

# LEKKI MANIPULATOR TORU WIZYJNEGO PELIKAN

## PELIKAN LIGHT VISUAL TRACK MANIPULATOR

Krzysztof Lis<sup>1</sup>, Krzysztof Lehrich<sup>1\*</sup>, Łukasz Mucha<sup>2</sup>, Zbigniew Nawrat<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Politechnika Śląska, Mechaniczny Technologiczny, Katedra Budowy Maszyn,  
44-100 Gliwice, ul. Konarskiego 18a

<sup>2</sup> Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Pracownia Biocybernetyki,  
41-800 Zabrze, ul. Wolności 345a

\*e-mail: krzysztof.lehrich@polsl.pl

### STRESZCZENIE

Artykuł prezentuje budowę, zasadę działania oraz wstępne badania symulacyjne najmniejszego z manipulatorów toru wizyjnego z rodziny Robin Heart. W artykule przedstawiono również wyniki analiz numerycznych prowadzonych na etapie projektowania. Dotyczyły one identyfikacji metodą elementów skończonych naprężeń zredukowanych, sztywności statycznej oraz częstotliwości i postaci drgań własnych. W celu określenia parametrów jednostek napędowych dla poszczególnych stopni swobody manipulatora posłużono się analizami kinematycznymi, których przykładowe wyniki zaprezentowano również w niniejszym artykule.

**Słowa kluczowe:** roboty medyczne, Robin Heart, MES, analiza modalna, teoretyczna analiza modalna, Pelikan, operacje laparoskopowe

### ABSTRACT

The article presents the design, principle of operation, and preliminary simulation study of the smallest manipulators for endoscope positioning (videosurgery) of the Robin Heart family. The paper also presents the results of numerical analyzes conducted at the design stage. They concerned the finite element identification of equivalent stress; the static stiffness; natural mode shapes and frequencies. Sample results of analyzes determining the parameters of the drive units for the respective degrees of freedom of the manipulator.

**Keywords:** medical robots, Robin Heart, FEM, modal analysis, theoretical modal analysis, Pelikan, laparoscopy surgery

### 1. Wstęp

Rozwój technologii wytwarzania w kierunku technik przyrostowych rewolucjonizuje i będzie w najbliższych latach rewolucjonizował sposób podejścia do procesu projektowania i wytwarzania. Dzięki technikom szybkiego prototypowania możliwe jest wprowadzenie do sprzedaży nowego produktu w krótszym czasie, a w niektórych przypadkach w wyniku takiego procesu powstaje produkt końcowy.

W odniesieniu do manipulatorów medycznych trudno odnaleźć w literaturze wzmianki na ten temat co po części może wynikać z faktu, że techniki te nie są jeszcze powszechnie stosowane [1, 2].

W niniejszym artykule opisano budowę, zasadę działania oraz wyniki badań symulacyjnych, przeprowadzonych na etapie projektowania prototypu najmniejszego z manipulatorów toru wizyjnego z rodziny Robin Heart. Projekt został zrealizowany w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. Z. Religii we współpracy z pracownikami ośrodków naukowych oraz prywatnych firm.

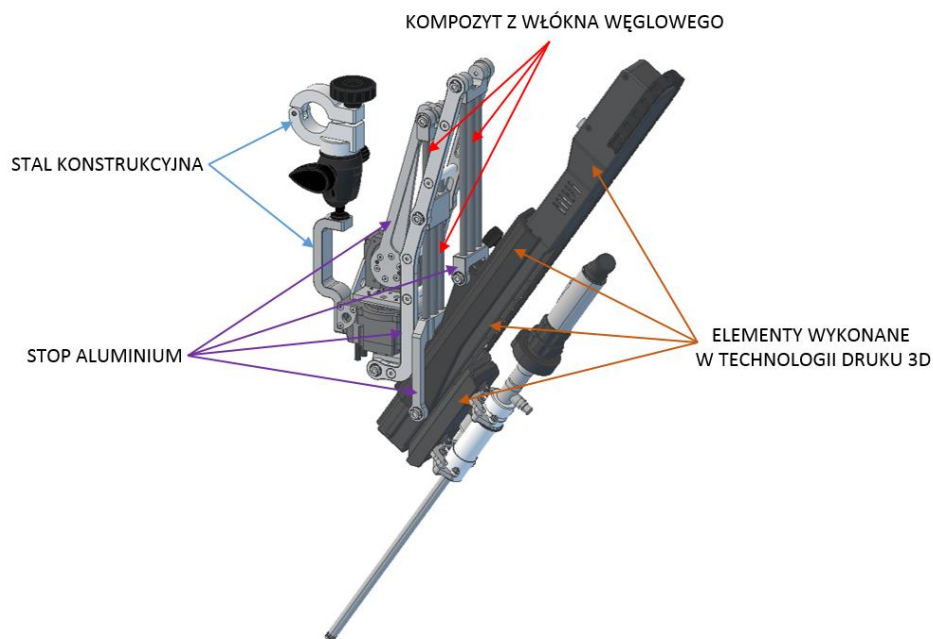
## 2. Budowa i zasada działania manipulatora

Robin Heart Pelikan to prototypowy manipulator, dedykowany dla operacji laparoskopowych przeznaczony dla toru wizyjnego. Jego zadaniem jest podtrzymywanie oraz manipulacja kamerą endoskopową, która stanowi element toru wizyjnego. Umożliwienia ona obserwację pola operacyjnego.

