

Moduł wykonawczy symulatora ECMO

– prototyp wstępny

Effector Module of ECMO Simulator

– Preliminary Prototype

Artykuł recenzowany

Streszczenie

W pracy przedstawiono prototyp modułu wykonawczego symulatora ECMO. W ramach początkowych badań opracowano założenia i strukturę symulatora ECMO. W celu przetestowania pomysłu zbudowano urządzenie umożliwiające zdalną zmianę przepływów i ciśnień w rzeczywistym układzie ECMO. Moduł wykonawczy napędzany jest serwomechanizmem PowerHD AR-3606HB. Jako układ sterujący wykorzystano płytke Arduino Uno z mikrokontrolerem Atmega 328P. Urządzenie może pracować w dwóch trybach: manualnym (sterowanie przyciskami) i automatycznym (sterowanie na podstawie ciśnienia krwi w drenach układu ECMO). Funkcjonalność ta może być wykorzystywana do symulowania różnorodnych scenariuszy klinicznych na potrzeby szkolenia klinicznych zespołów ECMO.

Abstract

This paper presents the prototype of effector module of ECMO Simulator. As part of the initial research, the assumptions and structure of the ECMO simulator were developed. To test the idea, a device has been developed that enables remote change of flows and pressures in the real ECMO system. The executive module is powered by the PowerHD AR-3606HB. As a control system, the Arduino Uno board was used with the Atmega 328P microcontroller. This device can be operated in two modes: manual (button control) and automatic (blood pressure control in ECMO drains). This functionality can be used to simulate various clinical scenarios for training ECMO clinical teams.

**PIOTR SAUER^{1*},
TOMASZ KRZYKOWSKI¹,
JAKUB KACZMAREK¹,
SZYMON GRUNT¹,
PIOTR ŁADZIŃSKI²,
WOJCIECH
MRÓWCZYŃSKI²**

¹ Instytut Automatyki i Robotyki,
Politechnika Poznańska,
60-965 Poznań, ul. Piotrowo 3a
² Klinika Kardiologii Dziecięcej,
Uniwersytet Medyczny
im. Karola Marcinkowskiego
w Poznaniu, 60-572 Poznań,
ul. Szpitalna 27/33

* piotr.sauer@put.poznan.pl

Słowa kluczowe:

*ECMO, oksygenator, symulator,
moduł wykonawczy, układ sterowania,
czujnik ciśnienia, serwomechanizm*

Key words:

*simulator, executive module,
oxygenator, control system,
pressure sensor, servomechanism*

■ WPROWADZENIE

Terapia ECMO (*ang. Extracorporeal Membrane Oxygenation*) to metoda pozaustrojowego natleniania krwi za pomocą membranowego wymiennika tlenowego. Jest ona wykorzystywana do leczenia ostrej niewydolności oddechowej i krążeniowej [1, 2]. ECMO jest uproszczonym rozwinięciem sztucznego płuco-serca, które najczęściej stosuje się do krótkotrwałego zastąpienia pracy serca i płuc w trakcie przeprowadzenia zabiegu kardiochirurgicznego. Celem zastosowania ECMO jest wspomaganie oddychania (od kilku dni do kilku tygodni) w celu uzyskania przez chorego pełnej regeneracji mięszu płucnego (jeśli nie doszło do nieodwracalnych uszkodzeń pęcherzyków płucnych). ECMO jest również stosowane jako mechaniczne wspomaganie krążenia po operacjach kardiochirurgicznych. Inne wskazania do zastosowania ECMO to zaburzenia rytmu serca, których nie można opanować farmakologicznie, zatrzymanie krążenia w przebiegu pooperacyjnym oraz oczekiwanie na przeszczep serca lub płuc. Podsumowując, kandydatami do leczenia metodą pozaustrojowego podtrzymywania życia są noworodki, dzieci oraz dorośli ze skrajną niewydolnością oddechową i/lub krążeniową, oporną na konwencjonalne metody leczenia. Decyzja o leczeniu metodą ECMO musi być przemyślana i powinna być zgodna z kryteriami określonymi przez międzynarodową organizację ELSO (*ang. Extracorporeal Life Support Organization*) [2]. ELSO oprócz zbierania danych dotyczących przebiegu leczenia oraz informacji o powikłaniach u zgłoszonych chorych, w celu ich analizy, tworzy standardy dotyczące szkoleń personelu medycznego zajmującego się ECMO. Zastosowanie metody pozaustrojowego natleniania krwi wymaga zaangażowania wielu specjalistów oraz najlepiej stałego oddzielnego zespołu nadzorującego przebieg terapii. Zespół ten składa się m.in. z lekarza prowadzącego, perfuzjonisty odpowiedzialnego za działanie układu krążenia pozaustrojowego i pielęgniarki zajmującej się wyłącznie pacjentem. Rozpoczęcie (kaniulacja) i zakończenie (dekaniulacja) leczenia metodą ECMO są wykonywane przez przeszkolonych chirurgów lub kardiochirurgów. W zależności od wskazania do zastosowania ECMO wyróżnia się ECMO żylny-żylny (leczenie niewydolności oddechowej) oraz ECMO żylny-tętniczy (leczenie niewydolności krążeniowo-oddechowej).

