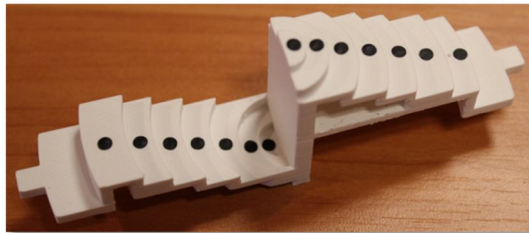
Wzornik składa się ze schodków, każdy o wysokości 3 mm. Wyjątek stanowią jedynie stopnie „najniższy” i „najwyższy”, których wysokość wynika wprost z opisu matematycznego odcinka kuli (rysunek 3).

a)

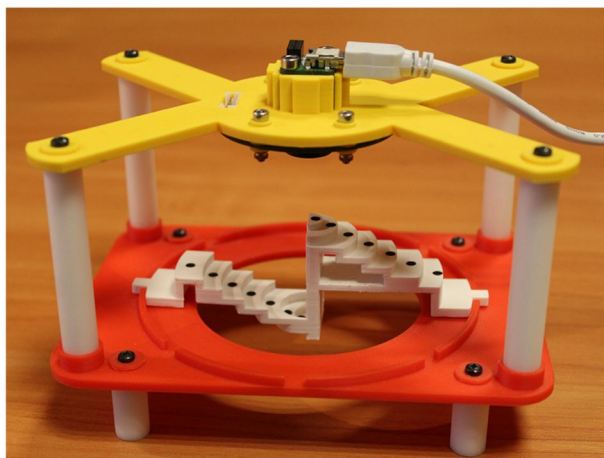


**Rys. 5a. Wzornik pomiarowy – projekt**

b)



**Rys. 5b. Wzornik pomiarowy – element wykonany w technologii druku 3D**

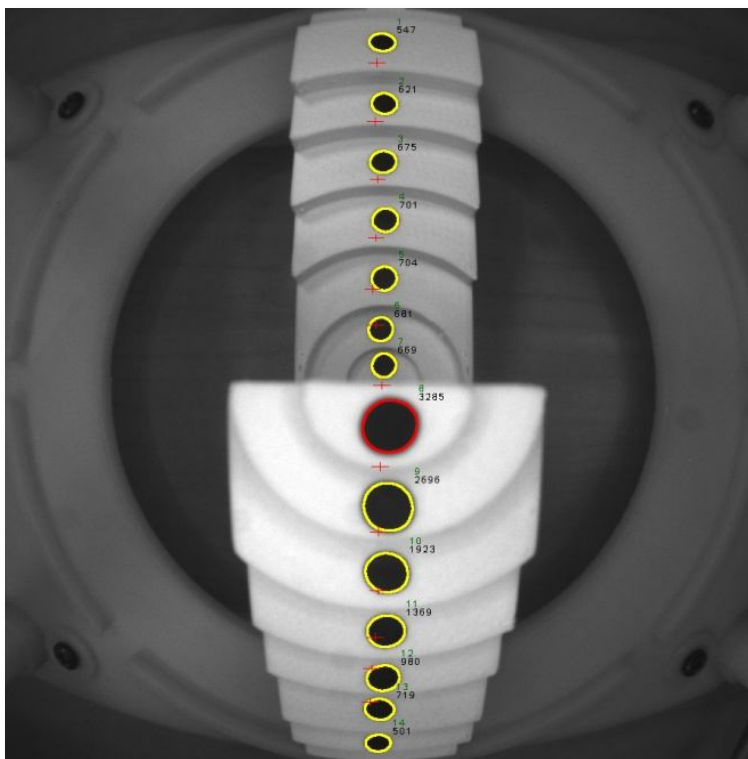


**Rys. 6. Stanowisko badawcze z wzornikiem pomiarowym**



Wzornik zaprojektowano w oprogramowaniu typu CAD. Wytworzono go w technologii druku 3D, przyjmując nastawy: dokładność pozycjonowania w osiach X i Y – 0,001 mm, grubość warstwy w osi Z – 0,09 mm (rysunek 5b).

Na kolejnych schodkach wzornika rozmieszczonych zostało 14 okrągłych, czarnych markerów o średnicy 3 mm, po jednym na każdym schodku. Do badań zaprojektowano również stanowisko badawcze. Poszczególne części stanowiska wydrukowano na drukarce 3D. Po złożeniu powstała stabilna konstrukcja eliminująca przypadkowe zmiany położenia i zmiany kątów widzenia kamery w stosunku do wzornika pomiarowego (rysunek 6). Stanowisko badawcze wyposażono w miniaturową, monochromatyczną kamerę firmy XIMEA model MU9PM-MH z obiektywem o stałej ogniskowej  $f = 1,8$  mm i kątem widzenia  $126^{\circ}$ . Kamerę podłączono do komputera za pomocą interfejsu USB 2.0. Całość dopełniło autorskie oprogramowanie umożliwiające wykonanie pomiarów i wizualizację graficzną wyniku w czasie rzeczywistym (rysunek 7).



**Rys. 7. Widok z kamery wzornika pomiarowego z wykrytymi markerami i wyznaczonymi ich polami powierzchni**

Łącznie wykonano 3 różne eksperymenty. Najpierw przeprowadzono pomiar referencyjny. Wyniki pomiaru opatrzone etykietą Eksperyment 1. Następnie powtórzono go zmieniając poziom oświetlenia (Eksperyment 2) i wartość progu segmentacji (Eksperyment 3). Uzyskane wyniki zamieszczono w tabeli 1. Graficzną reprezentację uzyskanych rezultatów przedstawiają rysunki 8a, b i c.

