

# Badanie wpływu wielkości markera na wynik pomiaru odległości nową metodą typu Depth From Defocus

Krzysztof MURAWSKI<sup>1</sup>, Artur ARCIUCH<sup>1</sup>, Tadeusz PUSTELNY<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instytut Teleinformatyki i Automatyki WAT,  
ul. Gen. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa  
{krzysztof.murawski, artur.arciuch}@wat.edu.pl

<sup>2</sup> Katedra Optoelektroniki, Politechnika Śląska  
ul. Krzywoustego 2, 44-100 Gliwice  
tadeusz.pustelny@polsl.pl

**STRESZCZENIE:** W artykule zaprezentowano przebieg oraz wyniki eksperymentu, którego celem było określenie wpływu wielkości początkowej markera na pomiar odległości z wykorzystaniem nowej metody należącej do grupy Depth From Defocus (*DFD*). Badana technika pomiarowa wspiera metodę wyznaczania kształtu membrany wiotkiej pozaustrojowej pneumatycznej pompy wspomaganie serca (ang. *Ventricular Assist Device – VAD*). Badania przeprowadzono na stanowisku wyposażonym w kamerę stacjonarną i obiektyw o stałej ogniskowej. Kamera obserwowała markery w kształcie koła. W eksperymencie użyto markery o średnicy od 0,003 m do 0,009 m z krokiem 0,001 m. Wymiernym efektem pracy są zalecenia dotyczące doboru wielkości początkowej markera i stosowania nowej wizyjnej metody do pomiaru odległości.

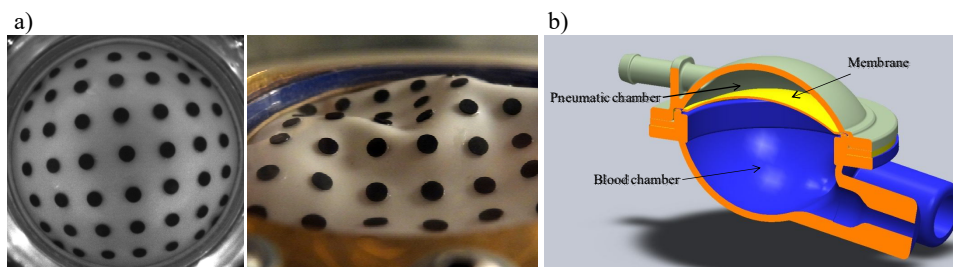
**SŁOWA KLUCZOWE:** pomiar odległości, Depth Form Defocus, wydobywanie informacji

## 1. Wprowadzenie

W artykule przedstawiono wpływ wielkości obserwowanego obiektu (markera) na wynik pomiaru odległości metodą prezentowaną w [1, 2]. Metoda ta należy do grupy określanej sformułowaniem Depth From Defocus (*DFD*). Została ona opracowana specjalnie dla wizyjnego sensora wyznaczającego chwilową objętość wyrzutową krwi (*SV*) z komory krwistej pneumatycznej pozaustrojowej protezy serca. W [1, 2] obraz pozyskiwany jest przez nieruchomą kamerę wyposażoną w jeden obiektyw o stałej ogniskowej. Kamera

umiejscowiona jest nad membraną tak, by możliwa była obserwacja całej jej powierzchni. Proponowane rozwiązanie charakteryzuje się tym, że w trakcie pomiaru odległości położenie kamery oraz wszystkie nastawy obiektywu i kamery takie jak ostrość, przesłona oraz ogniskowa pozostają niezmiennie. Zmianom podlega jedynie położenie obserwowanych markerów (znaczników) umiejscowionych na membranie wiotkiej (rysunek 1a), która znajduje się pomiędzy komorą krwistą i komorą powietrzną (rysunek 1b). Metoda [1, 2] jednocześnie wyznacza położenie wszystkich markerów w przestrzeni 3D na podstawie analizy tylko jednej ramki obrazu. Pod tym względem nie ma ona odpowiednika w literaturze. Znane z literatury układy wizyjne stosowane do pomiaru odległości składają się ze źródła światła i kamer, które najczęściej tworzą układ stereoskopowy [3]. Odległość, w takim układzie, wylicza się znając parametry optyczne kamer oraz ich wzajemne położenie. Spotyka się również układy pomiarowe wyposażone w jedną kamerę [4]. Kamera wykonuje wtedy od dwóch do ośmiu zdjęć obiektu [4], a odległość wyznacza się na podstawie odwrotnej transformacji perspektywicznej [5]. Istnieje również wariant układu pomiarowego z jedną kamerą wyposażoną w funkcję autofokusa. Taki układ kalibruje się wzorcem o znanych parametrach. Pomiar odległości do obiektu polega wówczas na wykonaniu zdjęcia o zadanej ostrości i obliczeniu odległości z równania soczewki [6]. Inne metody stosowane do pomiaru odległości to fotogrametria [7, 8] oraz technika projekcji prążków [9 – 11]. Obszary ich stosowania są jednak ograniczane przez: zakres mierzonych odległości, szybkość działania systemu automatycznej nastawy ostrości, czas przetwarzania obrazu, rozdzielczość sensora obrazu kamery, liczbę przetwarzanych klatek na sekundę, a także wymiary i masę sensora.