ECMO wymaga zaangażowania multidyscyplinarnego zespołu, z uwagi na swoją inwazyjność i możliwe liczne powikłania. Powikłania związane z tą metodą można podzielić na techniczne (wynikające z problemów technicznych) i związane bezpośrednio ze stanem pacjenta [2]. Problemy techniczne wynikają z wad sprzętu lub z nieprawidłowej jego obsługi, do których można zaliczyć:

- obecność powietrza w układzie drenów,
- uszkodzenie pompy,
- uszkodzenie przyrządów pomiarowych,
- wykrzepianie w obrębie oksygenatora, kaniuli,
- uszkodzenie wymiennika ciepła,
- przypadkowa dekaniulacja

Każde z tych problemów stanowi bezpośrednie zagrożenie życia pacjenta i wymaga natychmiastowej reakcji i naprawy technicznej przyczyni zaistniałej usterki. Dlatego nad sprawnością układu ECMO czuwa przy łóżku chorego przeszkolony personel: lekarz, pielęgniarka, perfuzjonista. Zapewniają oni ciągłą i skuteczną pracę aparatury, minimalizując możliwość wystąpienia usterek technicznych.

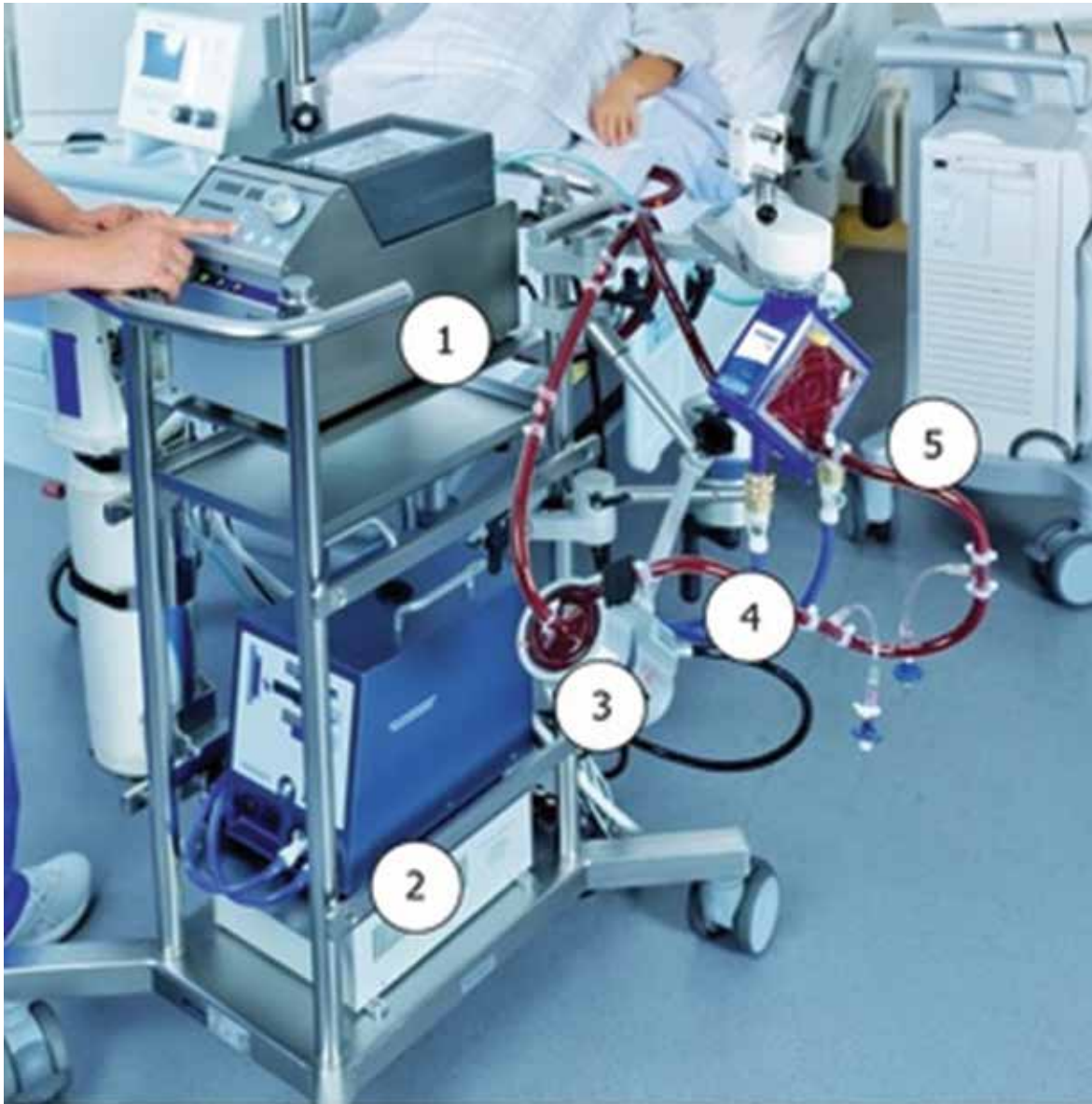
Celem zastosowania terapii ECMO jest osiągnięcie jak największej przeżywalności pacjentów z minimalizacją ilości możliwych powikłań. Wymaga to przeszkolonego personelu, który potrafi we właściwy sposób zareagować w razie wystąpienia problemów na styku pacjent-układ ECMO. Rodzi to kolejny problem, jakim jest stworzenie zespołu, mającego odpowiednie doświadczenie i wiedzę w zakresie stosowania technik krążenia pozaustrojowego. Jednym z możliwych rozwiązań tego problemu jest szkolenie w oparciu o symulację medyczną, sposób od dawna stosowany w tak krytycznych dziedzinach jak aeronautyka czy podbój kosmosu.