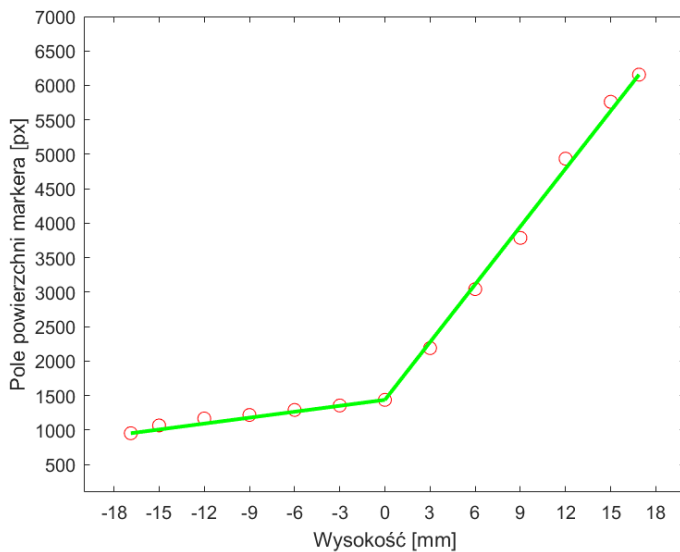
W każdym badaniu pola powierzchni wszystkich markerów wyznaczano jednocześnie. Poziom referencyjny, dla którego przesunięcie wynosiło 0, był zgodny z położeniem krawędzi membrany. Ostrość obrazu ustawiono na markerze centralnym, znajdującym się na poziomie referencyjnym. Wartości odległości odpowiadające markerom znajdującym się powyżej tego poziomu mają znak „+”. Analogicznie wartości odległości odpowiadające markerom umieszczonym poniżej punktu referencyjnego mają znak „-”.

Tab. 1. Wyniki badania zmian pola powierzchni markera

Przesunięcie względem punktu referencyjnego [mm]	Pole powierzchni markera [piksel]		
	Eksperyment 1	Eksperyment 2	Eksperyment 3
16,88	6156	5663	4844
15,00	5762	5271	4479
12,00	4938	4141	3447
9,00	3788	3391	2798
6,00	3045	2607	2103
3,00	2189	1777	1347
0,00	1439	1039	545
-3,00	1357	1054	486
-6,00	1292	894	436
-9,00	1219	866	404
-12,00	1169	864	391
-15,00	1067	685	374
-16,88	954	744	349

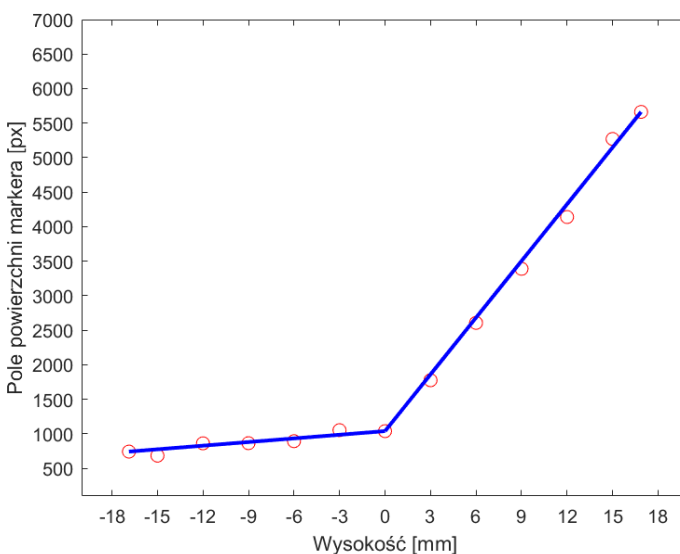
Uzyskane wyniki, zawarte w tabeli 1, potwierdziły hipotezę, że różnice między polami powierzchni markerów w różnych odległościach mają charakter liniowy. Jednak wykresy pokazane na rysunkach 8a, b i c pokazują, że dla każdego przypadku potrzebne są dwie oddzielne zależności.

Eksperyment 1



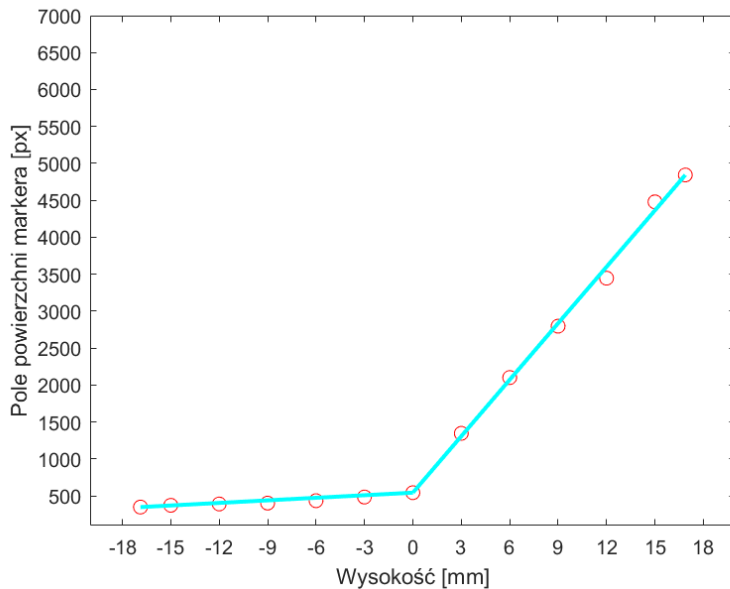
Rys. 8a. Zmiany wielkości pola powierzchni markera w funkcji jego odległości od punktu referencyjnego (eksperyment 1)

