

# Robin Heart PortVisionAble – projekt, konstrukcja i wstępne badania

Artykuł recenzowany

KRZYSZTOF LIS<sup>1</sup>,  
KRZYSZTOF  
LEHRICH<sup>1</sup>,  
ŁUKASZ  
MUCHA<sup>1</sup>,  
KAMIL ROHR<sup>2</sup>,  
ZBIGNIEW  
NAWRAT<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Politechnika Śląska,  
<sup>2</sup> Fundacja Rozwoju  
Kardiochirurgii im. prof.  
Zbigniewa Religi, <sup>3</sup> Śląski  
Uniwersytet Medyczny

## Słowa kluczowe

telemanipulator,  
robot  
chirurgiczny,  
chirurgia  
mini-inwazyjna

## Keywords

telemanipulator,  
surgical robot,  
MIS Minimally  
Invasive Surgery

## Streszczenie

Artykuł przedstawia postępy i perspektywy polskiego robota chirurgicznego Robin Heart. Rozpoczęty w 2000 r. projekt wszedł w fazę przygotowań pierwszych produktów, które wejdą na salę operacyjną. Po pierwszych eksperymentach na zwierzętach robotów Robin Heart modeli 1,2, Vision oraz mc<sup>2</sup> wiadomo, że robot toru wizyjnego spełnił wszystkie oczekiwania odbiorców. Trwa przygotowanie pierwszego modelu klinicznego robota: nowego modelu Robin Heart PortVisionAble, lekkiego, walizkowego robota toru wizyjnego. Przedstawiono model, konstrukcję i badania wstępne prototypu. Opracowywana jest technologia produkcji seryjnej i przygotowujemy model do badań certyfikacyjnych.

## Summary

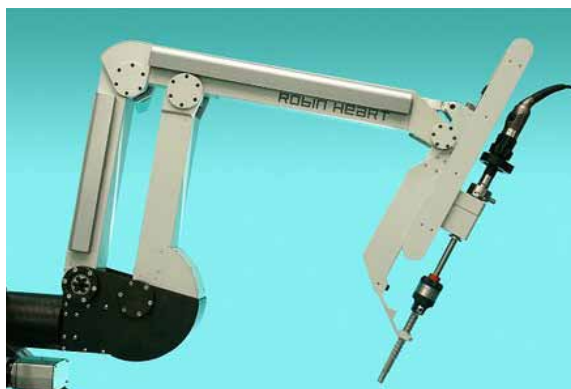
The paper presents the achievements & perspectives, current state of works conducted by the FCSD team under the Robin Heart surgical robot project. The project, after series of animal and teleoperation experiments entered the phase of preparation the first clinical robot model. Robin Heart Vision met the customers' predictive expectations. The Robin Heart PortVisionAble will be prepared for robotic control of endoscope position/orientation with new functional robot's properties (lightweight, mobile robot). Mass production technology is being developed. A robot for certification tests is being prepared.

## WPROWADZENIE

Robotyka medyczna obejmuje manipulatory i roboty do celów chirurgii, terapii, protetyki i rehabilitacji. Celem wprowadzenia robotów do chirurgii jest poprawa skuteczności, powtarzalności (standaryzacja) i zmniejszenie inwazyjności zabiegów chirurgicznych. Roboty w chirurgii stosowane są do telemanipulacji narzędziami: endoskopowym torem wizyjnym lub/i endo-

skopowymi narzędziami operującymi. Rynek robotów chirurgicznych jest zmonopolizowany obecnie przez amerykańską firmę Intuitive Surgical. Produkowany przez nich robot da Vinci wykorzystywany jest podczas kilkuset tysięcy operacji rocznie, głównie w zakresie urologii. Po wycofaniu przez firmę z produkcji robota specjalizowanego do manipulacji toru wizyjnego o nazwie AESOP, pomimo wielu prób różnych firm, na rynku obecnie brak popularnego robota toru wizyjnego.

Na świecie wykorzystywanych jest ponad 3 tys. robotów chirurgicznych. W Polsce w okresie 3 lat wykonano 157 operacji przy użyciu jedyne roboty da Vinci. Prof. Wojciech Witkiewicz zwraca jednak uwagę, że jego niewątpliwe zalety wiązać trzeba ze sporymi wydatkami - robot kosztuje 7-8 mln zł, a po zakończeniu okresu gwarancji wrocławski szpital za serwis swojego urządzenia płaci 800 tys. zł rocznie.