Praca przedstawia wstępny prototyp modułu wykonawczego symulatora ECMO. Zautomatyzowany układ wykonawczy, wpływający na przepływ w liniach do i odprowadzających krew do fantomu pacjenta, podłączony do standardowego systemu ECMO, umożliwi szkolenie personelu medycznego w zakresie reagowania na możliwość wystąpienia powikłań technicznych. Na przykład stopniowe zmniejszenie przepływu krwi w wyniku wykrzepiania w obrębie oksygenatora. Przedstawiony w pracy prototyp urządzenia wykonawczego powstał w ramach współpracy Instytutu Automatyki i Robotyki Politechniki Poznańskiej z Kliniką Kardiochirurgii Dziecięcej, Katedry Kardiorakochirurgii Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu.

■ BUDOWA SYSTEMU ECMO

System ECMO zbudowany jest z następujących elementów (rys. 1):

- kaniul łączących krążenie pozaustrojowe z układem naczyniowym pacjenta,
- pompy odśrodkowej zastępującej funkcję tłoczącą serca (2),
- oksygenatora membranowego (wymennika gazowego – sztuczne płuco), w którym odbywa się wymiana gazowa między krwią a powietrzem (5),
- układu drenów łączących wszystkie elementy układu wraz z czujnikami ciśnienia i temperatury (4),