Eksperyment 2



Rys. 8b. Zmiany wielkości pola powierzchni markera w funkcji jego odległości od punktu referencyjnego (eksperyment 2)

## Eksperyment 3



**Rys. 8c. Zmiany wielkości pola powierzchni markera w funkcji jego odległości od punktu referencyjnego (eksperyment 3)**

Przybliżenie wyników z zastosowaniem aproksymacji linowej umożliwiło przekształcenia współrzędnej  $z$  do wymiarów rzeczywistych. Prowadzone prace pokazały, że wystarczającym jest określenie pól powierzchni markera znajdującego się w trzech pozycjach: dwóch skrajnych i w pozycji środkowej (referencyjnej).

Zakładając, że:  $P_z$  oznacza pole powierzchni analizowanego markera;  $P_{zero}$  reprezentuje pole powierzchni markera znajdującego się w pozycji referencyjnej;  $P_{górn}$  oznacza pole powierzchni markera centralnego dla membrany w maksymalnym górnym położeniu;  $P_{dół}$  oznacza pole powierzchni markera centralnego dla membrany w maksymalnym dolnym położeniu; można określić równania (9)-(11) wyznaczające wartość współrzędnej  $z$ .

$$z = P_z - P_{zero} \quad (9)$$

$$Z = (z \cdot Z_{max}) / (P_{górn} - P_{zero}) \quad \text{dla } z \geq 0 \quad (10)$$

$$Z = (z \cdot Z_{min}) / (P_{dół} - P_{zero}) \quad \text{dla } z < 0 \quad (11)$$

Przyjmując wartości parametrów właściwe dla pierwszego eksperymentu ( $P_{\text{góra}} = 6156$  pikseli,  $P_{\text{zero}} = 1439$  pikseli,  $P_{\text{dół}} = 954$  pikseli,  $Z_{\text{max}} = 16,8803$  mm,  $Z_{\text{min}} = -16,8803$  mm) otrzymano uproszczone równania przekształceń liniowych:

$$Z = 0,00358 \cdot P_z - 5,1496 \text{ [mm]} \quad \text{dla } P_z \geq 1439 \quad (12)$$

$$Z = 0,0348 \cdot P_z - 50,0843 \text{ [mm]} \quad \text{dla } P_z < 1439 \quad (13)$$

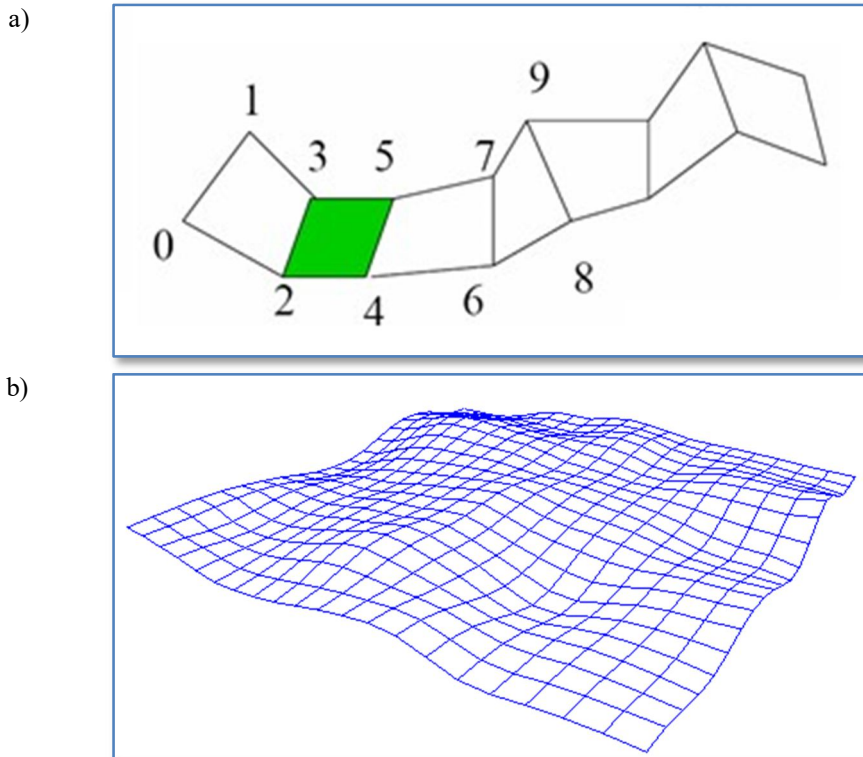
Równania (7), (8), (12), (13) przekształcają współrzędne  $x$ ,  $y$  i  $z$  do wymiarów rzeczywistych. Tak wyrażona siatka punktów przedstawia poszukiwany kształt membrany wiotkiej zwymiarowany w trójwymiarowej przestrzeni rzeczywistej.

