

Wizyjny pomiar objętości wyrzutowej komory pneumatycznej pozaustrojowej pompy wspomagania serca

Krzysztof MURAWSKI¹, Tadeusz PUSTELNY², Leszek GRAD¹,
Monika MURAWSKA³

¹ Instytut Teleinformatyki i Automatyki, WCY, WAT,
ul. Gen. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa
krzysztof.murawski@wat.edu.pl, leszek.grad@wat.edu.pl,

² Katedra Optoelektroniki, Politechnika Śląska,
ul. Akademicka 2, 44-100 Gliwice
Tadeusz.Pustelny@polsl.pl

³ Instytut Organizacji i Zarządzania, WCY, WAT,
ul. Gen. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa
monika.murawska@wat.edu.pl

STRESZCZENIE: W artykule przedstawiono wyniki badań dotyczących pomiaru objętości komory krwi mechanicznej protezy serca z wykorzystaniem przetwarzania obrazu. Podczas eksperymentów użyto zmodyfikowaną metodę pomiaru odległości do przedmiotu na podstawie jednego obrazu uzyskanego z nieruchomej kamery z obiektywem o stałej ostrości. Przedstawiono także budowę czujnika wideo oraz stanowisko pomiarowe opracowane przez autorów.

SŁOWA KLUCZOWE: objętość wyrzutowa, proteza serca, przetwarzanie obrazów

1. Wprowadzenie

Program „Polskie Sztuczne Serce” (*PSS*) rozwijany był w latach 2007 – 2012. Najważniejszym rezultatem projektu jest rodzina protez serca *VAD* o wspólnej nazwie ReligaHeart. Rodzina protez obejmuje pozaustrojową, pulsacyjną protezę serca ReligaHeart EXT, częściowo wszczepialną pulsacyjną pompę wspomagania serca ReligaHeart IMPL, częściowo wszczepialną wirową odśrodkową pompę wspomagania serca ReligaHeart ROT, częściowo

wszczepialną wirową osiową pompę wspomaganą serca oraz całkowicie wszczepialną pompę ReligaHeart TOTAL [1]. Opracowanie wymienionych konstrukcji niosło za sobą konieczność rozwiązania istotnych problemów technicznych. Zaliczono do nich: opracowanie konstrukcji protezy serca, opracowanie technologii wytwarzania materiałów i powłok biologicznie obojętnych, opracowanie wielkoskalowego modelu numerycznego *VAD*, opracowanie sensorów i układu sterowania [1 - 3]. Szczególny wysiłek wykonany został w kierunku układów pomiarowych zdolnych do pomiaru: saturacji krwi pompowanej przez protezę serca, prędkości przepływu krwi w konektorach wlotowym i/lub wylotowym, ciśnienia w komorze powietrznej i komorze krwistej, wartości chwilowej objętości wyrzutowej (*SV*). Pomiaru te służyły do optymalizacji konstrukcji protezy i poprawy działania jej systemu sterowania. Sensory mierzące wskazane parametry miały również umożliwić monitorowanie stanu *VAD*. Jednym z trudniejszych był pomiar *SV*. W *PSS*, zrealizowano go metodą akustyczną wykorzystując teorię rezonatora Helmholtza [4, 5]. Znając wady i zalety opracowanej metody podjęto próby pomiaru *SV* techniką: optyczną [6], wizyjną [7] oraz impedancyjną [8]. Mimo wielu starań proteza ReligaHeart EXT, choć uważana za jedną z nowocześniejszych, nie jest wyposażona w sensor określający chwilową objętość wyrzutową. Personel medyczny dysponuje jedynie wartością ciśnienia powietrza panującego w przewodach połączeniowych *VAD* z jej sterownikiem. Z tego względu warunki pracy protezy ustala się przede wszystkim bazując na obserwacji wzrokowej membrany [9].

Brak sensora oraz sygnału, którego wartość zależy od objętości wyrzutowej sprawia, że sterowanie *SV* protezy serca jest aktualnie utrudnione lub wręcz niemożliwe.

2. Motywacja podjęcia badań

W artykule problem sterowania *SV* proponuje się rozwiązać poszukując funkcji wiążącej położenie czoła membrany z objętością wyrzutową wywołaną przez ciśnienie powietrza panujące w komorze powietrznej. W przeciwieństwie do kołowej membrany napiętej, dla membrany wiotkiej (użytej w protezie) nie istnieje równanie opisujące kształt membrany w funkcji przykładowej siły. Z tego względu do wyznaczania odkształceń membrany, a w konsekwencji chwilowej *SV* wykorzystano technikę zaprezentowaną w [10]. Technika ta w pełni sprawdziła się podczas detekcji ruchu membrany sztywnej [11] oraz w aplikacji do pomiaru ciśnienia gazów [10]. Wizyjny sposób pomiaru zastosowany w [10] polega na powiązaniu zjawiska rozmycia widoku markera umieszczonego na powierzchni membrany z jego przemieszczeniem obserwowanym w przestrzeni 3D. Proponowany w [10] sposób pomiaru nie

wymaga specjalizowanego obiektywu pomiarowego o nietypowej konstrukcji co ma miejsce w [12] czy też stabilizacji ostrości obrazu wymaganego w [13].