Ciągle otwarte jest zagadnienie poszukiwania praktycznie i ekonomicznie uzasadnionych obszarów klinicznego stosowania robotów medycznych i optymalizacja rozwiązań konstrukcyjnych [1]. Roboty nie posiadają właściwej sensoryki, są trudne i drogie w eksploatacji. Po stronie niewątpliwych zalet stoi ergonomia pracy, doskonałej jakości trójwymiarowa obserwacja pola operacji i intuicyjne sterowanie kilkudziesięcioma – do wyboru - specjalistycznymi narzędziami. Dla wielu pacjentów jest to optymalne rozwiązanie, by bezpiecznie wykonać małoinwazyjny zabieg chirurgiczny. Wśród konkurentów da Vinci jest polski robot Robin Heart przygotowywany do debiutu klinicznego.

## ROBIN HEART

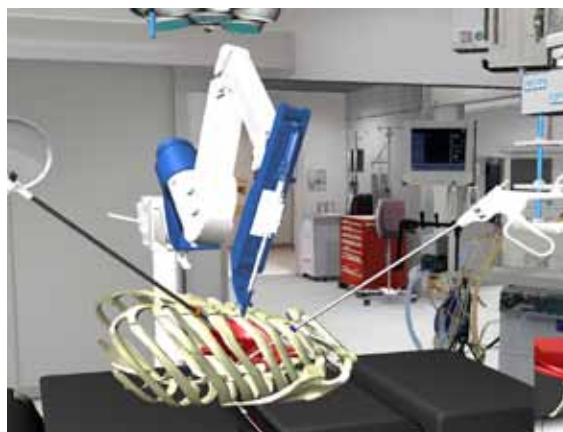
Rodzina manipulatorów Robin Heart powstała w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. Prof. Zbigniewa Religi (FRK) w Zabrze we współpracy ze specjalistami kilku ośrodków akademickich przedsiębiorstw. Projekt rozpoczął się w roku 2000. Założono, że robot będzie miał strukturę segmentową umożliwiającą zestawienie sprzętu dla różnych typów operacji na tkankach miękkich. W szczególności samodzielny człon stanowi ramię endoskopowego toru wizyjnego o szerokim zasięgu stosowania. Robin Heart jest telemanipulatorem sterowanym w wizyjnym sprzężeniu zwrotnym. Projekt ewoluował wraz z rosnącym doświadczeniem zespołu.

W ramach rodziny polskich robotów Robin Heart, opisanych w pozycji [2], powstały w pierwszej fazie trzy modele: **Robin Heart 0**, **Robin Heart 1** i **Robin Heart 2** w 2008 powstał służący do sterowania położeniem endoskopowego toru wizyjnego robot **Robin Heart Vision**. W 2010 r. wprowadzono nowy model, **Robin Heart mc<sup>2</sup>** – pierwszy robot spełniający w pełni kryterium robota multizestawowego, modułowe-

go. W pełnym zestawie pracuje za trzy osoby przy stole operacyjnym – pierwszego i drugiego chirurga oraz asystenta trzymającego tor wizyjny. Wprowadzono też mechatroniczne narzędzia Robin Heart Uni System, które można w szybki sposób zdemontować z ramienia robota i sterować nimi ze specjalnego uchwytu w dłoni. Przeprowadzone w 2009-2010 r. eksperymenty na zwierzętach wykazały poprawność wprowadzonych rozwiązań konstrukcyjnych i metod sterowania robotami. Robot toru wizyjnego spełnił wszystkie oczekiwania zespołu medycznego [3].

Podczas operacji wykonywanej metodą endoskopową chirurg traci możliwość obserwacji bezpośredniej pola operacyjnego. Endoskopowy tor wizyjny wyposażony w system optyczny i kamerę umożliwia pokazanie na monitorze odpowiednio powiększonego obrazu o odpowiedniej jakości. W czasie klasycznej operacji

Rys. 1 Po lewej: wykonany w 2007 r. Robin Heart Vision (główny konstruktor: Leszek Podseǳkowski). Na dole wizualizacja w wirtualnej sali operacyjnej 3D zastosowania robota podczas operacji torakoskopowej.



asystent trzyma sztywny endoskop i ustawia go w pozycji umożliwiającej obserwację aktywnie wykorzystywanego aktualnie pola operacji. Najlepszym rozwiązaniem jest wykorzystanie do tego celu stabilnego, sterowanego przez chirurga prowadzącego operację robota.