## 5. Wizualizacja kształtu membrany wiotkiej

Wizualizację kształtu membrany wykonano z użyciem standardu OpenGL (Open Graphics Library). OpenGL jest otwartym interfejsem programowania do tworzenia grafiki dwu- i trójwymiarowej. W jego skład wchodzi zestaw funkcji umożliwiających budowanie złożonych trójwymiarowych scen z podstawowych prymitywów graficznych. Polecenia OpenGL są realizowane bezpośrednio przez procesor graficzny, stąd tworzenie grafiki na ekranie monitora jest wspomagane sprzętowo. Daje to możliwość wizualizacji kształtu membrany w czasie rzeczywistym. W badaniach wizualizacja kształtów membrany była możliwa z częstotliwością wynoszącą od 4 Hz do 10 Hz.

Punktem wyjścia w procesie wizualizacji była siatka o rozmiarze  $121 \times 121$  węzłów. Każdy węzeł reprezentował trójkę  $(x, y, z)$  określającą położenie węzła w przestrzeni 3D. Przyjęta reprezentacja zapewniła wymaganą szybkość działania i szczegółowość wizualizacji. Kształt membrany zamodelowano w trybie `GL_QUAD_STRIP`. Tryb ten umożliwia tworzenie grafiki trójwymiarowej za pomocą czworokątów, których przykład pokazano na rysunku 9 część a. Modelowanie polega wówczas na przedstawieniu wartości zapisanych w siatce jako wierzchołków poszczególnych czworokątów.

Rozpoczynając modelowanie najpierw wybierane są dwa punkty siatki z pierwszej kolumny: odpowiednio z pierwszego i drugiego wiersza. W następnym kroku wybierane są dwa punkty z drugiej kolumny odpowiednio z pierwszego i drugiego wiersza. Znając cztery punkty rysowany jest czworokąt. Następnie wybierane są dwa punkty z kolejnej kolumny odpowiednio z pierwszego i drugiego wiersza, które tworzą czworokąt z dwoma poprzednimi punktami, odpowiednio z pierwszego i drugiego wiersza. Czynność ta powtarzana jest do czasu osiągnięcia ostatniej kolumny w siatce.



Rys. 9. Modelowanie w trybie `GL_QUAD_STRIP` pojedynczego paska przestrzennego (a), sposób modelowania całej powierzchni w przestrzeni trójwymiarowej (b)

Następnie wybierane są dwa kolejne wiersze siatki. Dla których przedstawioną procedurę powtarza się. Czynności te realizuje się do chwili zamodelowania całej powierzchni (rysunek 9 część b).

Podany sposób modelowania znacząco redukuje liczbę punktów przetwarzanych w czasie renderowania sceny. Ostatecznie, w celu uzyskania realistycznego widoku membrany, na tak zamodelowaną powierzchnię szkieletową nakładana jest tekstura. Otrzymane wyniki wizualizacji wraz z pierwotnym widokiem membrany pozyskanym z kamery dla wybranych chwilowych stanów membrany przedstawiono na rysunkach od 10 do 14. Rysunek 10a pokazuje widok membrany właściwy dla membrany płaskiej napiętej. Jest on wykorzystywany tylko w procesie kalibracji. Używa się go w celu określenia wartości parametru  $P_{zero}$ . W wyniku wizualizacji oczekuje się, że taka membrana będzie idealnie płaska. Uzyskany kształt membrany (rysunek 10b), potwierdza poprawność działania opracowanego sposobu wizualizacji kształtu membrany.

Następnie badano działanie metody w zadaniu wizualizacji membrany w jej skrajnym górnym położeniu (rysunek 11a). W wyniku powinno się uzyskać kształt wypukły, reprezentujący odcinek kuli. Wynik wizualizacji kształtu membrany wypukłej pokazano na rysunku 11b.

Kolejnym badanym kształtem była membrana występująca w skrajnym dolnym położeniu (rysunek 12a). Dla tego przypadku uzyskano wynik przedstawiony na rysunku 12b.

W ostatnim eksperymencie badano kształt membrany pofałdowanej występującej w dwóch wariantach, pokazanych na rysunku 13a i rysunku 14a. W wyniku wizualizacji uzyskano trójwymiarowe obrazy graficzne, odpowiednio dla przypadku, kiedy większość powierzchni membrany znajduje się powyżej jej krawędzi (rysunek 13b) i poniżej krawędzi (rysunek 14b). W obu wskazanych przypadkach nie można jednoznacznie określić dokładności odwzorowanego kształtu membrany. Analizując jednak charakterystyczne fragmenty membran, ich położenie i kształt, można przyjąć, że wizualizacja membrany wiotkiej jest poprawna.