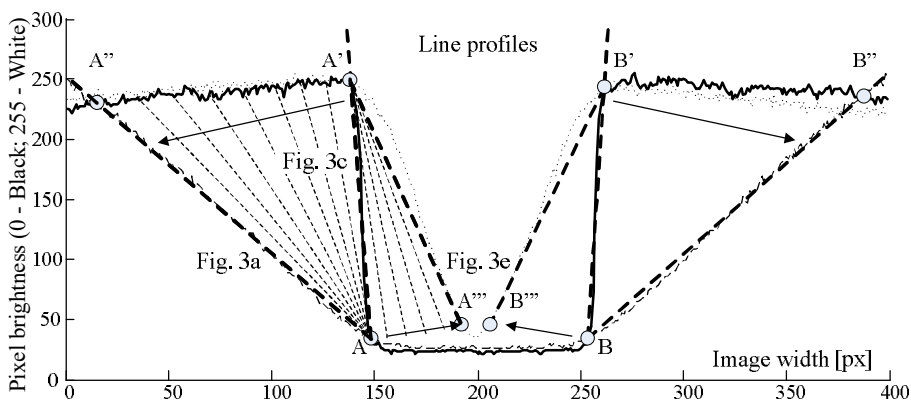
W zastosowaniu rozważanym w artykule szczególnie istotna jest praca w czasie rzeczywistym oraz jednoczesne wyznaczanie położenia w przestrzeni 3D co najmniej 49 markerów umiejscowionych na membranie wiotkiej (rysunek 1a), której kształt może zmieniać się z częstotliwością do 3Hz.



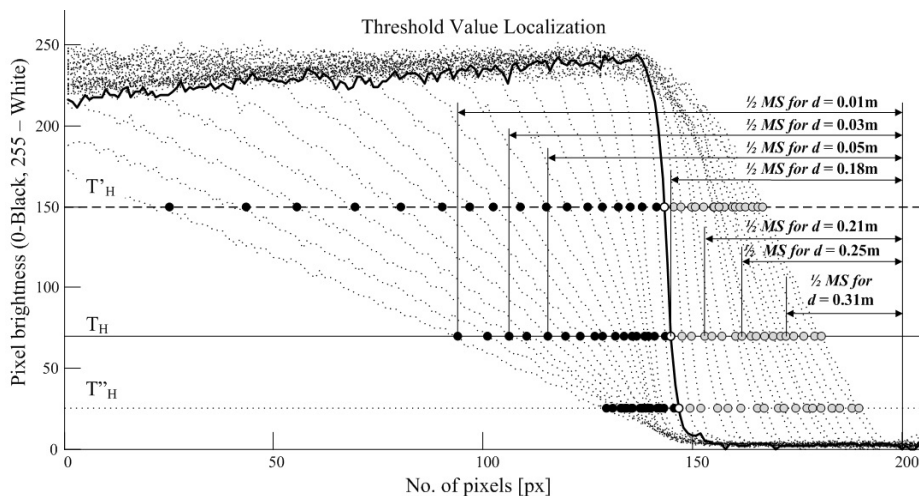
**Rys. 1. Widok membrany wiotkiej (a), umiejscowienie obserwowanej membrany w pneumatycznej protezie serca (b)**

## 2. Charakterystyka nowej metody do pomiaru odległości typu Depth From Defocus [1, 2]

Istota prezentowanego rozwiązania pomiarowego polega na analizie obrazu powstającego w wyniku oddalania się markera od miejsca, dla którego ustalona jest ostrość. Na rysunku 2 przedstawiono profile poziomych linii obrazów wskazanych przez środek ciężkości markera oraz ich zachowanie przy zmianach odległości markera od kamery. Dla ostrego widoku markera odcinki AA' i BB' (rysunek 2) są niemal pionowe, co wskazuje na ostre odcięcie widoku markera od tła. Gdy marker zbliża się do kamery obraz ulega rozmyciu. W rezultacie punkty A' i B' przesuwały się odpowiednio w kierunku A'' i B''. W tym samym czasie odległość między punktami A i B pozostaje niemal niezmienną. Gdy marker oddala się od kamery punkty A'' i B'' powracają do pierwotnego położenia (A'' → A', B'' → B'), a obraz markera staje się ostry. Sekwencję zmian położenia punktów A, A', B, B' wyznaczoną podczas zbliżania i oddalania się markera do/od kamery z krokiem  $\Delta L = 0,01$  m przedstawia rysunek 3. Zmiany położenia punktów A, A', B, B' przedstawione na rysunku 2 i rysunku 3 są podstawą wyznaczenia odległości do markera. W tym celu obraz z kamery poddaje się defuzyfikacji. Defuzyfikację wykonano stosując binaryzację obrazu z progiem  $T_H$  równym 70. Dobór progu binaryzacji polega na wyznaczeniu takiej wartości  $T_H$ , aby uzyskać równomierny rozkład punktów przecięcia profili poziomych linii obrazu (wskazanych przez środek ciężkości markera) z linią obrazującą testowaną wartość  $T_H$ , rysunek 3.