Opracowany w 2007 - 2008 roku na podstawie projektu Robin Heart 1 telemanipulator (Rys.1), przeznaczony do pozycjonowania endoskopu w trakcie zabiegów chirurgicznych (możliwość zamocowania endoskopów wielu producentów), posiada następujące parametry:

- ramię o kinematyce sferycznej o 4 stopniach swobody i zakresach przemieszczeń 187°, 117°, 340° oraz 400 mm (całkowity ruch), 165 mm (efektywny ruch w polu operacji),
- dokładność pozycjonowania końcówki ramienia nie gorsza niż 0,1 mm.

Robot nie został wdrożony z powodu upadku firmy, która zgodnie z planem miała podjąć się jego produkcji. W 2012 r. podjęto działania projektowe nowego robota w oparciu o nowe założenia konstrukcyjne i technologiczne. Prowadzone są prace nad lekkim, przenośnym

robotem toru wizyjnego o nazwie **Robin Heart Port-VisionAble**, który charakteryzuje się następującymi parametrami: ramię o kinematyce sferycznej o 4 stopniach swobody i zakresach przemieszczeń 120°, 160°, 270° i 150 mm; rozdzielczość pozycjonowania końcówki ramienia: nie mniej niż 0,5 mm. Funkcje systemu: możliwość zamocowania endoskopów wybranych w czasie realizacji projektu producentów oraz manualne (typu dżojstik) sterowanie położenia kamery.



Rys. 2. Model CAD manipulatora w trzech przykładowych położeniach 2 stopnia swobody.

### CHARAKTERYSTYKA KONSTRUKCYJNA MANIPULATORA ROBIN HEART PVA 0

Manipulator Robin Heart PortVisionAble model 0, w skrócie, **RiH PVA 0** (Rys. 2) charakteryzuje się lekką konstrukcją opartą na elementach wykonanych w technologii wydruku 3D z poliwęglanu. W ten sposób wykonane zostały korpusy przedstawione na Rys. 3a. Nogi manipulatora oraz rura pozioma to kompozyt wzmacniany włóknem węglowym (Rys. 3b). Pozostałe elementy konstrukcyjne wykonano ze stopu aluminium lub stali konstrukcyjnej, wykorzystując możliwości dostępnych maszyn sterowanych numerycznie (Rys. 3c). Powyższe technologie pozwoliły na uzyskanie dokładności wykonania poszczególnych elementów na poziomie 0,02-0,10 mm. W ten spo-



Rys. 3. Elementy konstrukcyjne manipulatora od lewej: a) korpusy wykonane z materiału PC w technologii Rapid Prototyping, b) nogi manipulatora wykonane z kompozytu wzmacnianego włóknem węglowym, c) anodowany korpus wykonany ze stopu aluminium metodą obróbki skrawaniem.

sób uzyskano również masę manipulatora na poziomie ok. 8 kg.

Zastosowanie komputerowego wspomaganie projektowania, w procesie konstruowania manipulatora, pozwoliło na weryfikację funkcjonalności manipulatora pod kątem analizy kinematycznej, dynamicznej i wytrzymałościowej. Takie podejście do procesu projektowania w połączeniu z metodą szybkiego prototypowania i obróbki CNC pozwoliło uzyskać w pełni funkcjonalną postać prototypu (Rys. 4) manipulatora w zaledwie 6 miesięcy. Nie byłoby to oczywiście możliwe gdyby nie wieloletnie doświadczenia oparte na wcześniej opracowanych konstrukcjach manipulatorów z rodziny Robin Heart.

Manipulator cechuje się budową modułową. Umożliwia to w konsekwencji jego demontaż na przykład na czas transportu. Poszczególne moduły łączone są na zasadzie szybkozłączy, umożliwiających przekazanie zasilania i sygnałów sterujących. W zasadniczej części manipulator składa się z trzech podzespołów (Rys. 5), tj. manipulatora z pierwszym i drugim stopniem swobody, zespołu przesuwu liniowego oraz podzespołu realizującego obrót toru wizyjnego. Ten ostatni jest modułem przeznaczonym do sterylizacji. Ponadto konstrukcja trzymania i realizacji obrotu toru wizyjnego została w ten sposób skonstruowana aby umożliwić wypinanie toru wizyjnego w przypadku kolizji podczas operacji



Rys. 4. Postać rzeczywista manipulatora PVA w przykładowych trzech położeniach.