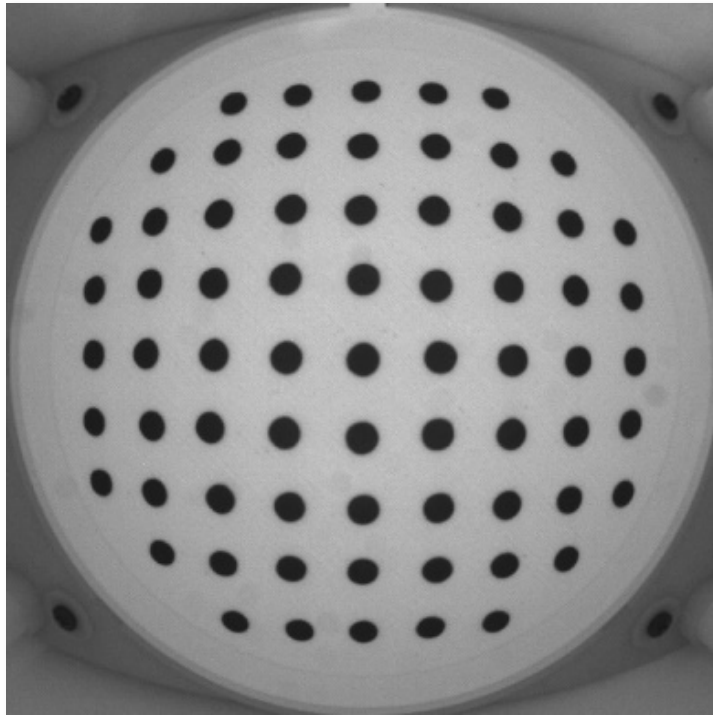
## **6. Podsumowanie i wnioski**

W pracy przedstawiono metodę wizualizacji kształtu membrany wiotkiej pozaustrojowej, pneumatycznej pompy wspomagania pracy mięśnia sercowego. Do wizualizacji membrany użyto metod zaczerpniętych z grafiki komputerowej. W badaniu wyznaczono równania wymagane do przekształcenia współrzędnych  $x$ ,  $y$  wyrażonych w pikselach do wymiarów rzeczywistych (wyrażonych w milimetrach). Przedstawiono również sposób kalibracji kamery pozwalający określić składową  $z$ . Ten aspekt pracy szerzej przedstawiony jest w pracy [12]. W rezultacie otrzymano siatkę punktów przedstawiającą kształt membrany wiotkiej zwymiarowany w rzeczywistej przestrzeni trójwymiarowej.

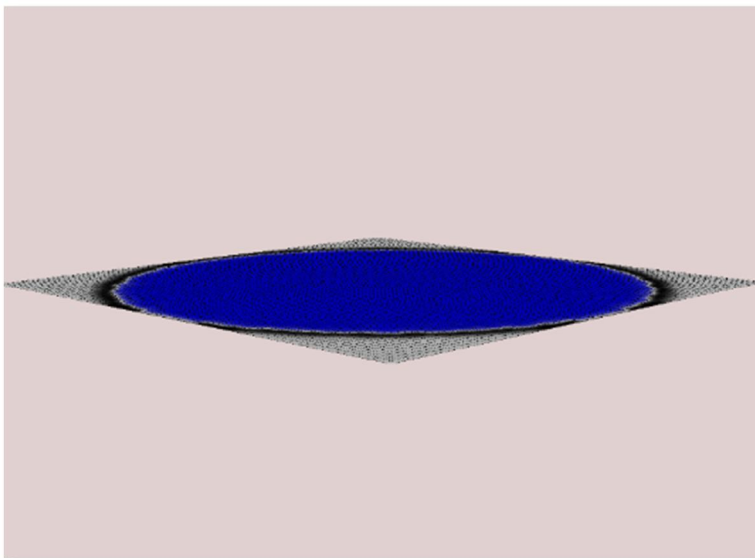
Przyjęty sposób wizualizacji kształtu membrany wiotkiej, wykorzystujący standard OpenGL, umożliwił wizualizację membrany z częstotliwością wynoszącą od 4 Hz do 10 Hz zależnie od pozostałych parametrów sprzętowych komputera.

Zadanie prezentowane w pracy można próbować rozwiązywać również innymi technikami. Do perspektywicznych zaliczyć można metody wykorzystujące dane pozyskiwane z sensorów głębi (RGB-D). Użycie sensorów dostarczających informację o głębi wydaje się być możliwe jednak trzeba poczekać na ich znaczną miniaturyzację oraz istotne polepszenie ich parametrów. Obecnie produkowane tego typu kamery np. Mesa Imaging SwissRanger 4000 (SR4000), Duo MLX, Asus Xtion, Intel Realsense, a także Kinect V2 ciągle są zbyt duże, zbyt kosztowne i niestety zbyt niedokładne.

a)



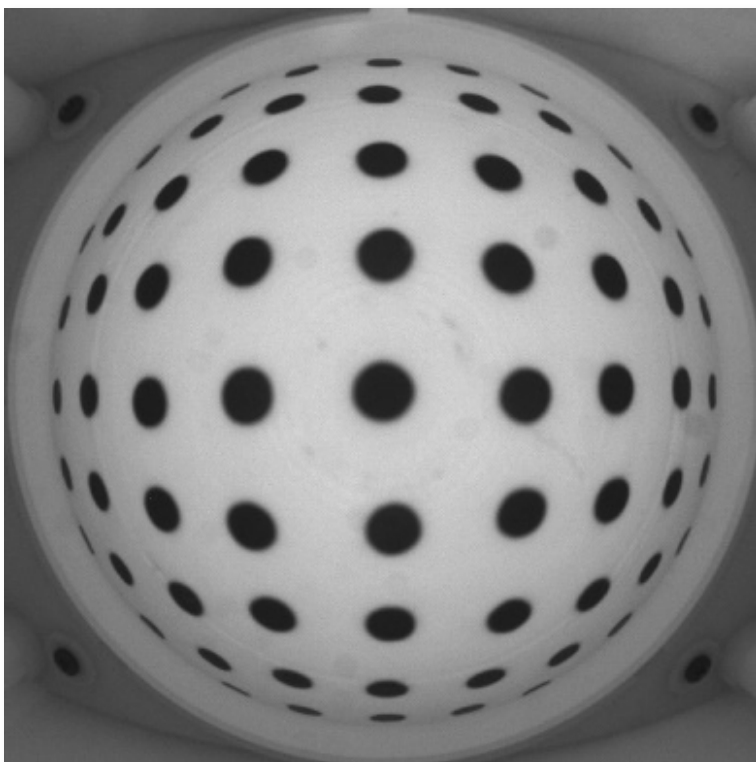
b)