Rys. 2. Profile linii poziomych obrazów wyznaczone przez środek ciężkości obiektu (widok po standaryzacji jasności)

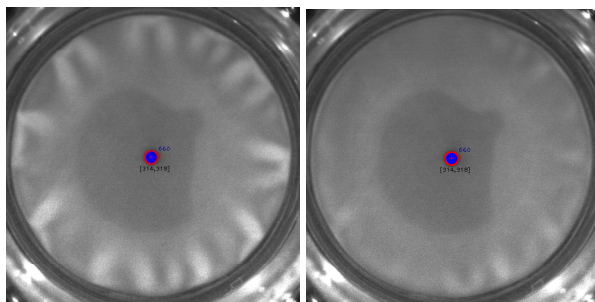


Rys. 3. Rozłożenie punktów istotnych ze względu na wyznaczenie odległości do markera dla przyjętej wartości progu  $T_H$  przy  $L_{MIN} = 0,07$  m,  $L_{MAX} = 0,42$  m i  $\Delta L = 0,01$  m

Położenie wyznaczonych w ten sposób punktów związane jest jednoznacznie z odległością  $d$  markera od płaszczyzny obrazu kamery (rysunek 3). Rozkład punktów opisuje się równaniem w procesie kalibracji. W efekcie uzyskuje się zależność opisującą odległość markera od płaszczyzny obrazu kamery.

### 3. Motywacja

Motywacją do podjęcia prac nad wizyjnym sprzętowo-programowym sensorem (ang. *soft-sensor*) do pomiaru  $SV$  (chwilowej objętości wyrzutowej krwi) pneumatycznej, pozaustrojowej, pulsacyjnej pompy wspomaganie serca były wyniki badań uzyskane w ramach projektu przedstawionego w [12]. W pracach [13, 14] wykazano, że chwilową objętość wyrzutową krwi można wyznaczyć techniką akustyczną stosując teorię rezonatora Helmholtza. Znając ograniczenia opracowanej metody w projekcie badano także możliwość użycia innych technik i sensorów: optycznych [15], wizyjnych [16]. W [16] pokazano, że pomiar objętości wyrzutowej krwi protezy serca typu ReligaHeart EXT z użyciem kamery wideo i markera jest niejednoznaczny i obarczony błędem. Pomimo to we wnioskach do pracy [16] stwierdzono „Presented method is efficient, relatively simply to implementation and suitable to perform accurate measurement of blood chamber volume.” Z tego względu eksperyment opisany w [16] został zweryfikowany. Badanie było prowadzone z użyciem modelu pneumatycznej pompy wspomaganie serca. W trakcie eksperymentu zauważono występowanie pomiarów objętości wyrzutowej krwi, dla których różne kształty membrany wiotkiej charakteryzowane były przez identyczne położenie i obszar

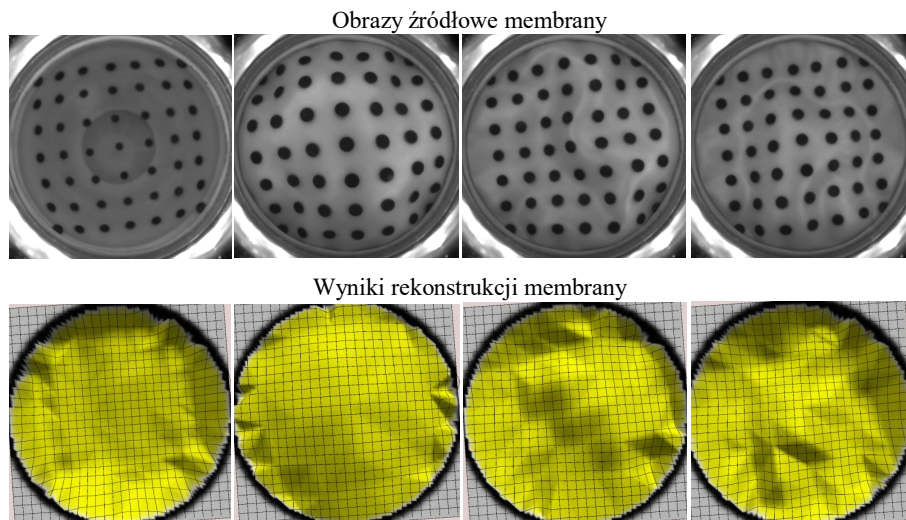


**Rys. 4. Niejednoznaczność pomiaru SV wynikająca z użycia jednego markera: pozycja markera [314 pikseli,318 pikseli], powierzchnia równa 660 pikseli**

markera, rysunek 4. Obserwowane zachowanie markera uniemożliwia jednoznaczne wyznaczenie objętości wyrzutowej krwi tylko na podstawie analizy zmian jego położenia i określanego pola powierzchni.

Użycie membrany wiotkiej w protezie serca, pomimo że rodzi wiele problemów, jest konieczne i uzasadnione z medycznego punktu widzenia. Membrana taka ogranicza tworzenie się skrzeplin oraz eliminuje problem sedymentacji krwi (podziału na frakcje). Nie zmienia to jednak faktu, że problem wyznaczania chwilowej objętości wyrzutowej krwi z komory krwistej pneumatycznej pompy wspomaganie serca (protezy serca) pozostaje nierozwiązany, a bezpieczeństwo jej użytkowania opiera się wyłącznie na jej inspekcji wizualnej: „*Jedną z podstawowych zalet pozaustrojowej, poliuretanowej pompy krwi jest jej transparentność, pozwalająca na prowadzenie ciągłej inspekcji wizualnej stanu pompy i jakości jej pracy.*” [17]. Jako alternatywę do aktualnego stanu rzeczy proponuje się wykorzystać w układach czujnikowych komory technikę rzeczywistości rozszerzonej. W metodzie prezentowanej w [18] kamera rejestruje dwuwymiarowy obraz membrany zaopatrzonej w pasywne markery (rysunek 5). Markery służą do wyznaczenia w przestrzeni 3D położenia punktów charakterystycznych membrany wiotkiej. Znając położenie punktów charakterystycznych w [18] podano metodę rekonstrukcji widoku membrany.