Chirurg prowadzący operację minimalnie inwazyjną (laparoskopową) za pomocą pilota lub innego zadajnika ruchu steruje położeniem robota, a co za tym idzie, wpływa na orientację kamery oraz obrazu wyświetlanego na ekranie monitora [3, 4]. Głównymi czynnikami, które zdeterminowały postać konstrukcyjną manipulatora były: możliwość montażu do stołu operacyjnego, oraz mała waga. Pierwszy z wymogów wynikał z faktu, iż podczas operacji pozycja pacjenta wraz ze stołem jest zmieniana i manipulator powinien umożliwiać dostosowywanie toru wizyjnego do tych zmian. Jeżeli zatem manipulator związany jest bezpośrednio ze stołem, to jego pozycja zmienia się wraz ze zmianą pozycji stołu i proces uzyskania właściwego położenia jest dużo łatwiejszy do osiągnięcia [5]. W związku z tym, iż nośność standardowego stołu operacyjnego jest mała w miejscach umożliwiających mocowanie manipulatora, jego masa musiała zostać mocno ograniczona.

W założeniach konstrukcyjnych przyjęto również, że manipulator powinien być urządzeniem mobilnym i umożliwiać transport w poręcznej walizce. Zatem był to drugi z argumentów przemawiających za ograniczeniem wymiarów i masy manipulatora. Mając na uwadze powyższe założenia zdecydowano się opracować konstrukcję modułową umożliwiającą łatwy i szybki montaż oraz serwis manipulatora.

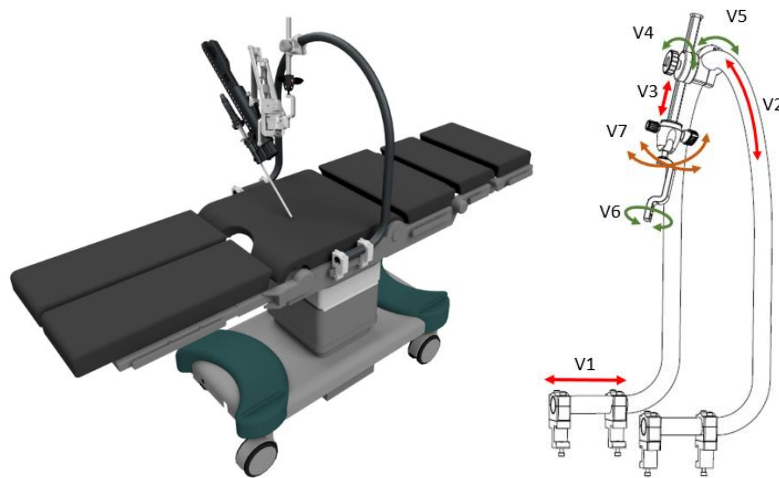
W celu minimalizacji masy część elementów konstrukcyjnych manipulatora wykonano metodą wydruku 3D z materiału PCABS, wykorzystując urządzenie Vantage SE firmy Stratasys. Poglądowe zestawienie wszystkich materiałów zastosowanych przedstawiono na rysunku 1. Elementy nośne wykonano w postaci nierozłącznie połączonych przegubów ze stopu aluminium i rurek kompozytowych z włókna węglowego. Połączenie elementów wykonanych w technice wydruku 3D z pozostałymi elementami realizowano na drodze klejenia lub łączenia w sposób mechaniczny. W technologii wydruku 3D wykonano wszystkie korpusy 3-go i 4-go stopnia swobody oraz korpus prowadnicy zamykającej równoległobok. Na rysunku 1 przedstawiono projekt robota wraz z systemem mocującym.