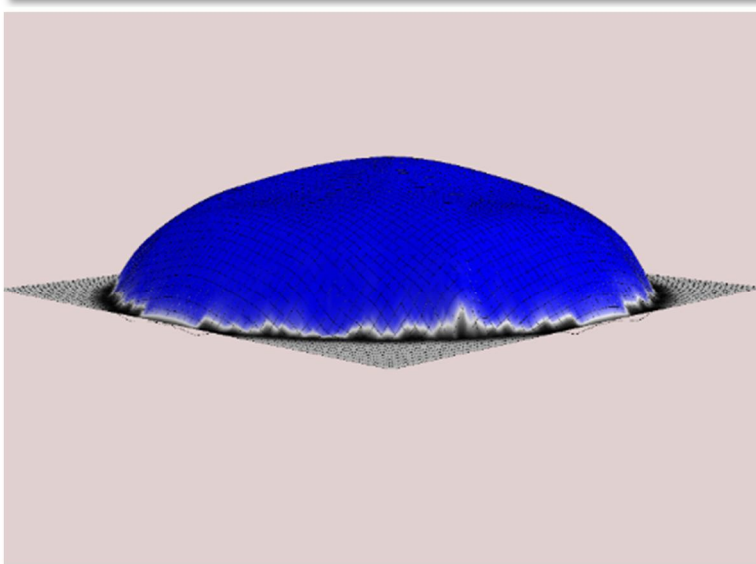
Rys. 10. Widok membrany płaskiej (a) i wyznaczona wizualizacja graficzna (b)



a)

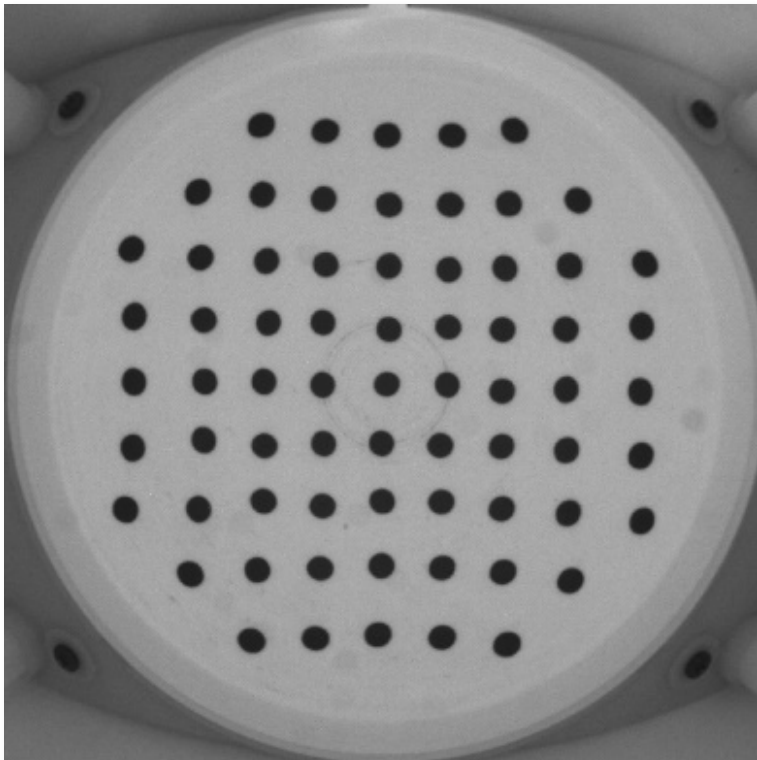


b)



**Rys. 11. Widok membrany w skrajnym górnym położeniu (a) i jej wizualizacja graficzna (b)**

a)

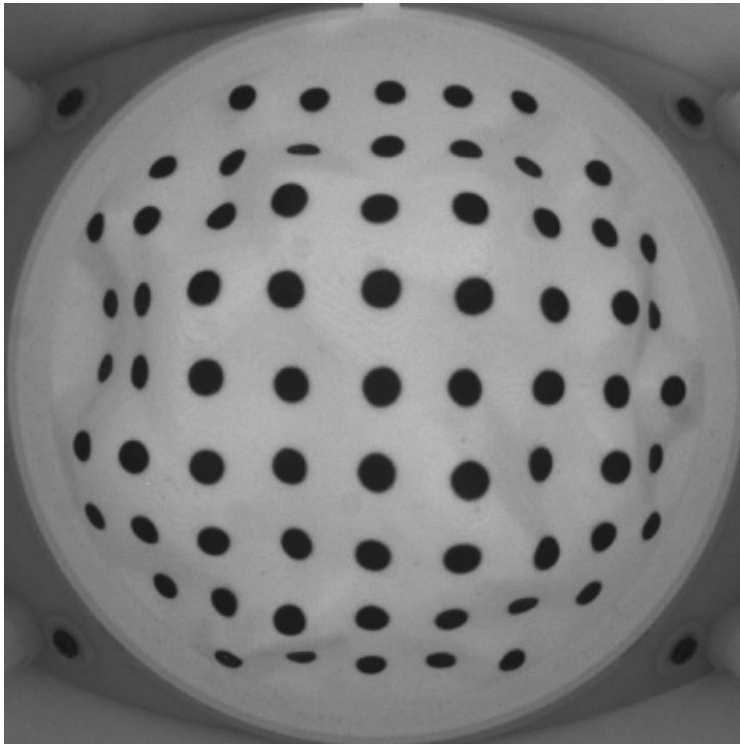


b)