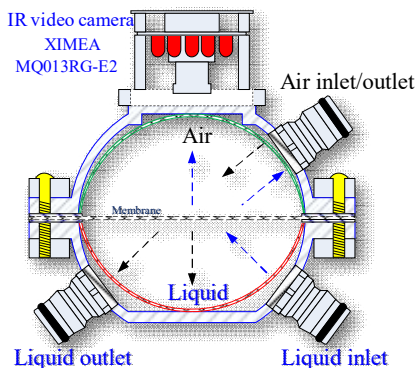
Atrakcyjność podejścia zaprezentowanego w [10, 11] polega na wyznaczaniu chwilowej objętości wyrzutowej przez miniaturową kamerę z obiektywem o stałej ogniskowej lub kamerę wyposażoną w obrazowód.

W rozważanej aplikacji istotna jest też szybkość realizacji pomiarów. W przypadku proponowanej techniki, aktualizacja wyniku pomiaru realizuje się z częstotliwością ok. 1800 razy na minutę, co znacznie przewyższa stawiane wymagania - od 60 do 120 razy na minutę.

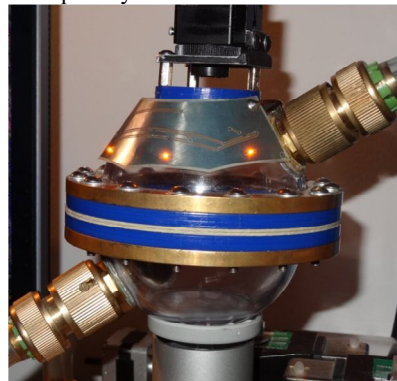
3. Układ pomiarowy

Technikę [10] w zadaniu wyznaczania objętości wyrzutowej krwi z komory badano na autorskim modelu pompy wspomaganie serca, którego konstrukcję wzorowano na pulsacyjnej protezie serca ReligaHeart EXT. Użycie modelu jest uzasadnione z uwagi na koszt protezy, który w 2011 roku wynosił około 25000 zł [14]. Model pokazany na rysunku 1 powstał na podstawie danych z literatury [3, 15]. Tak jak oryginalna proteza jest on przezroczysty, co umożliwia obserwację pracy membrany. Model posiada komorę powietrzną i komorę krwistą, które wyposażono w złącza (rys. 1b) umożliwiające dołączenie ich do układu sterowania (rys. 2). Komora powietrzna „Air” pokazana na rysunku 1a dołączona jest do pompy ssąco – tłoczącej. Sposób dołączenia komory do układu wzorowany jest na oryginalnym układzie sterowania [15]. Zadaniem pompy jest naprzemienne wytwarzanie ciśnienia i podciśnienia działającego na membranę wiotką oddzielającą komorę powietrzną od komory krwistej. W modelu zastosowano silikonową membranę

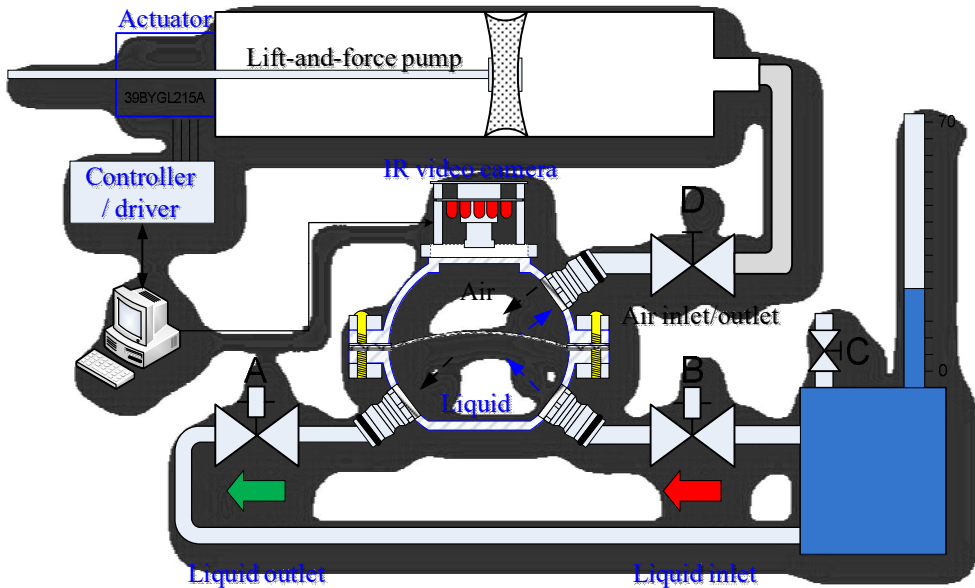
a) Przekrój zaprojektowanej protezy serca



