

DOI: 10.5604/01.3001.0010.7367

KSZTAŁTOWANIE SZTUCZNEJ KOMORY ORAZ NAPĘDU MIKROPOMPY PULSACYJNEJ DO PRZETACZANIA KRWI

Sebastian Bartel

Politechnika Śląska w Gliwicach, Katedra Mechatroniki

Streszczenie. W niniejszym artykule zaprezentowano przykłady laminarnie przepływowych oraz pulsacyjnych urządzeń wspomagających pracę ludzkiego serca oraz całkowicie sztucznych serc. Przykłady tych urządzeń rozpatrywane były pod kątem modelowania kształtu sztucznych komór krwi oraz napędu elektromagnetycznego tych urządzeń. Opisano ogólną zasadę działania oraz wady i zalety wynikające z budowy danej konstrukcji.

Słowa kluczowe: sztuczna komora krwi, napęd elektromagnetyczny, mikropompa, sztuczne serce

MODELING OF THE ARTIFICIAL BLOOD CHAMBER AND THE MICROPUMPS PULSATILE DRIVE FOR BLOOD TRANSFUSION

Abstract. This article presents examples of laminar blood flow and pulsatile blood flow devices for human heart assist and the total artificial hearts. The presented examples of these heart assist devices were considered for modeling the shape of the artificial blood chamber, and the electromagnetic drive of these devices. This article describes the general principle of artificial heart devices and his advantages and disadvantages resulting from the construction.

Keywords: artificial blood chamber, electromagnetic drive, micropump, artificial heart

Wstęp

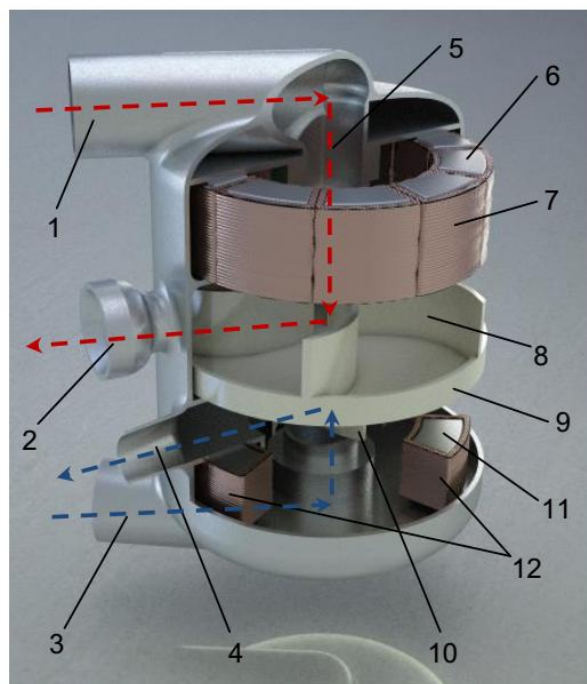
W niniejszym artykule przedstawione zostaną przykłady urządzeń wspomagających bądź całkowicie zastępujących ludzkie serce pod kątem ukształtowania komór sztucznych serc do przetaczania krwi. W tego typu konstrukcjach występują dwa rodzaje napędu: napęd pulsacyjny napędzany pneumatycznie lub elektromagnetycznie, napęd wirowy osiowo przepływowy lub wirowy centryfugalny.

Dla urządzeń do pulsacyjnego przetaczania krwi stosuje się sztuczne komory tłoczące (przetaczające) krew o zmiennej geometrii i objętości. Objętość komory przetaczającej krew w przypadku napędów pneumatycznych determinowana jest poprzez elastyczną membranę oddzielającą wewnątrz komory dwa obiegi; jeden obieg przetaczanej krwi oraz drugi obieg tłoczonego medium będącego najczęściej cieczą o odpowiednich parametrach hydraulicznych. W przypadku pulsacyjnych urządzeń o napędzie elektromagnetycznym sztuczna komora może być modelowana w dowolny sposób bez ograniczeń związanych z dodatkowym obwodem hydraulicznym, który w tym przypadku nie występuje. Przykłady modelowanych komór oraz ich napędów zostaną szerzej omówione w następujących rozdziałach tego artykułu. Natomiast ostatnią grupą urządzeń sztucznych serc są to urządzenia o napędzie wirowym osiowo przepływowym oraz centryfugalnym przy których komory przetaczające krew posiadają stałą objętość, a objętość przetaczanej krwi determinowana jest poprzez regulację prędkości obrotowej wirnika [4].