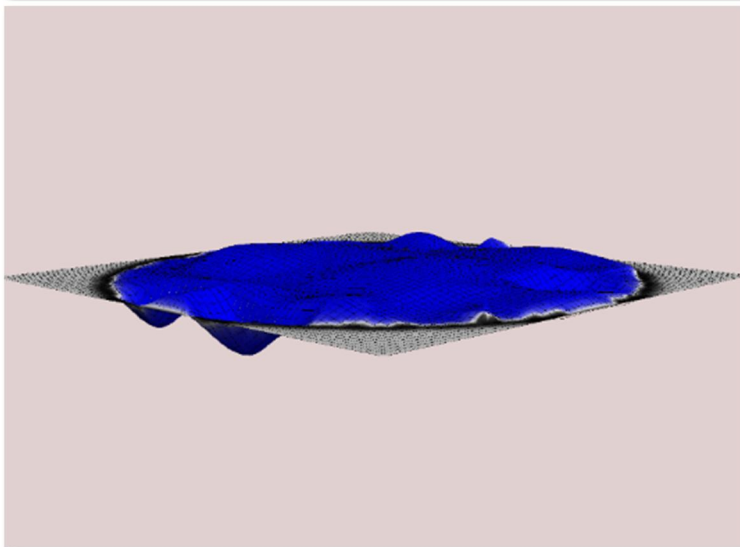


**Rys. 12. Widok membrany w skrajnym dolnym położeniu (a) i jej wizualizacja graficzna (b)**

a)

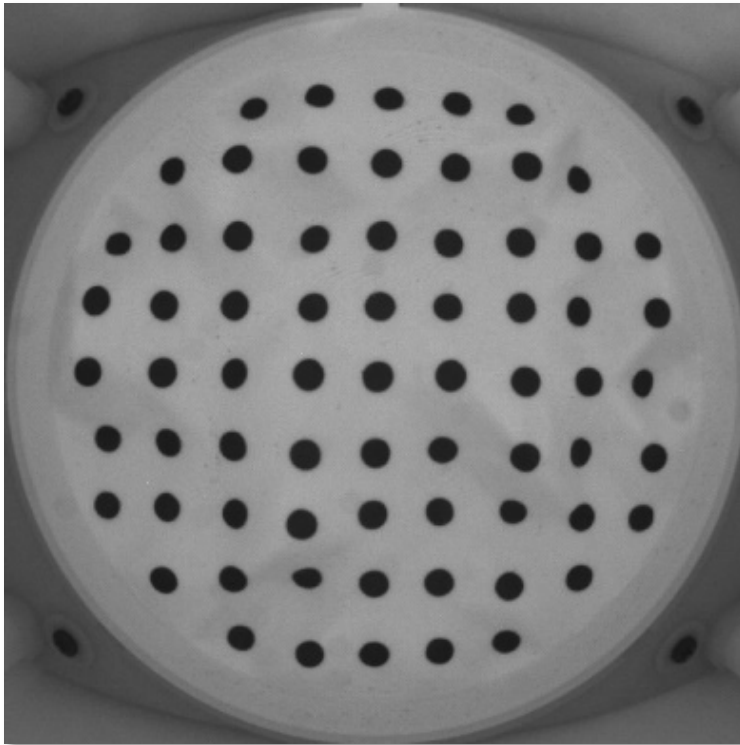


b)

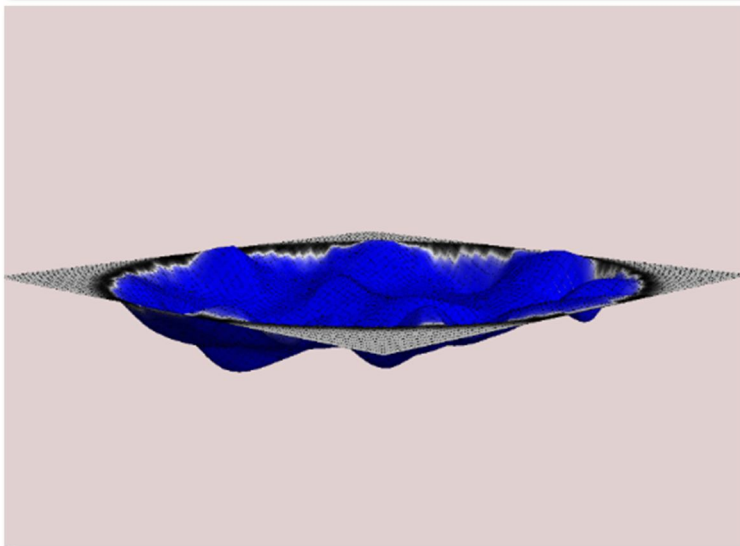


**Rys. 13. Widok membrany w stanie pofaldowanym (a) i jej wizualizacja graficzna (b) (większość markerów znajduje się powyżej krawędzi membrany)**

a)



b)



**Rys. 14. Widok membrany w stanie pofalowanym (a) i jej wizualizacja graficzna (b) (większość markerów znajduje się poniżej krawędzi membrany)**

Sensor SR4000 umożliwia przykładowo wyznaczenie głębi w zakresie od 5 m do 8 m przy kącie widzenia  $43,6^\circ \times 34,6^\circ$ , co jest niewystarczające. Kamera ta zalicza się jednocześnie do jednej z tańszych i kosztuje ok. 9000 dolarów.