b) Widok protezy wraz z oświetlaczem IR



Rys. 1. Przekrój i widok modelu pulsacyjnej protezy serca użytej w badaniach



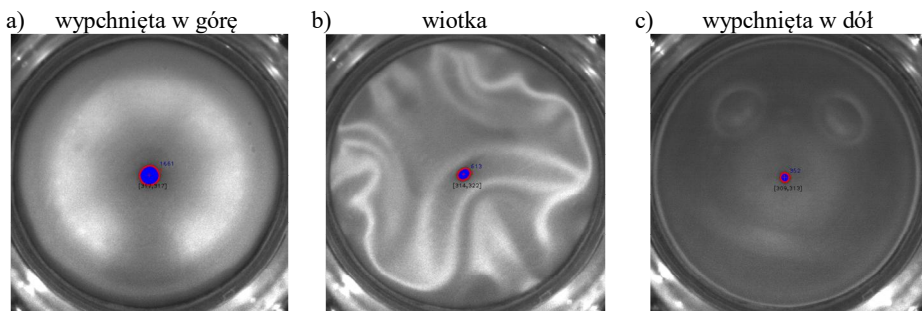
Rys. 2. Schemat układu pomiarowego do badania modelu pulsacyjnej protezy serca

wiotką pokazaną na rysunku 4b o grubości 0.25 mm i średnicy 81 mm. Komorę krwistą, „Liquid”, przedstawioną na rysunku 1a, wyposażono w szybkozłączca imitujące króciec napływowy i wypływowy. Za ich pośrednictwem komora ta dołączona jest do układu hydraulicznego (rysunek 2) 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 odpowietrzającego C. Rolę zastawek w układzie pomiarowym pełnią dwa niezależnie sterowane elektrozawory A i B umieszczone w obwodzie hydraulicznym komory krwistej.

Autorski model protezy serca wyposażono w kamerę Ximea MQ013RG - E2 przytwierdzoną do zewnętrznej ściany komory powietrznej (rysunek 1b) oraz