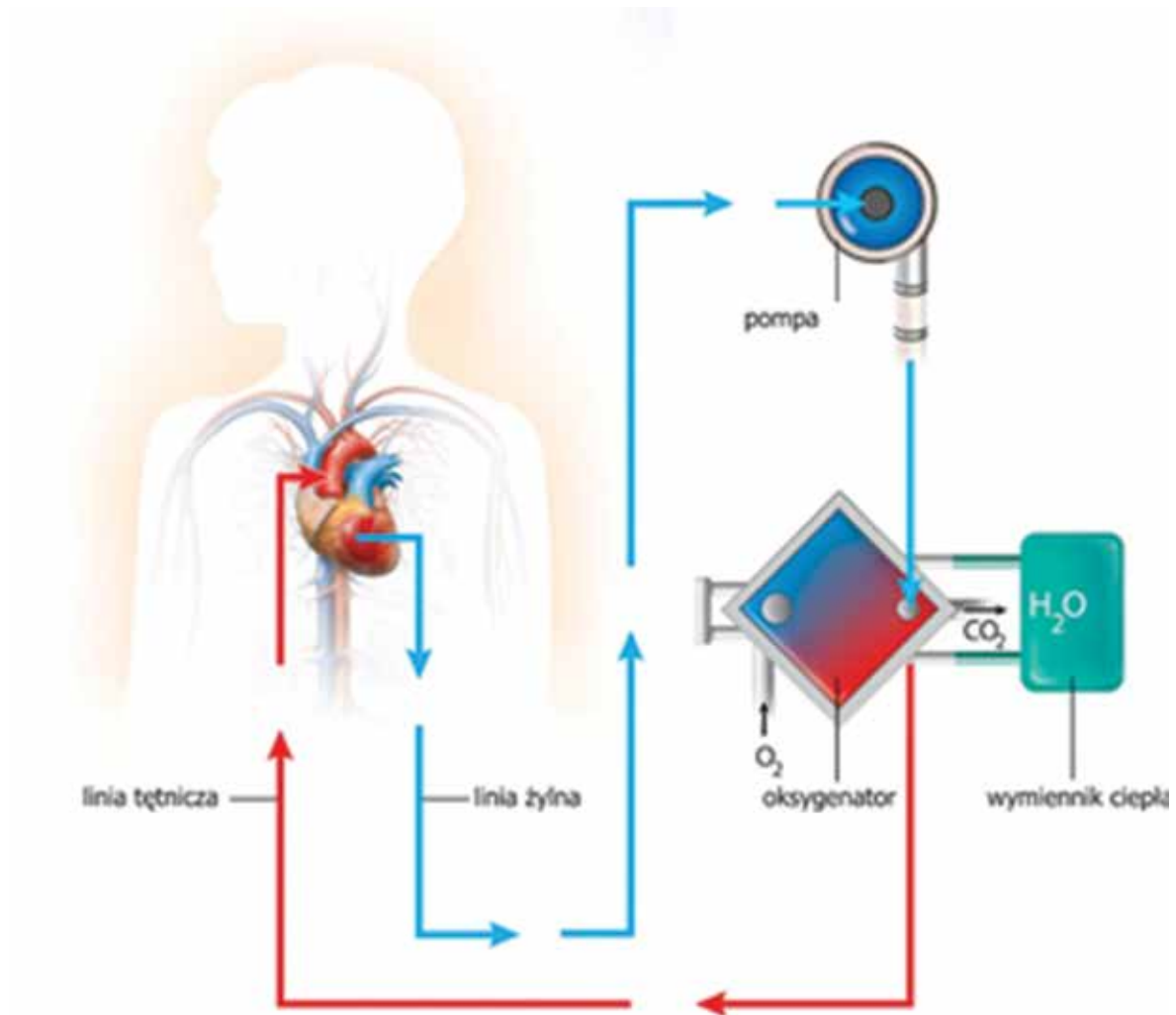
Rysunek 1. Budowa układu ECMO (1-układ sterowania odśrodkową pompą krwi, 2-wymiennik ciepła, 3-napęd z głowicą pompy odśrodkowej, 4-zestaw drenów, 5-oksigenator) [3]

- układu sterowania, który na podstawie pomiaru ciśnienia steruje pracą pompy (1),
- wymiennika ciepła, który podgrzewa lub ochładza krew w układzie (2), regulując temperaturę ciała pacjenta.

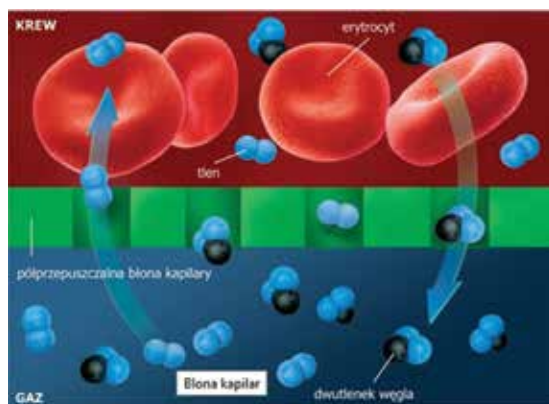
W układach ECMO stosowane są dwa rodzaje pomp: rolkowa i centryfugalna. W pompie rolkowej po półokrągłej bieżni poruszają się dwa walce przyciskające do ścianek bieżni miękkie dren z krwią wprawiając ją w ruch. W tego typu pompach w sposób bardziej nasilony dochodzi do uszkodzenia elementów morfologicznych krwi (białych i czerwonych krwinek oraz płytek krwi), a z uwagi na ciągłe mechaniczne odkształcanie drenu możliwe są częstsze awarie. Z związku z tym, obecnie bardziej popular-

ne stały się pompy centryfugalne, które mogą pracować dłużej bez negatywnego wpływu na zdrowie pacjenta. Pompa ta wprowadza krew w ruch za pomocą rotującego wirnika napędzanego polem magnetycznym. Na rysunku 2 przedstawiono sposób połączenia i zasadę działania pozaustrojowego krążenia krwi.