### KINEMATYKA MANIPULATORA

Opracowana konstrukcja manipulatora zapewnia zachowanie stałopunktowości na drodze mechanicznej. Manipulator działa w oparciu o klasyczną kinematykę równoległą. Posiada cztery stopnie swobody (Rys. 6a). Pierwszy stopień swobody zapewnia możliwość obrotu w zakresie 360°. Na drugim stopniu swobody zakres ruchu roboczego ograniczony został do ok. 130°. Jednak, teoretycznie, ruch manipulatora możliwy jest w zakresie ok. 170°. Umożliwia to m.in. złożenie manipulatora do pozycji pokazanej na Rys. 5b, co po zdemontowaniu mechanizmu 3 i 4 stopnia swobody umożliwia transport w niewielkiej walizce.

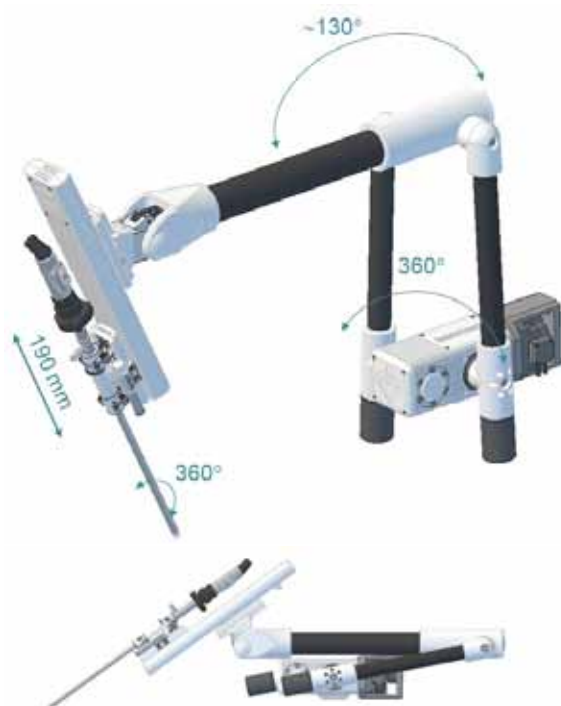
Możliwość ruchu prostoliniowego kamery w zakresie ok. 190 mm stanowi trzeci stopień swobody manipu-





Rys. 5. Wizualizacja modułowej budowy manipulatora: a) moduły składowe, b) wypinanie toru wizyjnego.

latora. Podkreślić należy fakt, że przyjęte rozwiązanie konstrukcyjne zapewnia możliwość „ręcznego” wycofania toru wizyjnego pomimo włączonego napędu. Czwarty stopień swobody manipulatora związany jest z obrotem kamery w zakresie  $360^\circ$  wokół swojej osi.



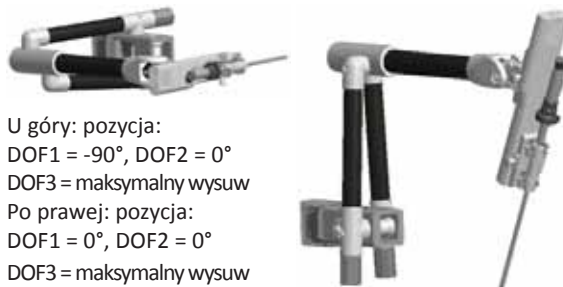
Rys. 6. Kinematyka manipulatora: a) zakresy ruchu manipulatora, b) manipulator w pozycji złożonej.

## STATYKA ORAZ DYNAMIKI MANIPULATORA

Układy napędowe zastosowane dla pierwszego i drugiego stopnia swobody bazują na napędach firmy Harmonic Drive AG FHA-C z serii mini, które stanowią zintegrowany niskonapięciowy silnik serwonapędowy typu AC z enkoderem absolutnym oraz przekładnią falową. W celu weryfikacji głównych układów napędowych konstrukcji (1-wszy i 2-gi stopień swobody) manipulator poddano analizą statycznym. Analizowano najmniej korzystne konfiguracje przy założeniu, że powierzchnia mocująca manipulator znajduje się w poziomie. Dla pierwszego stopnia swobody jest to pozycja 7a, dla której obciążenie statyczne silnika jest maksymalne i wynosi  $7,9 \text{ Nm}$ . Dla pozycji 7b, obciążenie przyjmuje wartość 0.