Metoda ta uruchomiona na komputerze typu IBM PC pozwala wyznaczyć współrzędne punktów węzłowych membrany oraz wygenerować jej wizualizację w przestrzeni 3D z częstotliwością do 7 Hz. Przykładowe wyniki rekonstrukcji widoku membrany przedstawia rysunek 5. Dokładność rekonstrukcji, a tym samym i określanie  $SV$  zależy w [1, 2, 18] od liczby i układu markerów oraz precyzji wyznaczanych odległości. Z tego względu w artykule duży nacisk położono na zbadanie wpływu wielkości markera na wartość wyznaczanej odległości. Otrzymane zależności i zalecenia do stosowania metody [1, 2, 18] zawarto w piątym i szóstym rozdziale artykułu.



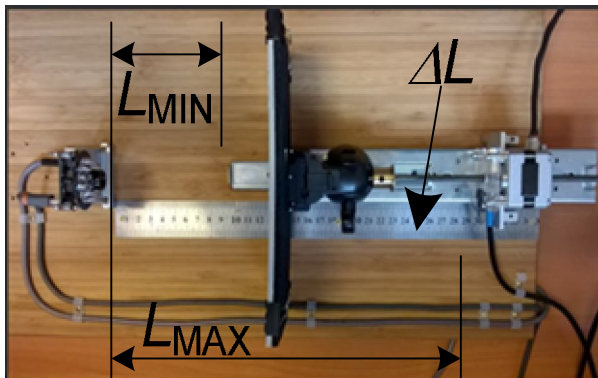
**Rys. 5.** Rekonstrukcja widoku membrany wiotkiej na podstawie jednego zdjęcia z użyciem techniki zawartej w [18]

#### 4. Konfiguracja stanowiska pomiarowego

Wpływ wielkości markera na wartość wyznaczanej odległości badano kamerą Optitrack v100. Kamerę zaopatrzone w statyw; obiektyw o jasności  $F = 2,0$  ze stałą ogniskową  $f = 16$  mm; filtr światła widzialnego, który przepuszcza fale o długości  $\lambda \geq 850$  nm; promiennik podczerwieni emitujący falę o długości  $\lambda = 850$  nm oraz mikroprocesorowy sterownik promiennika. Działanie sterownika oraz promiennika podczerwieni wraz z ich schematem elektrycznym omówiono w pracach [19, 20].

Eksperyment zrealizowano w układzie pokazanym na rysunku 6. Odległości tam zaznaczone wynosiły  $L_{\text{MIN}} = 0,105$  m,  $L_{\text{MAX}} = 0,175$  m,  $\Delta L = 0,001$  m. W badaniu, ostrość obiektywu ustalono dla  $L = 0,14$  m, mierząc od płaszczyzny sensora obrazu kamery. Położenie to przyjęto za punkt odniesienia  $d_0$  (położenie zerowe). Względem niego realizowane były wszystkie pomiary odległości. Pomiary wykonano dla zakresu obejmującego dopuszczalne przesunięcia czoła membrany używanej w protezie serca:  $d_0 \pm 0,035$  m.

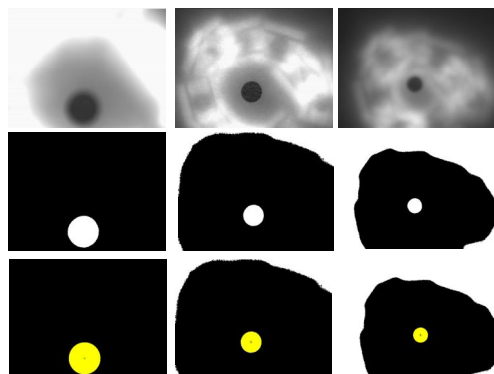
Badanie wpływu wielkości powierzchni markera na zakres mierzonych odległości podzielono na dwa etapy. Etap pierwszy polegał na akwizycji obrazów przedstawiających widoki markerów. Obrazy pozyskano w skali szarości z rozdzielczością 640 pikseli  $\times$  480 pikseli przy częstotliwości pozyskiwania klatek obrazu  $FPS$  wynoszącej 60 Hz.



Rys. 6. Widok układu pomiarowego

W badaniu, odległość wyznaczano do białej płaszczyzny zaopatrzonej w marker. Przykładowy widok markera pokazano na rysunku 7. Za marker przyjęto czarne koło o średnicy od 0,003 m do 0,009 m z krokiem 0,001 m. Pozycję płaszczyzny ustalano zadając nastawę względem  $d_0$  z dokładnością  $\pm 0,00001$  m. Do tego celu użyto silnik krokowy 39BYGL215A sterowany układem mikrokomputerowym. Silnik wraz z popychaczem umieszczony został nad suwnicą. Końcówkę popychacza przymocowano do uchwyty przemieszczanej płaszczyzny, co pokazano na rysunku 6. Równoległe do suwnicy zamontowano linią pomiarowy wykorzystywany do weryfikacji osiągnięcia zadawanych przesunięć.