Rys. 3. Warianty oświetlaczy użyte w trakcie eksperymentów

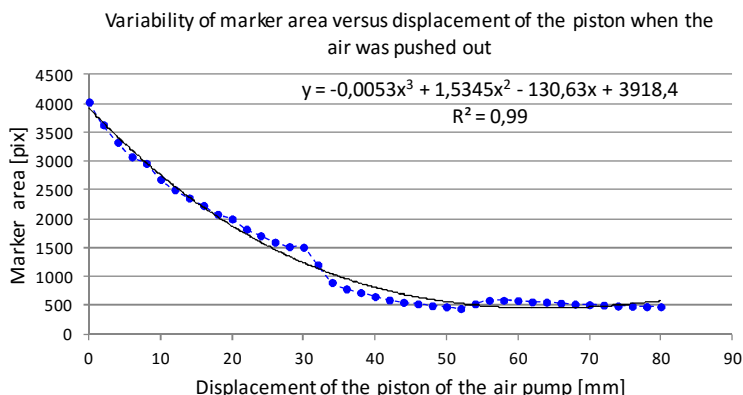


Rys. 4. Wynik działania techniki [10] dla membrany wiotkiej użytej w modelu VAD

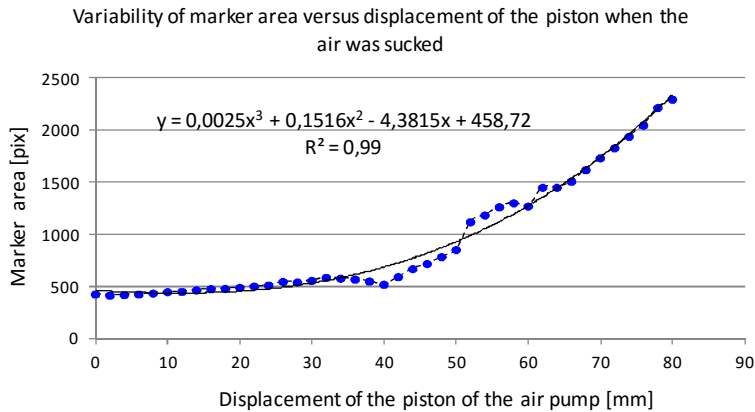
oświetlacz IR, którego kształt dopasowano do kształtu komory (rysunek 1b) i (rysunek 3). Diody w oświetlaczu podczerwieni sterowano wielokanałowym kontrolerem PWM – PCA9622DR. Oświetlacz, pokazany na rysunku 3a, zbudowano z diod SFH 4059 o parametrach $\varphi = \pm 10^\circ$, 100 mW/sr przy 70 mA. Diody tworzyły piętnaście sekcji, każda złożona z czterech diod połączonych szeregowo. Poszczególne sekcje ułożono równolegle względem siebie. Pomimo selektywnego sterowania każdą sekcją, przyjęty układ diod nie zapewnił równomiernego oświetlenia powierzchni membrany w jej całym zakresie pracy. Szczególnie utrudniona była obserwacja membrany wypchniętej w górę, której zdjęcia były prześwietlone. Uzyskiwana jakość zdjęć nie pozwalała wyznaczyć pozycji markera i dokonać pomiaru przemieszczenia czoła powierzchni membrany. Z tego względu zmodyfikowano budowę oświetlacza (rysunek 3b). Wymieniono diody podczerwieni na VSMY 1850X01 ($\varphi = \pm 60^\circ$, 10 mW/sr przy 100 mA) oraz zaproponowano nowy układ diod (rysunek 3c). Przyjęty rozkład i parametry diod zapewniły pożądane oświetlenie membrany w całym zakresie pracy modelu pompy. Zdjęcia membrany uzyskane dla tak skonstruowanego oświetlacza przedstawia rysunek 4 i rysunek 11. Elementem dopełniającym konstrukcję modelu protezy serca jest zaprojektowany dla niej sterownik i układ pomiarowy (rysunek 2). W układzie tym, komora powietrzna dołączana jest do sterowanej komputerowo pompy pneumatycznej. Polecenia sterujące ruchem tłoka pompy wydawane są z poziomu oprogramowania komputera typu IBM PC lub bezpośrednio z klawiatury dołączonej do układu sterowania. Wytworzone oprogramowanie steruje ruchem tłoka w dwóch kierunkach w zakresie od 1 mm do 180 mm z dokładnością 0.01 mm. Ruch tłoka w prawo sprawia, że powietrze ze zbiornika pompy dostaje się do komory powietrznej protezy serca i wypycha membranę w dół (rysunek 4c). Przy otwartym elektrozaworze A i zamkniętym B (rysunek 2), odpowiada to wyrzutowi płynu z komory krwistej. Ruch tłoka pompy w lewo przy zamkniętym elektrozaworze A i otwartym B powoduje wysysanie powietrza z komory powietrznej i napełnianie cieczą komory krwistej. Pełny cykl pracy tłoka: lewo \rightarrow prawo \rightarrow lewo lub prawo \rightarrow lewo \rightarrow prawo odpowiada pojedynczemu cyklowi pracy sztucznej komory serca.

4. Pomiar objętości wyrzutowej pneumatycznej pozaustrojowej pompy wspomagania serca

Możliwość określania objętości wyrzutowej z użyciem techniki przedstawionej w [10] sprawdzono wyznaczając w przestrzeni 3D ruch czoła membrany. Eksperymenty wykonano dla membrany wiotkiej i napiętej. Badania pilotażowe z użyciem membrany wiotkiej przeprowadzono w warunkach braku jej obciążenia. W tym celu zrównano ciśnienie powietrza panujące w komorze powietrznej i krwistej. Następnie tłok pompy przesuwano w lewo, rysunek 2, wysysając powietrze z komory powietrznej. Czynność tę kontynuowano do pełnego wypchnięcia czoła membrany w górę (rysunek 4a). Po osiągnięciu zadanego stanu membrany zmieniono kierunek ruchu tłoka na przeciwny – w prawo (ruch membrany w dół), i rozpoczęto badanie. W trakcie eksperymentu tłok przesuwano ze stałym krokiem równym 2 mm. Dla każdej pozycji tłoka rejestrowano wielkość przesunięcia względem ustalonej pozycji początkowej i pole powierzchni markera umieszczonego na membranie. Pole powierzchni markera wyznaczano zgodnie z [10]. Gdy membrana osiągnęła dno komory (rysunek 4c) zmieniono kierunek ruchu tłoka pompy na przeciwny (w lewo) i kontynuowano pomiary. Badanie prowadzono do chwili wypchnięcia czoła membrany w górę. Rezultat uzyskany podczas ruchu membrany w dół (wypychanie powietrza z komory krwistej) przedstawia rysunek 5. Zmianę powierzchni markera określa wówczas równanie $f(x) = -0,0053x^3 + 1,5345x^2 - 130,63x + 3918,4$. Dopasowanie funkcji wynoszące $R^2 = 0,99$, uzyskano również podczas testu, w którym powietrze było zasysane z komory powietrznej – ruch membrany w górę (rysunek 6). Zmianę powierzchni markera określa wtedy równanie $f(x) = 0,0025x^3 + 0,1516x^2 - 4,3815x + 458,72$. W obydwu przypadkach przesunięcie tłoka x względem pozycji początkowej wynosiło od 0 mm do ok. 80 mm. Wyznaczone funkcje nie pokryły się co może wynikać z różnych sił