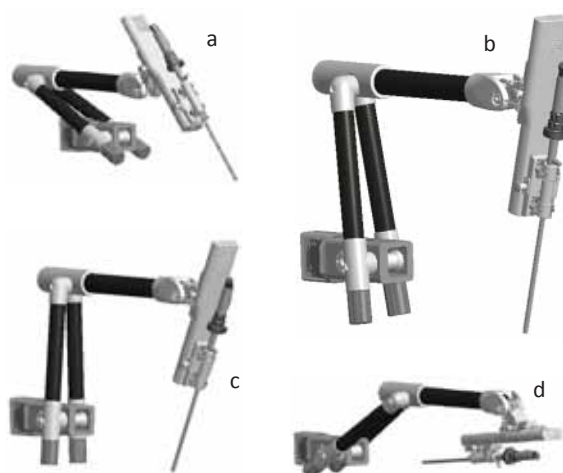
Dla stopnia swobody drugiego (DOF2) pierwsza skrajna pozycja to pozycja 8a, dla której obciążenie

statyczne silnika wynosi  $6,5 \text{ Nm}$ . Dla pozycji 8b (DOF2 =  $-9^\circ$ ), obciążenie przyjmuje wartość 0. Jest to pozycja wyrównoważenia. Kolejna pozycja 8c to pozycja dla kąta 0 (DOF2 =  $0^\circ$ ), a dla tej pozycji obciążenie napędu wynosi  $-1,2 \text{ Nm}$ . druga skrajna pozycja to pozycja 8d (DOF2 =  $65^\circ$ ). Obciążenie statyczne silnika wynosi wówczas  $-7,3 \text{ Nm}$ .



U góry: pozycja:  
DOF1 =  $-90^\circ$ , DOF2 =  $0^\circ$   
DOF3 = maksymalny wysuw  
Po prawej: pozycja:  
DOF1 =  $0^\circ$ , DOF2 =  $0^\circ$   
DOF3 = maksymalny wysuw

Rys. 7. Położenia manipulatora stosowane podczas analiz statycznych dla pierwszego stopnia swobody.



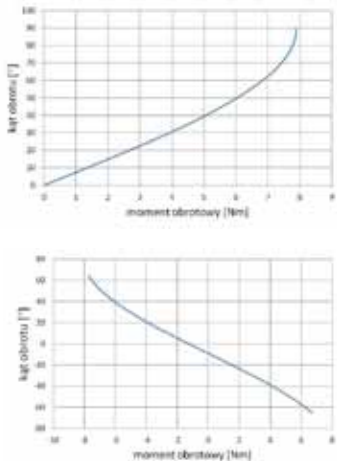
Rys. 8. Położenia manipulatora stosowane podczas analiz statycznych dla drugiego stopnia swobody.

	a	b	c	d
<b>DOF1</b>	$0^\circ$	$0^\circ$	$0^\circ$	$0^\circ$
<b>DOF2</b>	$-65^\circ$	$-9^\circ$	$0^\circ$	$65^\circ$
<b>DOF3</b>	maks. wysuw	maks. wysuw	maks. wysuw	maks. wysuw

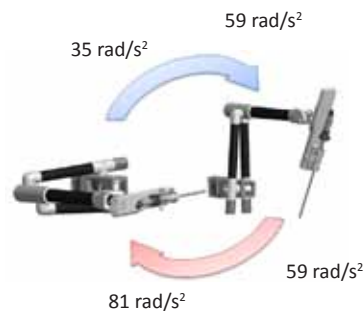
Wyniki przeprowadzonych analiz można również przedstawić jako funkcję kąta obrotu. Wykres na rysunku 10 przedstawia taką zależność dla pierwszego i drugiego stopnia swobody.

Dla parametrów silnika możliwych do uzyskania dzięki zastosowanym sterownikom przeprowadzono analizy dynamiczne manipulatora. Rysunek 11 przedstawia maksymalne przyspieszenia pierwszego stopnia swobody w pokazanych pozycjach charakterystycznych (pozycje analogiczne jak na rysunku 8). Dla zastosowanego układu sterowania silnik dysponuje maksymalnym momentem napędowym  $19,7 \text{ Nm}$ .