1. Rotacyjne urządzenia sztucznych serc o dwóch komorach do przetaczania krwi

Ukształtowanie sztucznych komór w urządzeniach rotacyjnych do przetaczania krwi zaprezentowano na przykładzie urządzenia BiVACOR Total Artificial Heart opracowanej przez Texas Heart Institute. Urządzenie to jest przykładem sztucznego serca przetaczającego krew w dwóch układach krwionośnych, układu małego krążenia (układ płucny) oraz dla dużego układu krążenia (układ krążenia ciała). W konstrukcji BiVACOR możemy scharakteryzować dwie odseparowane od siebie sztuczne komory przetaczające krew do układów krwionośnych oraz pojedynczy wirnik. Dzięki charakterystycznie ukształtowanym łopatom wirnika możliwe jest niezależne przetaczanie dla dwóch systemów krążenia. Kształt tych łopatek został tak dobrany aby wirnik przy stałej prędkości obrotowej generował dwa różne objętości wyrzutowe dla omawianych komór. Wykorzystując tego typu budowę wirnika możemy indywidualnie dobrać przepływ krwi dla dużego i małego układu krążenia [2].

Szczegółowy opis budowy oraz opis działania omawianego urządzenia przedstawiono na poniższym rysunku (rys. 1). Wlot komory przetaczającej krew w układzie dużego krążenia oznaczono jako (1) a krew zasysana jest do wnętrza komory poprzez kanał doprowadzający (5) który separuje krew od układu napędowego; natomiast wylot komory z którego krew jest wyrzucana do krwioobiegu oznaczono numerem (2). Dla komory przetaczającej krew w układzie płucnego krążenia wlot i wylot oznaczono odpowiednio numerem (3) i (4). Wspólny wirnik obu komór przedstawiono jako (9) a charakterystycznie uformowane łopaty wytłaczające krew z komory dużego oraz małego układu krążenia opisano odpowiednio numerem (8) i (10). Przetaczanie krwi w tych komorach dla tego typu konfiguracji wirnika generuje dwie różne objętości wyrzutowe krwi, a w tego typu konstrukcji pompy wirowej odbywa się to na zasadzie siły odśrodkowej wirującego wirnika wyrzucającej krew do krwioobiegu. Łopaty wirnika komory dużego układu krążenia zawierają magnesy neodymowe które dzięki odpowiedniemu wysterowaniu uzwojeń stojana wprowadzają wirnik w ruch obrotowy. Uzwojenia stojana oraz rdzeń stojana oznaczono odpowiednio jako (7) i (6).



Rys. 1. BiVACOR Total Artificial Heart centryfugalna pompa rotacyjna z dwiema odseparowanymi komorami do przetaczania krwi

Łopaty wirnika komory małego układu krążenia również posiadają magnesy neodymowe w swojej strukturze które służą do łożyskowania wirnika. W tej konstrukcji zastosowano zjawisko lewitacji magnetycznej do stabilizacji położenia wirnika oraz łożyskowania wirnika. Efekt ten uzyskuje się dzięki odowiedniemu umiejscowieniu magnesów neodymowych w omawianych łopatach wirnika oraz układowi odpowiednio rozmieszczonych trzech elektromagnesów umiejscowionych w dolnej części sztucznego serca, tak aby wirnik lewitował między elektromagnesami a stojanem napędu. Uzwojenia oraz rdzenie elektromagnesów lewitacji magnetycznej wirnika oznaczono odpowiednio jako (12) oraz (11). Kierunki przetaczanej krwi dla obu komór przedstawiono za pomocą czerwonej przerywanej strzałki dla komory dużego krwioobiegu oraz niebieskiej przerywanej strzałką dla małego krwioobiegu.