Etap drugi badań polegał na przetwarzaniu obrazów rastrowych zgodnie z metodą prezentowaną w [1, 2] oraz skrótowo w części 2 niniejszej publikacji. Następnie przeprowadzono analizę, której celem było określenie związku pomiędzy początkową wielkością markera, obserwowanym na obrazie zakresem zmian powierzchni markera, a uzyskiwanym zakresem pomiaru odległości.



Rys. 7. Widoki markera (wierszami): obraz źródłowy, obraz po wykonaniu segmentacji, obraz wynikowy z zaznaczonym środkiem i analizowaną powierzchnią markera

## 5. Wyniki badań

Badanie wpływu wielkości pola powierzchni markera na pomiar odległości wykonano dla markerów o średnicy: 0,003 m, 0,004 m, 0,005 m, 0,006 m, 0,007 m, 0,008 m i 0,009 m. Eksperyment przeprowadzono w układzie pokazanym na rysunku 6. Wszystkie pomiary odległości zrealizowano przy tych samych warunkach oświetlenia. Dla każdego  $i$ -tego markera najpierw określono powierzchnię markera obserwowaną w położeniu zerowym  $d_0$ . Następnie ekran przesuwało w kierunku kamery z krokiem 0,001 m. Czynność tę powtarzano do chwili osiągnięcia przesunięcia wynoszącego 0,035 m. Przesunięcie realizował silnik krokowy sterowany systemem mikrokomputerowym. Dla każdego z ustalonych położenia markera wykonano 100 pomiarów jego pola powierzchni. Za wynik badania przyjęto średnią arytmetyczną wyznaczoną z serii pomiarów. Po zakończeniu tej części eksperymentu ekran z markerem wracał do położenia zerowego. W kolejnym kroku realizowano pomiary, w których ekran oddalał się od płaszczyzny sensora obrazu kamery. Tak jak poprzednio, zmiany pola powierzchni badanego markera rejestrowano z krokiem 0,001 m z dokładnością nastawy odległości wynoszącą  $\pm 0,00001$  m. Ostatni z pomiarów wykonano przy odsunięciu markera względem pozycji, dla której ustalona była ostrość obrazu o 0,035 m. Czynności te zrealizowano dla wszystkich siedmiu badanych markerów. Uzyskane wyniki zawarto w tabeli Tab. 1. Przedstawione, w Tab. 1, pola powierzchni markerów wyznaczono na drodze operacji wykonywanych na obrazie.

Tab. 1. Wyniki pomiaru powierzchni markera dla zakresu odległości  $d_0 \pm 0,035$  m z krokiem 0,005 m

D	Przesunięcie względem położenia zerowego w [m]								
[m]	-0.035	-0.030	-0.025	-0.020	-0.015	-0.010	-0.005	0.005	0
0,003	3598	3397	3170	2922	2682	2449	2247	1934	2070
0,004	6793	6270	5746	5251	4787	4370	4013	3443	3707
0,005	10334	9495	8706	7954	7263	6633	6090	5246	5632
0,006	14431	13239	12122	11106	10187	9356	8619	7402	7962
0,007	19719	18077	16556	15174	13910	12789	11778	10109	10894
0,008	25647	23454	21464	19681	18064	16611	15313	13095	14156
0,009	39891	36419	33311	30594	28147	25936	23935	20496	22122

D	Przesunięcie względem położenia zerowego w [mm]						
[mm]	0.005	0.010	0.015	0.020	0.025	0.030	0.035
0,003	1934	1806	1685	1569	1449	1334	1215
0,004	3443	3224	3007	2796	2598	2407	2222
0,005	5246	4914	4615	4335	4066	3808	3561
0,006	7402	6897	6424	5988	5571	5171	4785
0,007	10109	9442	8823	8249	7716	7214	6735
0,008	13095	12175	11322	10526	9778	9088	8454
0,009	20496	19033	17721	16533	15442	14480	13593

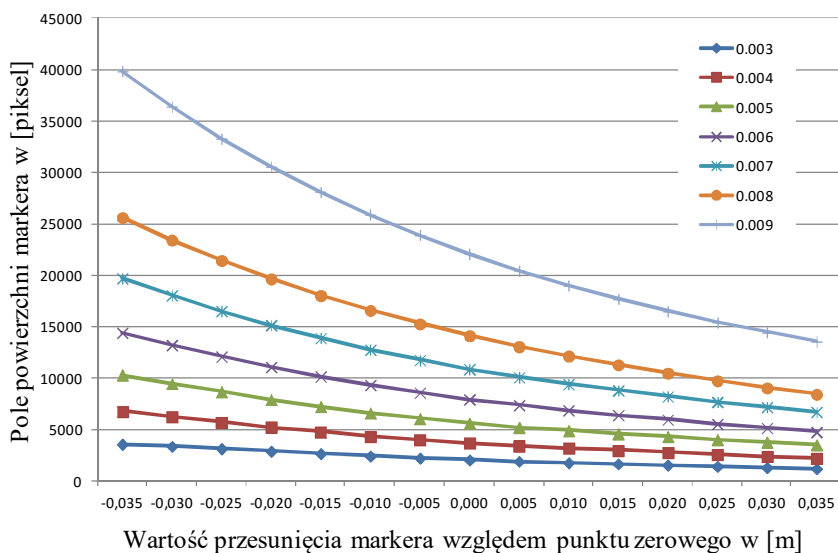
gdzie D – średnica markera w [m].