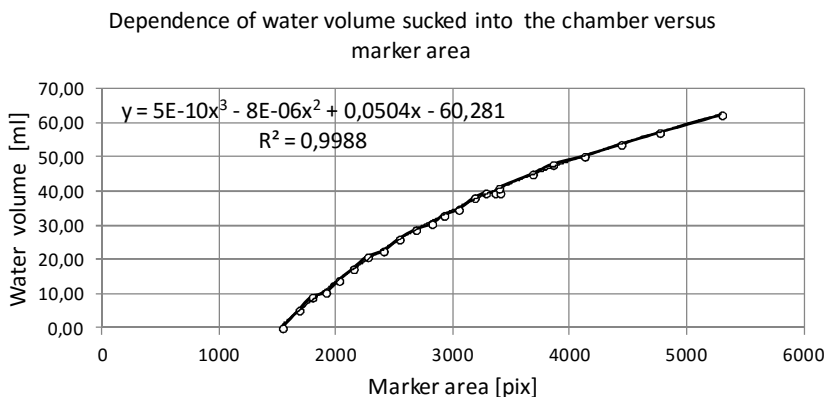


Rys. 5. Zmiana powierzchni markera w funkcji ruchu tłoka pompy podczas wypychania powietrza z komory krwistej

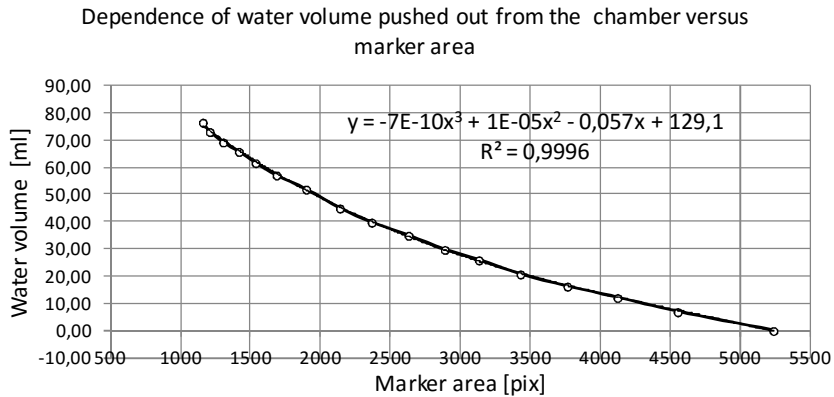


Rys. 6. Zmiana powierzchni markera w funkcji ruchu tłoka pompy podczas zasysania powietrza z komory powietrznej

ssania i wypychania powietrza przez pompę tłokową. Niemniej jednak dla wszystkich położenia tłoka zmienność powierzchni markera była wystarczająca do rozróżnienia położenia czoła membrany wiotkiej (rysunek 4b). Z tego względu zdecydowano się przeprowadzić eksperyment z wykorzystaniem cieczy. W badaniu użyto wodę zdeminalizowaną. Decyzję o wyborze wody podjęto po analizie pracy [3]. Pomiar objętości wyrzutowej z użyciem cieczy przeprowadzono w warunkach: układ pomiarowy pokazany na rysunku 2, komora krwista i zbiornik wyrównawczy zalany cieczą, menzurka pomiarowa ustawiona w pionie i zalana cieczą na wysokość 250 mm (ok. 86,59 ml).



Rys. 7. Zmiana objętości wody zasysanej do komory krwistej w funkcji powierzchni markera rejestrowana dla membrany napiętej

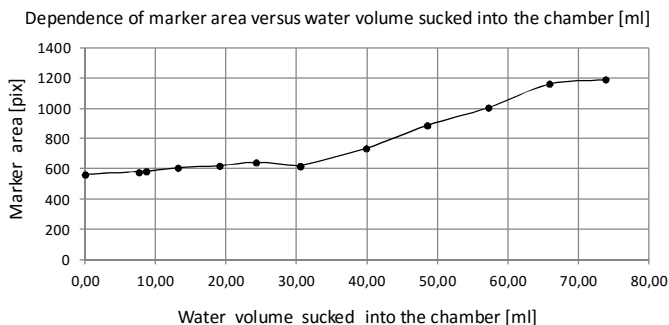


Rys. 8. Zmiana objętości wody wypchanej z komory krwistej w funkcji powierzchni markera rejestrowana dla membrany napiętej

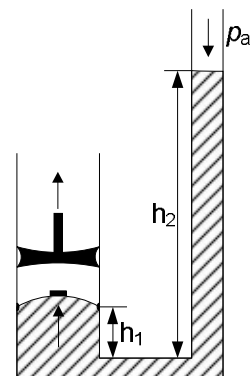
W tak przygotowanym układzie zmianę objętości komory krwistej odczytywano z menzurki pomiarowej. Przyjęte parametry menzurki umożliwiły pomiar SV z dokładnością 0.17 ml, co odpowiada zmianie wysokości słupa cieczy wynoszącej 0.5 mm.