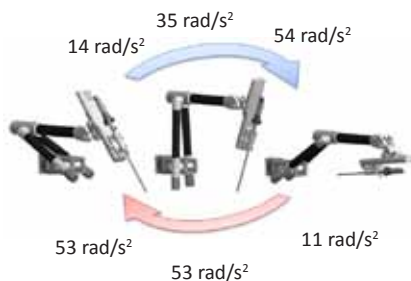
Rysunek 12 przedstawia maksymalne przyspieszenia drugiego stopnia swobody w pokazanych



Rys. 10. Zależność momentu statycznego obciążenia napędów: pierwszego i drugiego stopnia swobody manipulatora w funkcji kąta obrotu.



Rys. 11. Maksymalne przyspieszenia możliwe do uzyskania w pokazanych pozycjach dzięki zastosowanemu napędowi dla pierwszego stopnia swobody.



Rys. 12. Maksymalne przyspieszenia możliwe do uzyskania w pokazanych pozycjach dzięki zastosowanemu napędowi dla drugiego stopnia swobody.

pozycjach charakterystycznych (pozycje analogiczne jak na rysunku 10). Dla zastosowanego układu sterowania silnik dysponuje maksymalnym momentem napędowym 11 Nm.

Przedstawione wyżej parametry dynamiczne stanowią jedynie możliwości układów napędowych wobec konstrukcji manipulatora. Uwzględniając jednak zastosowanie manipulatora do sterowania torem wizyjnym rzeczywiste osiągi ograniczone są układem sterowania tak, by osiągnąć optymalną jego funkcjonalność.

## WYNIKI WERYFIKACYJNYCH BADAŃ SYMULACYJNYCH METODĄ ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

Weryfikacja wytrzymałościowa w procesie projektowania stanowi pewnego rodzaju sprzężenie zwrotne dla konstruktora, dające informację o poprawności przyjętego rozwiązania konstrukcyjnego. W przypadku projektowanego manipulatora analizy MES miały na celu przede wszystkim określenie naprężeń zredukowanych w elementach wykonanych z poliwęglanu. Autorów interesowały również naprężenia w pozostałych elementach wykonanych ze stopu aluminium. W konsekwencji przeprowadzonych analiz

możliwa była również redukcja masy korpusów poprzez częściowe zmniejszenie przekrojów. Ponadto w wyniku przeprowadzonych analiz określono sztywność korpusu, a w dalszej kolejności postacie i częstotliwości drgań własnych. Te ostatnie brane były pod uwagę podczas doboru parametrów sterowania napędami. Poniżej zaprezentowano przyjęte założenia oraz przykładowe wyniki analiz MES.

Sposób utwierdzenia wynikał z mocowania manipulatora do uchwytu. W miejscu tym odebrano wszystkie stopnie swobody (Rys. 13). Analizy ugięcia pod ciężarem własnym (Rys. 14) oraz analizy sztywności statycznej (Rys. 15) przeprowadzono dla wybranych pozycji manipulatora. Prezentowane pozycje różnią się kątem skręcenia na pierwszym stopniu swobody i w konsekwencji kierunkiem działania przyspieszenia ziemskiego. Ta część analiz miała na celu określenie przemieszczeń laparoskopu w wybranych pozycjach oraz towarzyszące im naprężenia.



Rys. 13. Sposób odebrania stopni swobody manipulatora do analiz MES

Przeprowadzone analizy pokazują, iż naprężenia (Rys. 16) w niewralgicznych miejscach manipulatora jakimi są przeguby wykonane z poliwęglanu, osiągnęły wartości maksymalne mniejsze od 2 MPa, co daje duży współczynnik bezpieczeństwa.

Ugięcia pod ciężarem własnym przedstawiono na Rys. 17, wskazują one na prawie stałe przemieszczenie w miejscu stało punktowości, wynoszące ok. 1,5 mm. Przeprowadzone analizy pozwoliły również na wstępną ocenę sztywności manipulatora w wyniku obciążenia siłą 50 N w miejscu pokazanym na Rys. 15. Wyniki dotyczące uzyskanych w ten sposób przemieszczeń pokazano na Rys. 18. Najmniejszą sztywność uzyskano na kierunku X, na kierunku Y jest ona dwukrotnie większa, natomiast na kierunku Z prawie dziewięciokrotnie (Rys. 18d). Uzyskane wartości są wynikiem przyjętej postaci konstrukcyjnej manipulatora.