W tym celu dla każdego pomiaru zrealizowano (rysunek 7):

- defuzyfikację obrazu;
- segmentację obrazu w celu wyznaczenia na obrazie plamy odpowiadającej położeniu markera;
- określenie współrzędnych środka wyznaczonej plamy;
- wyznaczenie powierzchni plamy mierzonej w pikselach.

W badanej technice *DFD* zakres mierzonych odległości wynika z charakteru zmian pola powierzchni markera widocznego na obrazie po wykonaniu defuzyfikacji. Uzyskaną zmienność pól powierzchni markerów w zakresie pomiarowym  $d_0 \pm 0,035$  m przedstawia rysunek 8. Z wyników badań pokazanych na rysunku 8 wynika, że najmniejszą zmienność wyznaczanego pola powierzchni, równą 2383 piksele (wartość referencyjna), uzyskano dla markera o średnicy 0,003 m. Znacznik o podanej średnicy, choć jest najbardziej perspektywiczny z punktu widzenia określenia kształtu membrany wiotkiej (pozwala wykonać duże upakowanie markerów na powierzchni membrany) nie daje, tylko na podstawie znajomości zmierzonego pola powierzchni markera, podstaw do wykonania precyzyjnego pomiaru odległości. Zmianę powierzchni markera o średnicy 0,003 m w funkcji odległości określa zależność  $f(x) = 6,82x^2 - 279,42x + 3906,4$ . Podobny rezultat zaobserwowano dla markera o średnicy 0,004 m i 0,005 m. Ich zmienność powierzchni wynosi odpowiednio 4571 pikseli (wzrost około 2 razy) i 6773 pikseli (wzrost około 3 razy), a charakter zmian określają zależności  $f(x) = 16,39x^2 - 579,83x + 7326,20$  dla



Rys. 8. Wyniki pomiarów zmienności pól powierzchni markerów

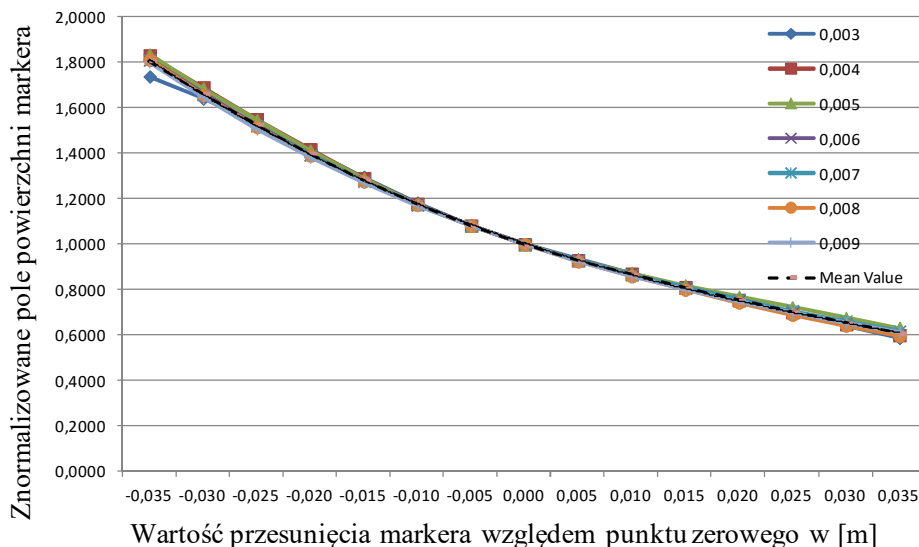
markera o średnicy 0,004 m i  $f(x) = 26,81x^2 - 898,10x + 11148$  dla markera 0,005 m. Lepsze jakościowo rezultaty uzyskano dla markera o średnicy 0,006 m, 0,007 m, 0,008 m i 0,009 m. Charakter zmian ich pola powierzchni określają wielomiany stopnia trzeciego:  $f(x) = -1,54x^3 + 70,44x^2 - 1445,7x + 15841$  dla 0,006 m;  $f(x) = -1,93x^3 + 93,99x^2 - 1966,5x + 21631$  dla 0,007 m;  $f(x) = -2,57x^3 + 120,74x^2 - 2541x + 28071$  dla 0,008 m i  $f(x) = -3,56x^3 + 179,39x^2 - 3887x + 43535$  dla 0,009 m. Dla podanych markerów wyznaczono zakresy zmian 9646 pikseli (wzrost około 4 razy), 12984 pikseli (wzrost około 5,5 razy), 17193 pikseli (wzrost około 7 razy) oraz 26298 pikseli (wzrost około 11 razy). Z uzyskanych rezultatów wynika, że najlepszym z badanych znaczników do pomiaru odległości jest marker o średnicy 0,009 m. Marker o tej średnicy nie nadaje się jednak do użycia w zadaniu wyznaczania kształtu zespołu membranowego (membrany wiotkiej) pulsacyjnej pneumatycznej pompy wspomaganie serca. Z uwagi na swoje wymiary nie zapewnia on możliwości wykonania dostatecznie dużego zagęszczenia znaczników na powierzchni membrany, co jest wymagane do wiernego odtworzenia jej kształtu w komputerowym systemie pomiarowym (rysunek 5). Stąd wynikł prosty wniosek, że markery powinny być jak najmniejsze. Z tego względu powtórnie przeprowadzono analizę otrzymanych wyników badań.