Pierwszy eksperyment wykonano z użyciem cieczy i membrany napiętej. Badanie rozpoczęto od przeprowadzenia procedury startowej, której celem było ustalenie początkowego stanu modelu protezy serca. Stan ten uzyskano odłączając komorę powietrzną od pompy z jednoczesnym otwarciem elektrozaworów A i B, co pozwoliło napełnić wodą układ hydrauliczny. W następnej kolejności został on odpowietrzony. Naprężenie membrany z jej lekkim wypchnięciem w górę, które wówczas obserwowano, wywołane było

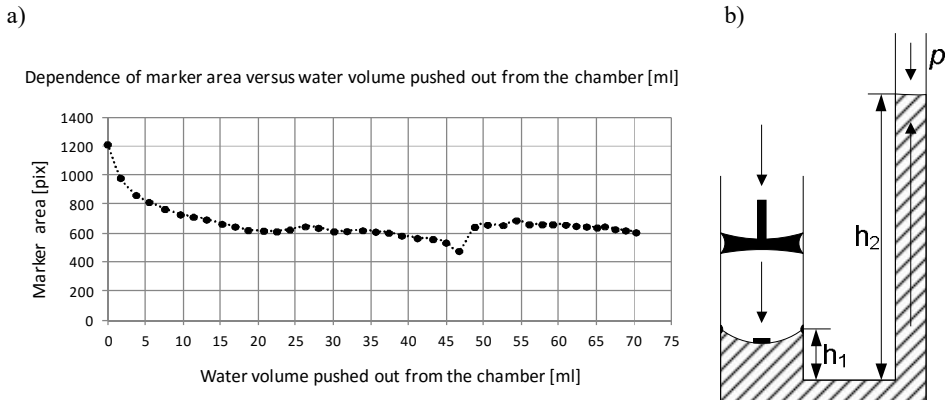
a)



b)

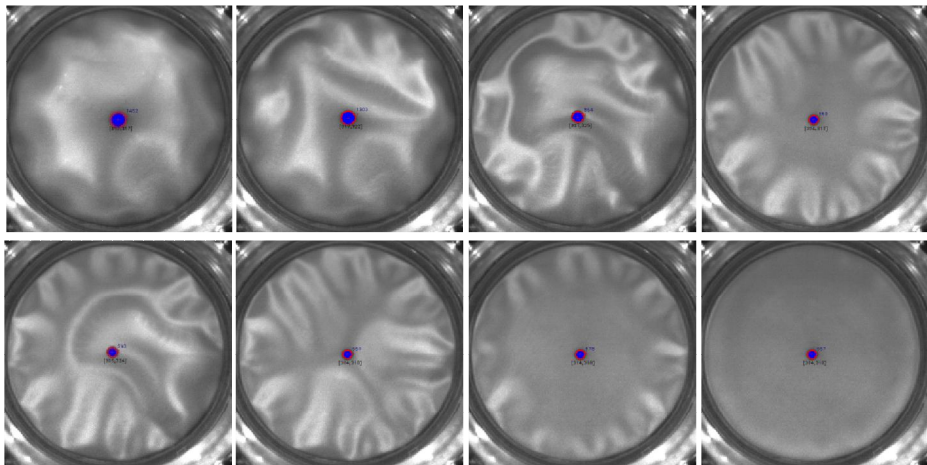


Rys. 9. Zależność powierzchni markera od objętości wody zasysanej do komory krwistej wyposażonej w membranę wiotką

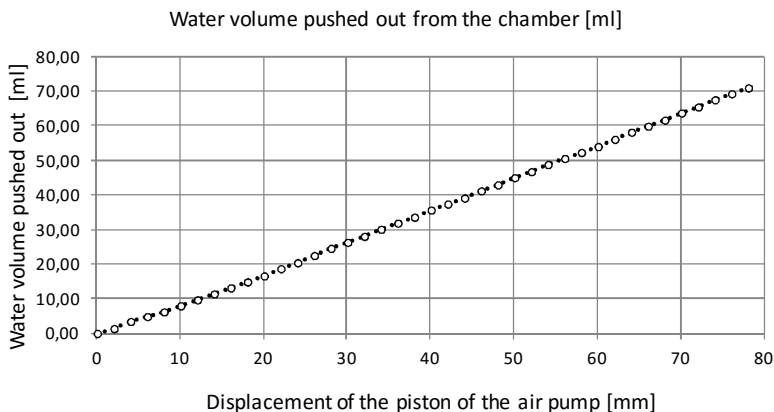


Rys. 10. Zależność powierzchni markera do objętości wody wypychanej z komory krwistej