Określone w wyniku analizy modalnej częstotliwości drgań własnych potwierdzają stosunkowo niską sztywność manipulatora. Z przeprowadzonych analiz wynika, że pierwszych sześć częstotliwości mieści się w zakresie od 10 do 63 Hz. Odpowiadające im postacie pokazano na Rys. 19.

## ROBOT PVA NA SALI OPERACYJNEJ – UWAGI DOTYCZĄCE STEROWANIA

Robot toru wizyjnego RiH PVA będzie stosowany podczas typowych operacji endoskopowych. W czasie takich operacji chirurg często zmienia ustawienia stołu operacyjnego aby sprawniej manipulować narzędziami w wymaganej przestrzeni wewnątrz ciała pacjenta. Dlatego robot toru wizyjnego, jeśli posiada on mechanicznie zdefiniowany stały punkt obrotu,



Rys. 14. Wizualizacja przykładowych obciążeń przyjętych do badań symulacyjnych ugięcia pod ciężarem własnym: od lewej: położenie podstawowe, obrót na pierwszym stopniu swobody o kąt 45°, obrót na pierwszym stopniu swobody o kąt 90°.



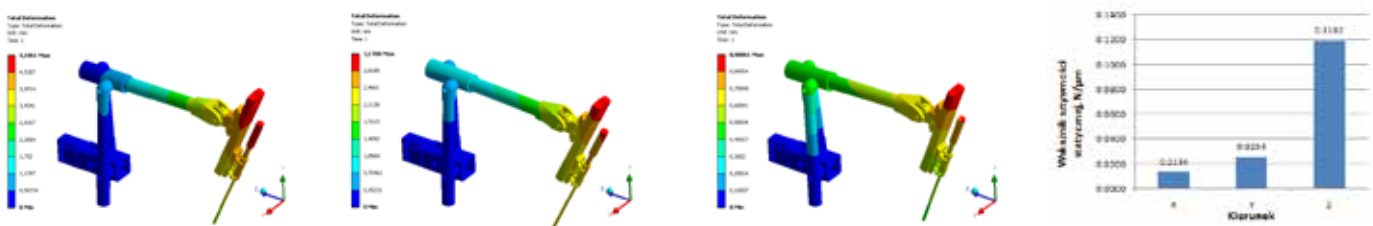
Rys. 15. Wizualizacja przykładowych obciążeń przyjętych do analiz sztywności statycznej, obciążenie siłą na kierunku: X, Y i Z.



Rys. 16. Przykładowe rozkłady naprężeń zredukowanych dla różnych położeń manipulatora pod obciążenia ciężarem własnym.



Rys. 17. Przykładowe rozkłady przemieszczeń wypadkowych dla różnych położeń manipulatora pod obciążenia ciężarem własnym.



Rys. 18. Wyniki analizy przemieszczeń wypadkowych dla położenia podstawowego podczas obciążania manipulatora siłą 50N na kierunku: a) X, b) Y, c) Z, d) wskaźniki sztywności statycznej.





Rys. 19. Wyniki analiz częstości i postaci drgań własnych dla położenia podstawowego: od góry:  $f_1=10\text{Hz}$ ,  $f_1=13\text{Hz}$ ,  $f_1=29\text{Hz}$ ,  $f_1=39\text{Hz}$ ,  $f_1=42\text{Hz}$ ,  $f_1=63\text{Hz}$ .

powinien być mocowany do stołu operacyjnego. Rozpatrywane i przygotowywane kilka wersji do testów praktycznych są mocowania do listwy bocznej stołu operacyjnego (obciążenie maksymalne 8 kg) typu „szybkozłącze” z nastawą kąta i wysokości ustawienia (cztery stopnie swobody) robota przy stole operacyjnym.