**Tab. 2. Wyniki pomiaru powierzchni markera dla zakresu odległości  $d_0 \pm 0,035$  m z krokiem 0,005 m po normalizacji**

D	Przesunięcie względem położenia zerowego w [m]								
[m]	-0.035	-0.030	-0.025	-0.020	-0.015	-0.010	-0.005	0.005	0
0,003	1,738	1,641	1,531	1,411	1,295	1,183	1,085	1,738	1,000
0,004	1,832	1,691	1,550	1,416	1,291	1,178	1,082	1,832	1,000
0,005	1,834	1,685	1,545	1,412	1,289	1,177	1,081	1,834	1,000
0,006	1,812	1,662	1,522	1,394	1,279	1,175	1,082	1,812	1,000
0,007	1,810	1,659	1,519	1,392	1,276	1,173	1,081	1,810	1,000
0,008	1,811	1,656	1,516	1,390	1,276	1,173	1,081	1,811	1,000
0,009	1,803	1,646	1,505	1,383	1,272	1,172	1,082	1,803	1,000

D	Przesunięcie względem położenia zerowego w [mm]						
[mm]	0.005	0.010	0.015	0.020	0.025	0.030	0.035
0,003	0,934	0,872	0,814	0,758	0,700	0,644	0,587
0,004	0,928	0,869	0,811	0,754	0,700	0,649	0,599
0,005	0,931	0,872	0,819	0,769	0,721	0,676	0,632
0,006	0,929	0,866	0,806	0,752	0,699	0,649	0,601
0,007	0,927	0,866	0,809	0,757	0,708	0,662	0,618
0,008	0,925	0,860	0,799	0,743	0,690	0,642	0,597
0,009	0,926	0,860	0,801	0,747	0,698	0,654	0,614

gdzie D – średnica markera w [m].



Rys. 9. Wyniki pomiarów po normalizacji

W trakcie analizy przeprowadzono normalizację uzyskanych wyników badań. Zauważono, że normalizacja wprowadza istotną i korzystną zmianę zakresu zmienności wyznaczanych pól w funkcji odległości (tabela 2, rysunek 9). Po wykonaniu normalizacji okazało się, że początkowa średnica markera nie ma już istotnego wpływu na dokładność pomiaru odległości. Dla wszystkich badanych średnic markera uzyskano niemal identyczną zmienność cechy określającej znormalizowaną wielkość pola powierzchni markera w funkcji nastawy odległości. Zakres zmian wyznaczonej cechy określa krzywa „Mean Value” (rysunek 9) wyrażona wielomianem  $f(x) = -0,025x^3 + 0,124x^2 - 0,238x + 0,140$ , gdzie  $x$  oznacza znormalizowane pole powierzchni markera. Dla podanego wielomianu średni błąd pomiaru odległości nie przekroczył  $\pm 0,00035$  m.

## 6. Wnioski

W artykule zawarto przebieg oraz wyniki badania nowej techniki do pomiaru odległości typu *DFD* [1, 2]. Celem eksperymentów było określenie wpływu wielkości markera na wynik oraz zakres mierzonej odległości. Badanie przeprowadzono dla siedmiu markerów o średnicy od 0,003 m do 0,009 m.

Metodę pomiaru odległości przedstawioną w [1, 2] opracowano do wyznaczenia, w czasie rzeczywistym, kształtu membrany wiotkiej (rysunek 5) pulsacyjnej pneumatycznej pompy wspomaganie serca, rysunek 1b. Z tego względu szczególnie istotne było zbadanie działania metody pomiarowej

w zakresie ruchów, którym podlega membrana w modelu protezy serca.

Uzyskane rezultaty pokazują, że w zakresie  $d_0 \pm 0,035$  m sprawdzana technika pozwala uzyskać dużą dokładność pomiaru. Podczas badań błąd pomiaru nie przekroczył  $\pm 0,00035$  m [1].

Na podstawie uzyskanych wyników sformułowano następujące zalecenia:

- gdy normalizacja nie jest stosowana zaleca się używanie markerów o średnicy nie mniejszej niż 0,006 m;
- normalizacja wyznaczanego pola powierzchni markera umożliwia stosowanie znaczników o średnicy mniejszej niż 0,006 m;
- w celu uniezależnienia wyników pomiaru odległości od średnicy znacznika zaleca się stosowanie normalizacji pola powierzchni markera i wyznaczenie odległości do obiektu z wielomianu:

$$f(x) = -0,025x^3 + 0,124x^2 - 0,238x + 0,140$$

gdzie  $x$  – znormalizowane pole powierzchni markera.