przez ciśnienie słupa wody zawartej w menzurce pomiarowej. Tym samym osiągnięto stan, w którym uzyskano maksymalne (nie licząc możliwości rozciągnięcia membrany) wypchnięcie czoła użytej membrany, co kończy procedurę startową. Następnie wymuszono ruch tłoka pompy i obserwowano zasysanie wody do komory krwistej. Otrzymane wyniki pokazano na rysunku 7. Na ich podstawie można jednoznacznie stwierdzić, że zastosowanie membrany napiętej i techniki [10] pozwala wyznaczyć objętość wody zassaną do komory. Dobre rezultaty uzyskano również stosując technikę [10] do określenia objętości wody wypychanej z komory krwistej (rys. 8). Tak jak poprzednio, eksperyment poprzedzono procedurą startową. Następnie, ze stałym krokiem równym 2 mm przesuвано tłok pompy w prawo. W rezultacie, przy otwartym elektrozaworze A wypychano wodę z komory krwistej. Wypchnięta objętość wody uzależniona była od stopnia rozciągnięcia membrany napiętej. Rozciągnięcie to wpływało na położenie markera w przestrzeni 3D (rys. 11), które wyznaczano techniką [10].



Rys. 11. Przykładowe widoki membran poddane analizie



Rys. 12. Przyrost objętości wyrzutowej z komory krwistej w funkcji ruchu tłoka pompy.

Pozytywne rezultaty uzyskane podczas prób z wodą i membraną napiętą oraz powietrzem i membraną wiotką zachęciły autorów do zbadania zachowania się membrany wiotkiej we współpracy z wodą.

Zakres badań z użyciem wody i membrany wiotkiej ograniczono do wypychania i zasysania ok. 70 ml płynu. Wartość tę przyjęto za [15]. W pracy [15] podano, że maksymalna objętość wyrzutowa protezy serca ReligaHeart EXT wynosi 70 ml. Badania rozpoczęto od procedury startowej. Następnie wypchnięto ok. 70 ml cieczy z komory krwistej. W ten sposób ustalono punkt odniesienia. Dla niego zapamiętano wielkość powierzchni markera wynoszącą ok. 600 pikseli. Następnie na czas przesuwania tłoka pompy w lewo (zasysanie powietrza) z krokiem równym 2 mm, otwierano elektrozawór B (rysunek 2). Po zakończeniu ruchu tłoka elektrozawór B był automatycznie zamykany. W badaniu, szczególnie na początku eksperymentu, obserwowano natychmiastowe napełnianie się komory wodą. Duża szybkość napełniania komory spowodowana była nie tyle siłą ssania pompy, co różnicą gęstości ośrodków powietrza i wody oraz ciśnieniem wywieranym przez wodę zawartą w menzurce pomiarowej (rysunek 9b). Zachowanie membrany wiotkiej w trakcie napełniania komory odzwierciedla wykres pokazany na rysunku 9a. W początkowej fazie eksperymentu, pomimo wyraźnej zmiany poziomu słupa wody w menzurce wynoszącej ok. 88 mm (co daje ok. 30 ml), nie rejestrowano istotnych zmian położenia czoła membrany. Świadczy o tym powierzchnia markera, która dla wartości od 0 ml do 30 ml praktycznie nie ulegała zmianie i wynosiła ok. 600 pikseli. Zatem rozróżnienie objętości wody, do ok. 30 ml, zawartej w komorze wyposażonej w membranę wiotką w oparciu o tylko jeden marker, jest niemożliwe. Przy większych objętościach, od 30 ml do 75 ml, działanie techniki [10] było właściwe. Objętości te generowały liniowy przyrost

powierzchni markera umieszczonego na membranie wiotkiej. Marker zmieniał swoją powierzchnię w zakresie od 600 pikseli do ok. 1200 pikseli zgodnie z prostą nachyloną pod kątem α wynoszącym około 20° .

Następne zadanie polegało na sprawdzeniu możliwości użycia techniki [10] do określania objętości cieczy wypychanej z komory – wyznaczeniu objętości wyrzutowej (rysunek 10a). Tak jak poprzednio wykonano procedurę startową, uzyskując membranę wypchniętą ku górze.

W omawianym badaniu tłok pompy wtlaczał powietrze do komory powietrznej. Czynność tę przeprowadzano przy otwartym elektrozaworze A (rysunek 2). W badaniu, krok tłoka pompy ustalono na 1 mm. Rozważany przypadek, w porównaniu z napełnianiem komory wodą, był trudniejszy. Wypychana membrana przeciwdziałała za każdym razem wyższemu ciśnieniu cieczy. Ciśnienie to wynikało z wysokości słupa wody nagromadzonej w menzurce pomiarowej, $p = p_a + \rho \cdot \Delta h \cdot g$, gdzie $\Delta h = h_2 - h_1$ (rysunek 10b). Zachowanie się markera oraz membrany podczas eksperymentu przedstawia wykres pokazany na rysunku 10a i rysunku 11. Obserwowana zmienność wielkości markera w połączeniu z membraną wiotką umożliwia wykonanie pomiaru SV jedynie dla pierwszych 22 ml. Przy większej objętości wyrzutowej membrana ulega jednocześnie zwiotczeniu i spłaszczeniu (rysunek 11). W takim przypadku, obserwowany przyrost objętości wody w menzurce pomiarowej (rysunek 12) nie miał odzwierciedlenia w zmianach powierzchni markera umieszczonego w centralnej części membrany. W końcowej fazie eksperymentu, gdy mierzona objętość wynosiła od 50 ml do 65 ml obserwowano chwilowe powiększanie się powierzchni markera. Świadczy to o przyjmowaniu przez membranę wiotką kształtów, w których pomimo wypchnięcia większej objętości wody z komory środek membrany przybliżył się do płaszczyzny obrazu kamery.