Chirurg podczas operacji zmienia ustawienie, orientację endoskopu, gdy końcówki robocze narzędzi znikają z pola obserwacji, nadążając za nimi w miarę potrzeb. Sposób kontroli i sterowania pozycją endoskopu może być uzyskany za pomocą klasycznego pilota (podobnego do pilota stołu operacyjnego) lub pedałem nożnym. Można też zastosować sterowanie głosem lub ruchem głowy czy gałki ocznej. Obecny testowy system sterowania został oparty o procesor STM32 z rdzeniem Cortex-M4. System komunikuje się z pilotem sterującym i wypracowuje sygnały dla sterowników silników. Sygnały te są wysyłane przez magistralę CAN do sterowników EPOS firmy Maxon Motor. System działa w pętli prędkościowej. Opracowywany system sterowania będzie optymalizowany podczas badań technicznych i funkcjonalnych (z potencjalnymi użytkownikami w warunkach symulacji zabiegu operacyjnego).

## PODSUMOWANIE

Projekt Robin Heart PortVisionAble odpowiada na zapotrzebowanie świata medycznego na lekkie, przenośne zrobotyzowane stanowisko sterowania położeniem kamery endoskopowej z możliwością wykorzystania osiągnięć telemedycyny. Realizacja zadania wykonania robota z jednej strony odpowiednio precyzyjnego, z drugiej zaś w sposób łatwy przenoszono i montowanego w typowych warunkach sali operacyjnej jest przede wszystkim wyzwaniem technologicznym i konstrukcyjnym. Robin Heart PortVisionAble będzie oferowany wraz z systemem telemedycznym do przesyłania obrazu na odległość i możliwość uczestniczenia w operacji doradcy i uczniów przebywających w znacznej odległości od sali operacyjnej. Robin Heart PortVisionAble umożliwi wykonania części operacji w trybie „solo” tzn. samodzielnie przez jednego chirurga przy jednoczesnym uczestnictwie na odległość doradcy lub uczniów w czasie operacji.

Przygotowywany do wdrożenia Robin Heart ma szansę wnieść wiele oczekiwanych przez chirurgów

innowacji do techniki prowadzenia operacji mało inwazyjnych.

Planowane wdrożenie rodziny polskich narzędzi i robotów chirurgicznych rodziny Robin Heart zależy od sukcesu realizacji planu badawczego, edukacyjnego i oczywiście uruchomienia produkcji seryjnej. Przeprowadzone badania eksperymentalne na zwierzętach i próby teleoperacji dowiodły skuteczności działania opracowanych urządzeń i słuszności przyjętych rozwiązań mechatronicznych. Próbuje również rozwiązać problemy telerobotów dla zwiększenia bezpieczeństwa (opóźnienia, ryzyko czasowej utraty połączenia) oraz osiągnięcia właściwej funkcjonalności podczas telemanipulacji na duże odległości. W ramach projektu europejskiego **Stiff Flop** powstaje narzędzie o zmiennej, regulowanej sztywności i geometrii inspirowane ośmiornicą – nowe narzędzie będzie testowane na robocie Robin Heart. W ramach kolejnego projektu **Incite** wraz z węgierskimi partnerami wprowadzamy do narzędzia mikroczujniki dla efektywnego sprzężenia siłowego podczas operacji.

Rola, jaką odegrają roboty chirurgiczne, będzie zależała od relacji między ich skutecznością i ergonomią operowania a ponoszonymi kosztami. Mamy nadzieję, że Robin Heart PortVisionAble będzie stanowił dobry przykład w tym zakresie.

## BIBLIOGRAFIA

1. Z. Nawrat, Robotyka medyczna w Polsce. *Medical Robotics Reports*, (1), 2012: 7-16
2. Z. Nawrat: “The Robin Heart story”. *Medical Robotics Reports*, volume 1, December 2012, str. 19-21.
3. Z. Nawrat: *Robot Robin Heart 2010 – raport z prac badawczych*. *Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polska*. Marzec 2011, tom 8, numer 1, str. 126-135.

## PODZIĘKOWANIA

Opisywany w artykule projekt robota Robin Heart był finansowany przez MNiSW w ramach projektu „Robin Heart PortVisionAble – lekki, przenośny robot toru wizyjnego dla operacji endoskopowych – projekt, wykonanie i badania” (Program Badań Stosowanych w ścieżce A, Umowa nr PBS1/A3/1/2012) prowadzonego przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii im prof. Zbigniewa Religi w Zabrze. Autorzy dziękują też wszystkim współpracownikom za wkład w wykonanie prototypu oraz chirurgom Śląskiego Centrum Chorób Serca w Zabrze za wiele cennych rad i wskazówek.