2. Pulsacyjne urządzenia sztucznych serc o różnych kształtach komór do przetaczania krwi

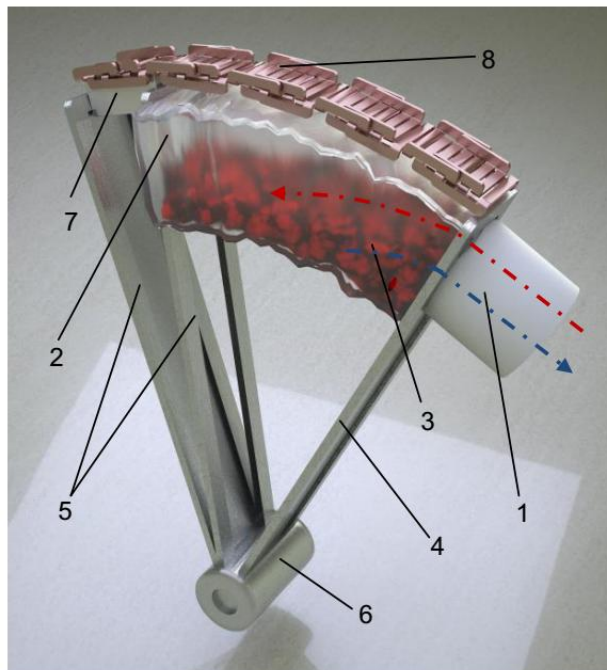
W tej części artykułu omówione zostaną przykłady urządzeń typu TAH (ang. *Total Artificial Heart*) o pulsacyjnym charakterze przetaczanej krwi. Przykłady te będą rozpatrywane pod kątem ukształtowania geometrii sztucznych komór krwi oraz ich umiejscowienia w ogólnej konstrukcji urządzenia. Opisana zostanie również budowa oraz zasada działania dla poszczególnych propozycji sztucznych serc. Wszystkie z poniżej omawianych przypadków urządzeń typu TAH charakteryzują niewielkimi gabarytami (równą bądź mniejszą gabarytem ludzkiego serca), pulsacyjnym charakterze przetaczanej krwi oraz elektromagnetycznym napędzie. Zaletą takiego napędu oraz przewagą konstrukcyjną nad pneumatycznie napędzanymi urządzeniami typu TAH, jest wyeliminowanie dodatkowych przewodów hydraulicznych. Przewody te zawierają medium (najczęściej ciecz) transportujące energię hydrauliczną generowaną z umiejscowionej poza ustrojem pompy do umiejscowionej we wnętrzu ciała sztucznego serca.

Dzięki zastosowaniu napędu elektromagnetycznego wyeliminowano opisany powyżej dodatkowy układ hydrauliczny, który wymaga ciężkiego zewnętrznego oprzyrządowania oraz stwarza dodatkowe zagrożenie dla życia pacjenta w przypadku rozszczelnienia się układu bądź też awarii tego układu.