Za wymianę gazową odpowiedzialny jest oksigenator membranowy. Wymiana gazowa zachodzi przez membranę oddzielającą krew od gazu. Oksygenator zbudowany jest z małych rurek, pomiędzy którymi płynie krew. Ścianę rur stanowi półprzepuszczalna błona (membrana) przez którą mogą przenikać gazy – tlen i dwutlenek węgla. Wewnątrz rurek znajduje się przestrzeń wypełniona gazami.



Rysunek 2. Schemat podłączenia układu ECMO do pacjenta [3]



Rysunek 3. Schemat procesu wymiany gazowej przez ściankę rurek oksygeneratora [3]

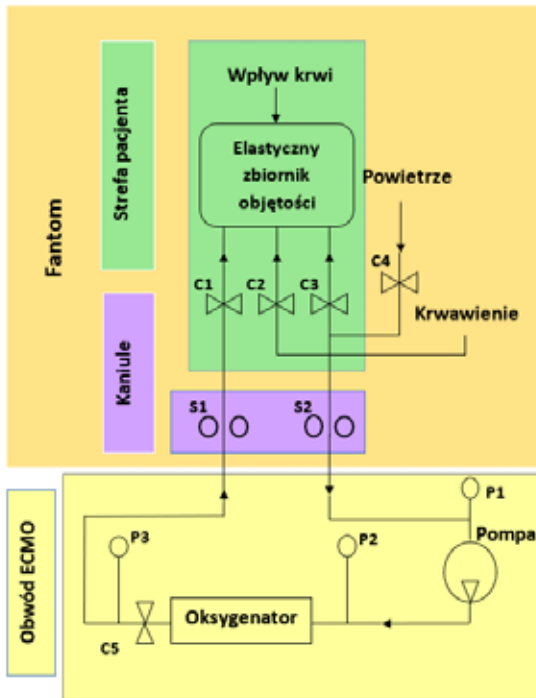
Krew przepływając pomiędzy rurkami oddaje dwutlenek węgla i pobiera tlen. Rysunek 4 przedstawia proces wymiany gazowej przez ściankę rurek oksygeneratora.

Zastosowane w układzie ECMO czujniki przepływu monitorują właściwy przepływ krwi. Jeżeli dojdzie

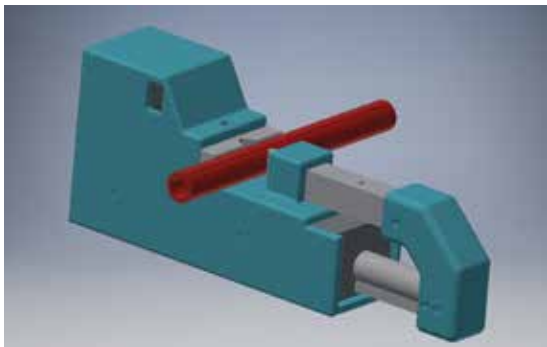
do nagłego spadku przepływu krwi w układzie, system sterowania uruchomi alarm akustyczny, umożliwiającą szybką reakcję personelu i usunięcie przyczyny zaburzonego przepływu krwi.

PROJEKT SYMULATORA ECMO

Głównym celem pracy było zaprojektowanie i wykonanie prototypu elementu wykonawczego, który będzie sterował przepływem krwi poprzez dreny w zależności od zadanego ciśnienia. Zaprojektowany element będzie częścią symulatora ECMO. Opracowywany układ symulatora pozaustrojowego mechanicznego wspomaganie krążenia ma umożliwić przeprowadzenie szkoleń personelu medycznego w celu zwiększenia bezpieczeństwa pacjenta. Planuje się, że szkolenie personelu medycznego obejmować będzie poznanie stanów awaryjnych układu ECMO (związanych z problemami technicznymi układu ECMO) oraz przyswojenie sposobów reagowania na występujące awarie sygnalizowane przez układ sterowania ECMO lub układy monitorujące stan pacjenta. Przykładowym stanem awaryjnym będzie