5. Podsumowanie i wnioski

W artykule przedstawiono zastosowanie techniki przetwarzania obrazu do pomiaru objętości wyrzutowej mechanicznej protezy serca. Podstawowym ograniczeniem w realizacji badań były koszty zakupu protezy ReligaHeart EXT oraz jej układu sterowania. Z tego względu badania przeprowadzono z użyciem opracowanego samodzielnie modelu mechanicznej pulsacyjnej, pozaustrojowej protezy serca oraz wytworzonego układu pneumatyczno – hydraulicznego sterującego pracą protezy. Model protezy oraz jej układ sterowania wzorowano na rozwiązaniach stosowanych w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrze.

Użycie techniki przedstawionej w [10] do wyznaczenia objętości wyrzutowej badano w trzech wariantach:

❖ membrana napięta – woda;

- ❖ membrana wiotka – powietrze;
- ❖ membrana wiotka – woda.

Najlepsze rezultaty uzyskano dla membrany napiętej i wody. Zmiana położenia markera a więc i czoła membrany napiętej jest wówczas w pełni przewidywalna. Stąd określenie pozycji markera w przestrzeni 3D może być podstawą wyznaczenia objętości wyrzutowej.

Umieszczenie markera na membranie wiotkiej pracującej w układzie z powietrzem, umożliwia wyznaczenie miejsca położenia czoła membrany. Uzyskane rezultaty są jednak mniej jednoznaczne i nie tak precyzyjne jak uzyskiwane dla membrany napiętej. Utrudnienia w interpretacji wyników pojawiają się w chwili, gdy membrana zaczyna wiotczeć. Problem interpretacji wyników pomiaru znika samoistnie w przypadkach wybrzuszania się membrany w górę lub w dół.

Najgorsze rezultaty uzyskano w zestawieniu membrany wiotkiej z wodą. W tym układzie zastosowanie jednego markera bez względu na użyte techniki przetwarzania obrazów, nie dało podstaw do wykonania wiarygodnego pomiaru objętości wyrzutowej komory.

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.
- [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*, ISBN 978-83-63310-16-5, 2013.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 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, pp. 962, 2012.

- [7] 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, pp. 558, 2007.
- [8] GAWLIKOWSKI M., PUSTELNY T., KUSTOSZ R., *The methods of physical parameters measurement regarding the heart supporting automation*, Eur. Phys. J. Special Topics 154, pp. 71 – 76, 2008.
- [9] 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, 479, 2013.
- [10] MURAWSKI K., *Sposób pomiaru odległości z użyciem kamery*, zgłoszenie patentowe P.408076.
- [11] MURAWSKI K., *Measurement Of Membrane Displacement with a Motionless Camera Equipped with a Fixed Focus Lens*, Metrology And Measurement Systems, vol. 22, 1, 69, 2015,
- [12] CHEN S., *Distance measurement using focal gap for camera involves acquiring distance of each block with lens as center of circle after calculating distance value*, Patent DE 19918825A1, 1999.
- [13] SLISKOVIC M., KAZAROV R., MALLIK Q. H., *A method for determining the distance, in particular the object distance between a camera and an object, and system for performing a method*, Patent DE 102012004226 A1, 2012.
- [14] http://www.przetargi.egospodarka.pl/263017_Dostawa-sztucznych-komor-serca-dla-UCK-w-Gdansk_2011_2.html, (dostęp 15.04.2015)
- [15] JAROSZ A., KUSTOSZ R., GONSIOR M., „Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne” – Epigraf, Zabrze 2013, ISBN 978-83-63310-12-7.

Video measurement of stroke volume for pneumatic extracorporeal heart prosthesis pump.

ABSTRACT: The paper presents the research of measurement of blood chamber volume of mechanical prosthetic heart with use of image processing technique. During research the modified method of measurement distance to an object based on one image obtained from a motionless camera with a fixed-focus lens was used. The paper also presents the construction of video sensor and measuring station developed by the authors..

KEYWORDS: stroke volume, artificial heart prosthesis, image processing

Praca wpłynęła do redakcji: 12.12.2015 r.