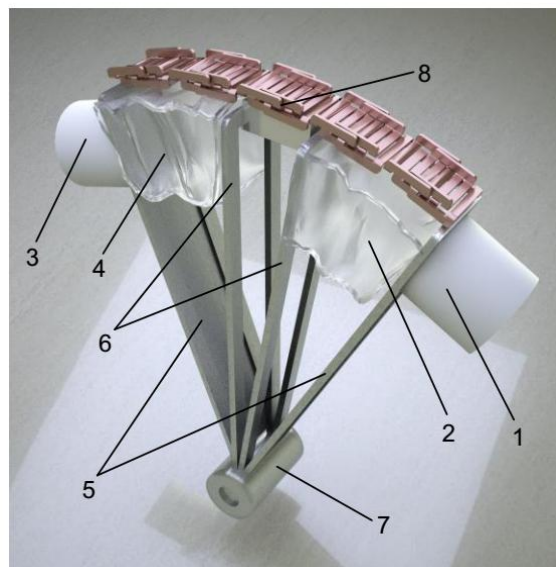
Pierwszym przykładem omawianych sztucznych serc z elektromagnetycznym napędem oraz pulsacyjnym charakterze przetaczanej krwi, jest przedstawiona na rysunku (rys. 2) mikropompa pulsacyjna o zmodyfikowanej geometrii sztucznej komory oznaczonej jako (2). Numerem (3) oznaczono w postaci symbolicznie przetaczaną krew wypełniającą sztuczną komorę. Komora w swojej pierwotnej koncepcji posiadała kształt części cylindra o przekroju wycinka koła. Szczegółowy opis budowy oraz kształtu sztucznej komory w jej pierwotnej koncepcji opisany został w artykule pt.: *“The influence of the micropump’s winding shape and magnetic circuit configuration on the generated electromagnetic torque characteristic. Part I: FEM analysis”* [1].

Modyfikacja geometrii komory krwi miała na celu redukcję objętości komory do objętości wyrzutowej ludzkiego serca, czyli objętości równej 75 ml. W końcowej fazie uformowanie kształtu mieszka tak aby nie zawierał on obszarów w których mogła by się gromadzić i zalegać krew, co w przypadku sztucznych serc jest zjawiskiem bardzo niekorzystnym ze względu na silną krzepnięwość krwi. Ostateczny kształt komory mikropompy uzyskano poprzez modyfikację przekroju komory tak aby kształt przekroju oraz jego pole powierzchni zbliżone było do przekroju otworu wylotowego. Zabieg tego rodzaju minimalizuje zaleganie krwi w obszarze wokół wylotowym sztucznego serca. W tej zmodyfikowanej konstrukcji możemy także wymienić elementy które nie podlegały modyfikacji, czyli takich jak: Wlot/wylot sztucznej komory oznaczony jako numerem (1); część nieruchomą oraz część ruchomą oznaczono kolejno numerami (4) i (5) a łożysko łączące te dwa elementy oznaczono jako (6); natomiast napęd urządzenia umiejscowiony jest w jego górnej części, gdzie numerem (7)

oznaczono wirnik w postaci magnesu trwałego oraz uzwojenia stojana jako (8). Dla lepszej wizualizacji wewnętrznej struktury napędu, usunięto z rysunku górne jarzmo magnetyczne oraz część zewnętrznej obudowy. Kierunek przepływu krwi w tego typu konstrukcji determinują sztuczne zastawki, gdzie na rysunku zaznaczono czerwoną przerywaną strzałką kierunek krwi zasysanej do komory, a dla krwi włączanej do krwioobiegu niebieską przerywaną strzałką.



Rys. 2. Mikropompa pulsacyjna napędzana elektromagnetycznie o zmienionej geometrii sztucznej komory do przetaczania krwi