Rysunek 4. Schemat blokowy układu hydraulicznego symulatora ECMO



Rysunek 5. Projekt klemy C5 w środowisku Autodesk Inventor

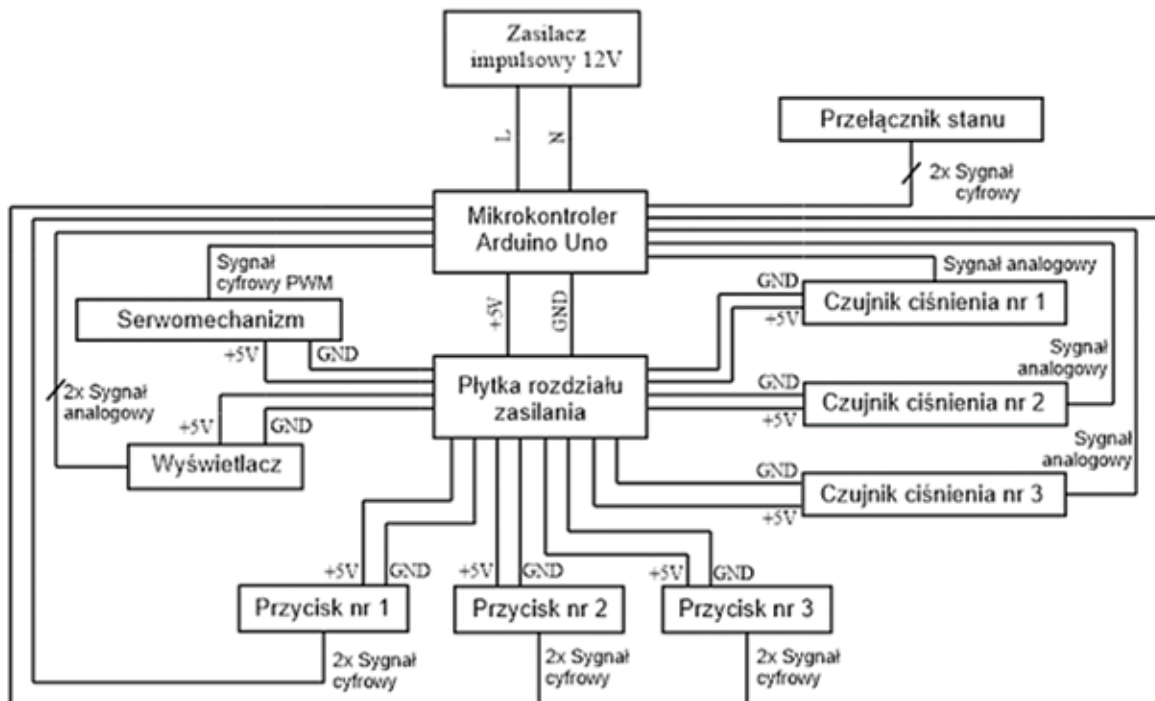


Rysunek 6. Zmontowane stanowisko eksperymentalne z klemą C5

zmniejszenie przepływu krwi poprzez wykrzepianie krwi w oksygenatorze. Stan ten może doprowadzić w ciągu krótkiego czasu do całkowitego zablokowania oksygenatora i uniemożliwić przepływ krwi w aparacie ECMO. Na rysunku 4 przedstawiono schemat blokowy układu hydraulicznego symulatora ECMO. Układ zbudowany będzie z fantomu pacjenta oraz typowego komercyjnego zestawu ECMO. Strzałki na schemacie prezentują kierunek przepływu krwi. W fantomie wyróżniono sztucznego pacjenta i kaniule. Sztuczny pacjent zbudowany zostanie z elastycznego zbiornika objętości, który może być uzupełniany z zewnątrz. Umożliwi to przeprowadzanie symulacji przetaczania krwi lub płynów. Ponadto, będzie istniała możliwość symulacji krwawienia u pacjenta (opróżnianie zbiornika). W tym celu za-

stosowano zawór C2 (rys. 4). W celu jak najwierniejszego oddania rzeczywistości fantom wyposażony będzie w kaniule stanowiące interfejs między układem mechanicznego wspomaganie krążenia a pacjentem. Zostały one wydzielone z uwagi na ich rolę w działaniu układu poprzez generowanie oporów w trakcie przepływu krwi w zależności od ich położenia w organizmie. W przyszłości planuje się wprowadzenie możliwości przesuwania kaniuli i pomiaru ich położenia tak aby symulować wpływ przesunięcia kaniuli wzdłuż ich osi długiej oraz stopnia skręcenia wokół tej osi, na przepływ krwi przez układ. Przesunięcie kaniuli wyznaczone będzie względem miejsca wejścia kaniuli do fantomu.