Sensor Duo MLX, który jest w posiadaniu autorów, kosztuje wprawdzie niecałe 695 dolarów, ale także jest zbyt duży ( $52,02 \times 25,4 \times 13,30$  mm) i zbyt niedokładny by można było użyć go w prezentowanej aplikacji. Podobnie jak inne sensory, również Duo MLX nie umożliwia wykonania pomiaru, gdy obiekt znajduje się bardzo blisko kamery. W opisywanym przypadku czoło membrany wiotkiej o średnicy ok. 76 mm może znajdować się w odległości od 10 mm do 26,88 mm mierzonej względem czoła obiektywu kamery. Membrana ta obserwowana jest przez okno pomiarowe o średnicy 16 mm.

## Literatura

- [1] MURAWSKI K., MURAWSKA M., PUSTELNY T., *Sposób i układ wyznaczania kształtu zespołu membranowego pneumatycznej pozaustrojowej pompy wspomaganie serca*. Numer zgłoszenia patentowego: P.414104, 2015.
- [2] SARNA J., KUSTOSZ R., WOŹNIEWSKA E., GONSIOR M., JAROSZ A., SZYMAŃSKA K., HANSEL D., KRZAK E., *Program „Polskie Sztuczne Serce” Sojusz Medycyny, Nauki i Techniki*. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Zabrze, 2013.
- [3] MURAWSKI K., *Measurement of membrane displacement using a motionless camera*. Acta Phys. Pol. A, 128, 1, 2015, pp. 10-14 (DOI: 10.12693/APhysPolA.128.10).
- [4] MURAWSKI K., *Measurement of membrane displacement with a motionless camera equipped with a fixed focus lens*. Metrology and Measurement Systems, 22, 1, 2015, pp. 69-78 (DOI: 10.1515/mms-2015-0011).
- [5] GRAD L., MURAWSKI K., PUSTELNY T., *Measuring the stroke volume of the pneumatic heart prosthesis using an artificial neural network*. Proc. SPIE 10034, 11th Conference on Integrated Optics: Sensors, Sensing Structures, and Methods, 2016, pp. 7.1-7.4 (DOI: 10.1117/12.2243952).
- [6] MURAWSKI K., PUSTELNY T., GRAD L., MURAWSKA M., *Estimation of the blood volume in pneumatically controlled ventricular assist device by vision sensor and image processing technique*. Proc. 21st International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), 2016, pp. 100-105 (DOI: 10.1109/MMAR.2016.7575115).
- [7] SULEJ W., GRAD L., MURAWSKI K., *The technique of accuracy measurement of membrane shape mapping of an artificial ventricle*. Proc. SPIE 10455, 12th Conference on Integrated Optics: Sensors, Sensing Structures, and Methods, 2017, pp. B.1-B.4 (DOI: 10.1117/12.2280806).

- [8] GRAD L., MURAWSKI K., SULEJ W., *Research to improve the accuracy of determining the stroke volume of an artificial ventricle using the wavelet transform*. Proc. SPIE 10455, 12th Conference on Integrated Optics: Sensors, Sensing Structures, and Methods, 2017, pp. 9.1-9.4 (DOI: 10.1117/12.2280804).
- [9] SULEJ W., MURAWSKI K., *The membrane shape mapping of the artificial ventricle in the actual dimensions*. 2017 Federated Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS), Prague, 2017, pp. 675-680 (DOI: 10.15439/2017 F269).
- [10] SULEJ W., MURAWSKI K., PUSTELNY T., *Improvement of accuracy of the membrane shape mapping of the artificial ventricle by eliminating optical distortion*. Proc. 22nd International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), 2017, pp. 820-825 (DOI: 10.1109/MMAR.2017.8046934).
- [11] SIEWNICKA A., FAJDEK B., JANISZOWSKI K., *Modelowanie pracy sztucznej komory serca oraz układu krążenia człowieka z dołączonym wspomaganie lewo-komorowym*. Technologie inżynierii materiałowej i technologie metrologiczne dla potrzeb polskich protez serca, Epigraf s.c., 2012, pp. 343-372.
- [12] MURAWSKI K., *Sposób pomiaru odległości z użyciem kamery*. numer zgłoszenia patentowego: P.408076, 2014.

### **Visualization of a shape of the flaccid membrane of the heart assist pump in the actual dimensions**

ABSTRACT: The paper presents a visualization method of the shape of the flaccid membrane of the extracorporeal pneumatic heart assist pump. The aim of the study was to develop a technique for determining, in real time, an irregular view of the membrane. The view was created based on a single diaphragm image made by a fixed camera equipped with a fixed-focus lens with constant focus. The research was focused on the use of virtual reality techniques. It has been assumed that methods used to create realistic 3D computer graphics jointly with *Depth from Defocus* method developed by the authors, will achieve the goal. The article also includes results obtained by the presented method for the known models of membrane shapes.

KEYWORDS: computer graphics, three-dimensional graphics, membrane shape mapping, artificial ventricle

*Praca wpłynęła do redakcji: 22.11.2017 r.*