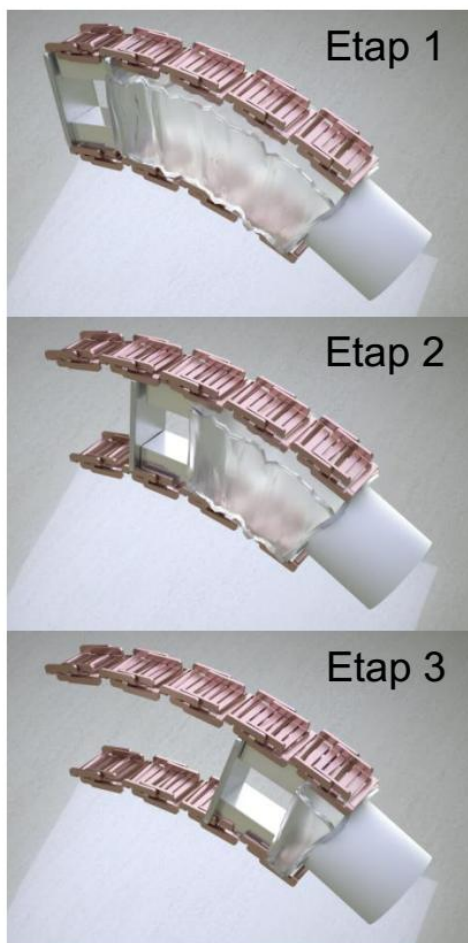


Rys. 3. Mikropompa pulsacyjna napędzana elektromagnetycznie o dwóch sztucznych komorach do przetaczania krwi

Na powyższym rysunku (rys. 3) przedstawiono kolejny przykład zastosowania tego rodzaju konstrukcji sztucznego serca, którą wyposażono w dodatkową komorę. Tego rodzaju podejście do omawianego zagadnienia pozwala zwiększyć funkcjonalność mikropompy pulsacyjnej. W odróżnieniu do poprzednio omawianej koncepcji wyszczególnić możemy dwa zestawy sztucznych komór oraz ich wlotów/wylotów. Prawą komorę oraz jej wlot/wylot opisano odpowiednio numerem (2) oraz (1), natomiast lewy zestaw odpowiednio numerem (4) i (3). Elementy konstrukcji sztywnej (nieruchomej) oraz konstrukcji ruchomej z wirnikiem oznaczono odpowiednio jako (5) i (6), łożysko łączące

te dwa elementy oznaczono numerem (7). Numerem (8) oznaczono uzwojenia stojana w tej samej konfiguracji co w przypadku pierwszym. W takiej konstrukcji możliwe jest w czasie pełnego jednego wychylenia wirnika wykonać dwa cykle przetaczania. W momencie wychylania się wirnika jedna komora zaczyna być napełniana krwią poprzez system zastawek, a druga komora w tym czasie tłoczy krew do układu krwionośnego. Gdy wirnik jest w pozycji maksymalnego wychylenia, to pojemność komory zasysającej krew jest maksymalna i wynosi 75 ml, natomiast objętość komory włączającej jest minimalna a cała krew wyrzucona zostaje do krwioobiegu. Następnie do zakończenia pełnej ewolucji cyklu hemodynamicznego, wirnik wraca do pozycji bazowej (minimalnego wychylenia). Podczas powrotu wirnika następuje odwrócenie kierunku przetaczania, gdzie komora o minimalnej objętości zaczyna być wypełniana krwią, a komora o maksymalnej objętości zaczyna włączać krew do krwioobiegu poprzez system zastawek. Dla lepszej wizualizacji na rysunku (rys. 3) przedstawiono wirnik w jego środkowej pozycji wychylenia, gdzie objętości obu komór są sobie równe.

Ostatni przykład omawiany w artykule przedstawia nowatorską konstrukcję mikropompy pulsacyjnej z jedną sztuczną komorą oraz podwójnym układem napędowym, którego celem jest zwiększenie siły wychylenia a tym samym zwiększeniu ciśnienia wylotowego przetaczanej krwi.



Rys. 4. Mikropompa pulsacyjna napędzana elektromagnetycznie o jednej sztucznej komorze oraz podwójnym układzie napędowym

Na powyższym rysunku dla tego tej konstrukcji wyszczególnić możemy pojedynczą komorę oraz jej wlot/wylot, podwójny układ uzwojeń stojana oraz wirnik wyposażony w dwa magnesy trwale połączone ze sobą na sztywno. W tej zmienionej koncepcji wirnik nie wykonuje ruchu obrotowego tylko na zasadzie silnika liniowego ruch posuwisty. Na rysunku przedstawiono trzy etapy pojedynczej ewolucji cyklu sercowego:

- W etapie pierwszym objętość komory jest maksymalna i wynosi 75 ml, a komora napełniona jest krwią. Wirnik w tej fazie jest w pozycji bazowej.