Napływ krwi z urządzenia ECMO do pacjenta poprzez kaniulę doprowadzającą (kaniulę żylną lub tę-



Rysunek 7. Schemat blokowy układu sterowania [4]



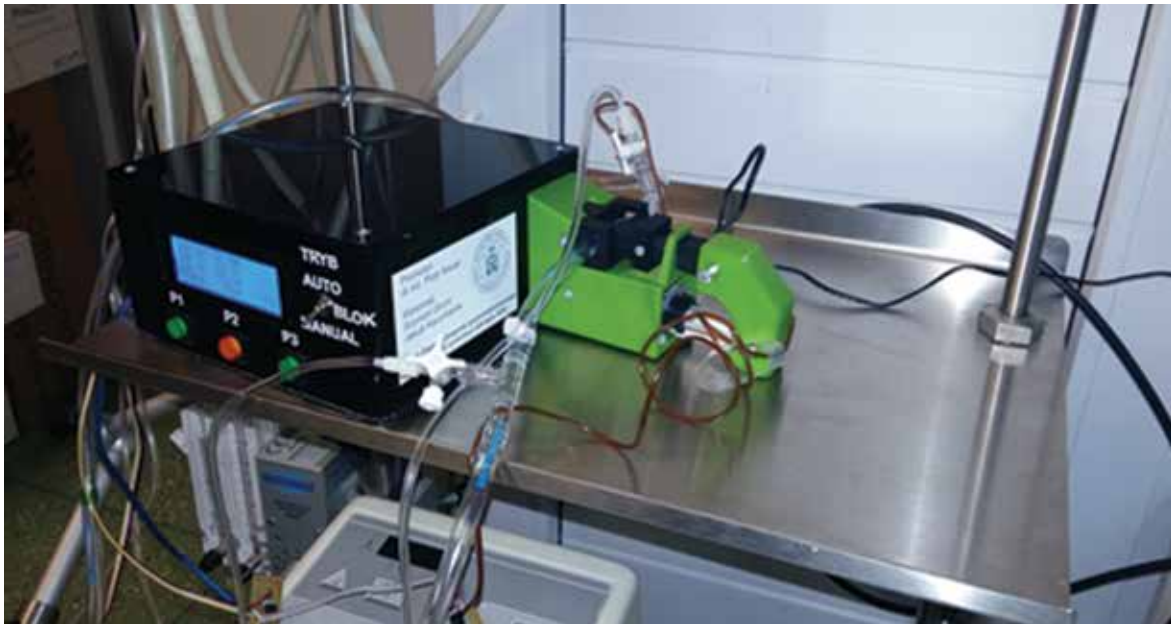
Rysunek 8. Widok gotowego urządzenia do symulacji oporów na oksygenatorze [4]

niczą) będzie zmieniany za pomocą zaworu C1 (rys. 4). Zawór C1 umożliwi symulację oporów na kaniuli doprowadzającej krew. Natomiast odpływ krwi z pacjenta do układu ECMO poprzez kaniulę odprowadzającą (kaniulę żylną) będzie można zmieniać za pomocą zaworu C3 (p. rys. 4) uzyskując symulację oporów w tej kaniuli. W początkowym etapie opory kaniul będą wprowadzane ręcznie za pomocą interfejsu graficznego.

Opory w układzie ECMO wytwarzane w oksygenatorze będą symulowane za pomocą zaworu C5 (rys. 4). Będzie to symulacja wykrzepiania krwi w oksygenatorze. Zawór C4 umożliwi symulację zapowietrzenia obwodu ECMO.

ZAUTOMATYZOWANY SYSTEM DO SYMULACJI OPORÓW W OKSYGENATORZE

W ramach początkowych prac projektowych nad symulatorem ECMO zaprojektowano urządzenie pełniące funkcję zaworu C5 (rys. 4). Urządzenie pełni rolę automatycznej klemy zakładanej na drenie i umożliwia symulację wykrzepiania oksygenatora poprzez zwiększenie oporów przepływu krwi w tej części układu ECMO. Urządzenie zaprojektowano w środowisku Autodesk Inventor (rys. 5). Jako układ napędowy klemy wykorzystano układ napędu linowego z pompy infuzyjnej z silnikiem krokowym firmy Berger Lahr, model RDM 42/12G A1. Obudowę urządzenia wykonano techniką druku 3D z filamentu ABS.