## Literatura

- [1] MURAWSKI K., *Method of Measurement the Distance to an Object Based on One Shot Obtained from a Motionless Camera with a Fixed-Focus Lens*, Acta Physica Polonica A, vol. 127, 6, 2015, pp. 1591 – 1595.
- [2] MURAWSKI K., *Method of measuring the distance using the cameras*, Patent Application No. P.408076, 2014, (in Polish).
- [3] WANG H., HU. J., *Active stereo method for three – dimensional shape measurement*, Optical Engineering, vol. 51, 6, 2012, pp. 1 – 8.
- [4] SY. CH., YF. L., *Finding Optimal Focusing Distance and Edge Blur Distribution for Weakly Calibrated 3-D Vision*, IEEE Transactions on Industrial Informatics, vol. 9, 3, 2013, pp. 1680-1687.
- [5] BONIN-FONT F., BURGUERA A., ORTIZ A., OLIVER G., *A Monocular Mobile Robot Reactive Navigation Approach Based on the Inverse Perspective Transformation*”, ROBOTICA, vol. 31, 2013, pp. 225 – 249.
- [6] DE LA BOURDONNAYE A., DOSKOČIL R., KŘIVÁNEK V., ŠTEFEK A., *Practical Experience with Distance Measurement Based on Single Visual Camera*, Advances in Military Technology, vol. 7, 2, 2012, pp. 49 – 56.
- [7] *Photogrammetry* [in:] [http://tdserver1.fnal.gov/darve/mu\\_cool/pressuretest/Basics\\_of\\_Photogrammetry.pdf](http://tdserver1.fnal.gov/darve/mu_cool/pressuretest/Basics_of_Photogrammetry.pdf), 2015.(dostęp 01.04.2016)

- [8] YUE K., LI Z., ZHANG M., CHEN S., *Transient full-field vibration measurement using spectroscopical stereo photogrammetry*, OPTICS EXPRESS, vol. 18, no. 26, 2010, pp. 26866 – 26871.
- [9] MORIMOTO Y., MASAYA A., FUJIGAKI M., ASAI D., *Applied Measurement Systems*, chapter 7, 137, ISBN 978-953-51-0103-1, 2012
- [10] RUSU R. B., ALDOMA A., GEDIKLI S., DIXON M., *3D Point Cloud Processing: PCL*, Tutorial at IEEE/ RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011.
- [11] SAXENA A., KOPPULA H., NEWCOMBE R., REN X., *RGB-D: Advanced Reasoning with Depth Cameras*”, Workshop in conjunction with Robotics: Science and Systems (RSS), 2013.
- [12] Red.: 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*, ISBN 978-83-63310-16-5, 2013.
- [13] PUSTELNY T., KONIECZNY G., OPILSKI Z., GAWLIKOWSKI M., *Measuring systems for pulsatile heart assist pumps ReligaHeart® - measuring system movement of the diaphragm*, Polish artificial heart, the development of design, qualification tests, preclinical and clinical, ISBN 978-83-63310-12-7, 2013. pp. 22 – 36, (in Polish).
- [14] 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 No. PL394074 A1.
- [15] KONIECZNY G., PUSTELNY T., MARCZYŃSKI P., *Quasi-Dynamic Testing of an Optical Sensor for Measurements of the Blood Chamber Volume in the POLVAD Prosthesis*, Acta Physica Polonica A, vol. 124, 3, 2013, pp. 483 - 485.
- [16] KOMOROWSKI D., GAWLIKOWSKI M., *Preliminary investigations regarding the blood volume estimation in pneumatically controlled ventricular assist device by pattern recognition*, Computer recognition systems 2, ASC 45, 2007, pp. 558 - 565.
- [17] KUSTOSZ R., JAROSZ A., GAWLIKOWSKI M., KAPIS A., GONSIOR M., *The role and perspectives of development of the Polish air pump heart assist on the market of heart prosthetic*, Polish artificial heart, the development of design, qualification tests, preclinical and clinical, ISBN 978-83-63310-12-7, 2013, (in Polish).
- [18] MURAWSKI K., PUSTELNY T., MURAWSKA M., *System and method of determining the shape of diaphragm of pneumatic extracorporeal heart assist pump*, Patent Application No. P.414104, 2015, (in Polish).
- [19] RÓŻANOWSKI K., MURAWSKI K., *An Infrared Sensor for Eye Tracking in a Harsh Car Environment*, Acta Physica Polonica A, vol. 122, 5, 874 – 879, 2012.

- [20] MURAWSKI K., BIAŁAS D., REKAS M, *Measurement of Corneal Neovascularisation with the use of Image Processing Techniques*, Acta Physica Polonica A, vol. 127, 6, 2015, pp. 1732 – 1736.

### **Study the influence of the object size on the range of distance measurement in the new Depth From Defocus method**

ABSTRACT: The article presents new results achieved during research the distance measuring method belonging to the Depth From Defocus techniques. The method has been developed to determining the shape of flaccid membrane used in Ventricular Assist Device (VAD). Shape is determined on the basis of distance measured between the CCD sensor plate of the camera and objects (markers) located on the flaccid membrane. The experiments were carried out using stationary camera and circular markers with a diameter from 0.003 m to 0.009 m.

The goal of this paper is to present the influence of size of object (marker) on the distance range measured between camera and membrane used in external pneumatic prosthetic heart.

KEYWORDS: Distance Measurement, Depth Form Defocus, Information Extraction

*Praca wpłynęła do redakcji: 20.12.2015 r.*