- Następnie w etapie drugim wirnik przemieszcza się do pozycji środkowej i tym samym zmniejsza objętość komory co generuje ciśnienie wyrzutowe przetaczanej krwi, a krew zaczyna być włączana do krwioobiegu.
- W ostatnim trzecim etapie wirnik osiąga maksymalne położenie a krew ze sztucznej komory jest całkowicie wyrzucona do krwioobiegu. Po tym etapie następuje odwrócenie kierunku przemieszczania się wirnika co skutkuje ponownym napełnieniem sztucznej komory.

Zastosowanie podwójnego układu napędowego umożliwiło wyeliminowanie łożyska łączącego część ruchomą z częścią nieruchomą tak jak to przedstawiono na poprzednich przykładach. Rezygnacja z łożyska pozwala na zwiększenie niezawodności mikropompy oraz zmniejszenie masy i gabarytów całej konstrukcji.

3. Podsumowanie

Omawiane przykłady urządzeń wspomagających pracę ludzkiego serca lub urządzeń całkowicie zastępujących żywy organ przedstawiają różnicowanie w podejściu konstrukcyjnym do tego typu problematyki. Opisane zostały urządzenia o wirowym i ciągłym charakterze przetaczanej krwi, oraz urządzeń o pulsacyjnym charakterze przetaczanej krwi. Rotacyjne pompy krwi charakteryzują się prostą budową niewielkimi gabarytami oraz laminarnym przepływie krwi. Generowany przez te urządzenia ciągły przepływ krwi powoduje u pacjenta niewyczuwalny lub całkowity brak tętna, co w przypadku omdleń może skutkować złą diagnozą osoby ratującej pacjenta.

Przedstawione przykłady sztucznych serc o napędzie elektromagnetycznym oraz pulsacyjnym charakterze przetaczanej krwi składają się z trzech podstawowych elementów: sztucznej komory wykonanej z elastycznego, biokompatybilnego polimeru; wlotu/wylotu z zestawem sztucznych zastawek, oraz napędu elektromagnetycznego. Urządzenia pulsacyjne mają tą zaletę nad urządzeniami wirowymi, że generują puls wyczuwalny u pacjenta. Ma to też tą zaletę, że w przypadku wspomagania ludzkiego serca, mięsień sercowy potrafi się regenerować. Urządzenia te w świecie bioinżynierów są słabo rozwijane, a zakres możliwości rozwoju jest bardzo duży. Przytoczone w artykule mikropompy pulsacyjne napędzane elektromagnetycznie zostały opatentowane patentem o numerze P.413744.

Literatura

- [1] Bartel S., Trawiński T.: The influence of the micropump's winding shape and magnetic circuit configuration on the generated electromagnetic torque characteristic. Part I: FEM analysis. *Przeгляд Elektrotechniczny*, 92(5)/2016, 240–244
- [2] <http://www.texasheart.org> [1.10.2016].
- [3] Konieczny G., Pustelny T., Satkiewicz M., Gawlikowski M.: Optoelectronic system for the determination of blood volume in pneumatic heart assist devices. *BioMedical Engineering OnLine* 14/2015, 113 [DOI: 10.1186/s12938-015-0111-8].
- [4] Ramachandran D.P., Luo C., Ma T.S., Clark J.W.: Modeling Study of the Failing Heart and its Interaction with an Implantable Rotary Blood Pump. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Annual International Conference of the IEEE, Boston, Massachusetts, USA, 2011*, 2403–2409.
- [5] Trawiński T., Bartel S.: Mikropompa pulsacyjna napędzana elektromagnetycznie. Patent P.413744, Politechnika Śląska. 2015.

Mgr inż. Sebastian Bartel
e-mail: sebastian.bartel@opsl.pl

Sebastian Bartel urodzony 24 lutego 1983. Ukończył studia na Wydziale Elektrycznym Kierunku Elektrotechnika o specjalizacji Systemy Mechatroniczne. Opiekunem naukowym jest dr hab. inż. Tomasz Trawiński.