Rysunek 9. Stanowisko doświadczalne z nową wersją klemy C5

Na rysunku 6 przedstawiono gotowe urządzenie zamontowane na drenie (za oxygenatorem). W miejsce pacjenta zamontowano elastyczny zbiornik objętości. Na tak przygotowanym układzie przeprowadzono testy, które wykazały błędy w konstrukcji urządzenia. Zastosowany w urządzeniu zacisk okazał się niewłaściwy, oddziaływał na dren na zbyt małej powierzchni. W wyniku czego nie uzyskano stopniowego zmniejszania przepływu tylko skokową zmianę od pełnego otwarcia drenu do pełnego zamknięcia.

W nowej konstrukcji urządzenia zmieniono kształt zacisku, który działał na większej powierzchni drenu [4]. Zmiana tłoka wymusiła również zmianę napędu. W nowej wersji zamiast silnika krokowego zastosowano serwomechanizm typu Serwo PowerHD AR-3606HB. Uzyskano większą siłę działającą na dren oraz ciągłą pracę napędu. Jako układ sterowania wykorzystano płytkę Arduino Uno z mikrokontrolerem Atmega 328P, do którego podłączono serwomechanizm PowerHD Ar-3606HB oraz czujniki ciśnienia firmy Honeywell ABPDANT015PGAA5. Na rysunku 7 przedstawiono schemat blokowy układu sterowania [4].

W urządzeniu zastosowano dwa tryby sterowania: manualny (ruch tłoka za pomocą przycisków P1 i P3 – rys.8) oraz automatyczny [4]. W trybie automatycznym tłok ściska dren zmieniając przepływ w zależności od zadanego ciśnienia w układzie ECMO. Układ sterowania oraz część mechaniczną urządzenia zamontowano w jednej obudowie wykonanej z czarnej pleksi. Na przedniej części urządzenia zamontowano przyciski, przełącznik trybu pracy oraz wyświetlacz (rys. 7)

Następnie urządzenie przetestowano w warunkach szpitalnych na systemie ECMO. Na rysunku 8 przedstawiono zmontowany układ doświadczalny. W tym przypadku uzyskano płynną zmianę przepływu.

Przeprowadzone testy wykazały również wady konstrukcji. Nie uzyskano pełnego zamknięcia przepływu z uwagi na mało sztywną konstrukcję urządzenia oraz błędy z zamontowaniem serwonapędu.

■ PODSUMOWANIE

Przeprowadzone testy z prototypowym urządzeniem umożliwiającym symulowanie oporów w oxygenatorze potwierdziły słuszność założeń przyjętych przy koncepcji symulatora ECMO. Według autorów urządzenie, po wprowadzeniu dodatkowych modyfikacji, np. wprowadzenie sztywniejszej konstrukcji i lepszego mocowania serwomechanizmu, miniaturyzację oraz zwiększenie mocy obliczeniowej systemu sterowania (tak aby można było połączyć wszystkie elementy symulatora) ma szansę realnie przyczynić się do usprawnienia szkoleń personelu medycznego.

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] Knapik P., Przybylski R., Nadziakiewicz P., Koba R., Maciejewski T., Borowicz M., Włoczka G., Pawlak S., Zembala M.. Zastosowanie utleniania pozaustrojowego (ECMO) w leczeniu ostrej niewydolności oddechowej wywołanej infekcją wirusem grypy pandemicznej, *Kardiologia Polska*. 2011. nr 69. 4. s. 416-420.
- [2] Grzybowski A., Urbańska E., Przybylski R., Skalski J.H., *Pozaustrójowe utlenowanie krwi (ECMO)*. W: *Kardiochirurgia dziecięca*. Red. Janusz Skalski, Zbigniew Religa. Wydawnictwo Naukowe Śląsk. 2001. s. 226-243.
- [3] Januszewska K.. *Metody leczenia: ECMO* [online]. [dostęp: 13.11.2017]. Dostępny: www.wada-seeca.pl/dorsli/serce/ecmo-2.
- [4] Grunt S., Kaczmarek J.. *Zaprojektowanie zautomatyzowanego systemu do symulacji zakrzepu krwi*. praca magisterska. Politechnika Poznańska. Wydział Informatyki. 2017.