Rys. 1. Materiały zastosowane w konstrukcji manipulatora Robin Heart Pelikan

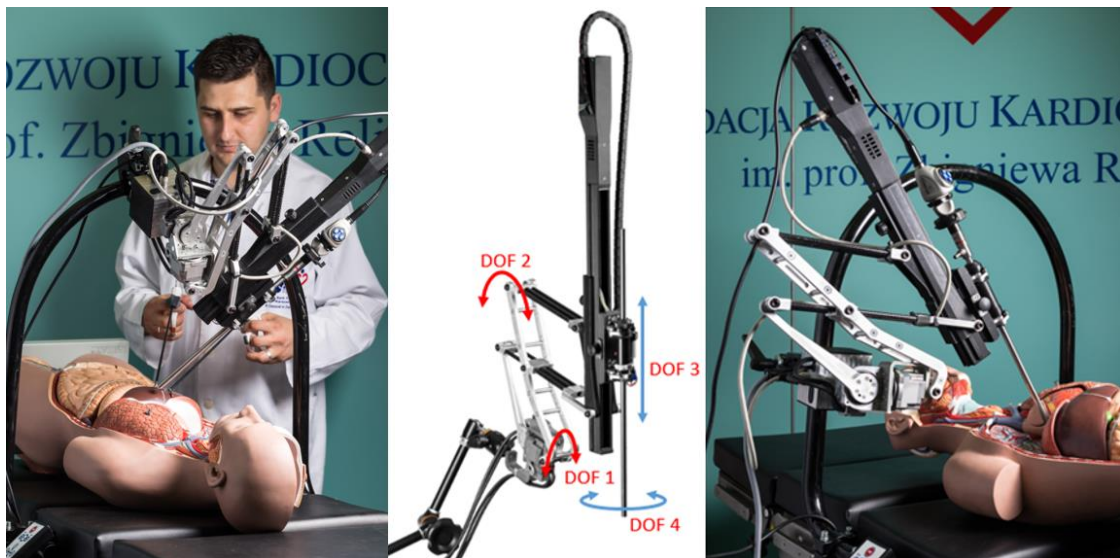
Dla zwiększenia bezpieczeństwa pacjenta założono, iż stałopunktowość manipulatora, rozumiana jako niezmiennosc położenia punktu przejścia trokaru przez tkanki skórne, realizowana będzie poprzez strukturę kinematyczną na drodze mechanicznej o czterech stopniach swobody [6, 7]. Założono także konieczność zastosowania mechanizmów zabezpieczających, oraz szybkozłącza rozumianego jako element umożliwiający szybką wymianę narzędzi ze zunifikowanym adapterem zamocowanym na narzędziu lub tulei kamery laparoskopowej. Mechanizmy te umożliwiają wypinanie endoskopu i kamery w sytuacji pojawienia się zbyt dużych sił oddziaływujących na endoskop lub w sytuacji gdy będzie on wymagał oczyszczenia [8, 9]. Sposób mocowania narzędzia i modułowość manipulatora miały dodatkowo umożliwić założenia sterylnej przekładki odseparowującej tor wizyjny od pozostałej konstrukcji ukrytej w sterylnym pokrowcu.

Możliwość ustawienia robota względem stołu operacyjnego w taki sposób, aby robot przemieszczał się wraz z nim, wymusiły na autorach opracowanie nowej postaci konstrukcyjnej systemu mocującego. Oparty został on o odpowiednio wyprofilowany prowadnik wraz z systemem przyłączy umożliwiającym wstępne usytuowanie robota w polu operacyjnym (p. rys. 2) [10].



Rys. 2. Postać konstrukcyjna lekkiego manipulatora Robin Heart Pelikan:  
a) sposób mocowania do stołu operacyjnego, b) manipulator zamocowany do profilowanej rury-statywu

Wykonany prototyp robota wraz z zaznaczonymi stopniami swobody został przedstawiony na rysunku 3. Dzięki zastosowaniu nowoczesnych materiałów możliwa była redukcja masy do ok. 4 kg. Dla gotowego projektu dokonano ochrony prawnej części opracowanych innowacyjnych rozwiązań konstrukcyjnych [11, 12].

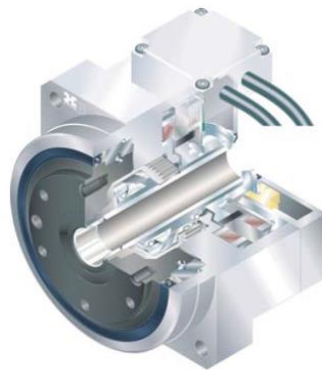


Rys. 3. Robot Robin Heart Pelikan w różnych konfiguracjach ustawienia względem stołu operacyjnego

### 3. Elementy procesu projektowo konstrukcyjnego

Obciążenia statyczne pochodzące od grawitacji zależą od konfiguracji (wstępnego ustawienia) manipulatora. Pozycja wisząca (p. rys. 2) to pozycja domyślna urządzenia. Analiza statyczna napędu 1-go stopnia swobody z pominięciem oporów ruchu i oddziaływań związanych z pacjentem dla konfiguracji jak na rysunku 1 nie jest konieczna. Obciążenia silnika są związane wówczas z bezwładnością napędzanych mechanizmów oraz szeroko pojmowanymi oddziaływaniami wokół-operacyjnymi. Bezwładność mechanizmów dla tak małych wymagań kinematycznych, jakie towarzyszą manipulacji torem wizyjnym nie ma znaczenia. Wymagania stawiane tego typu urządzeniom wymuszają na konstruktorach m.in. stosowanie niskonapięciowych układów napędowych. Normy medyczne narzucają poza tym szereg innych obostrzeń, których rozpatrywanie nie stanowi celu niniejszego opracowania.

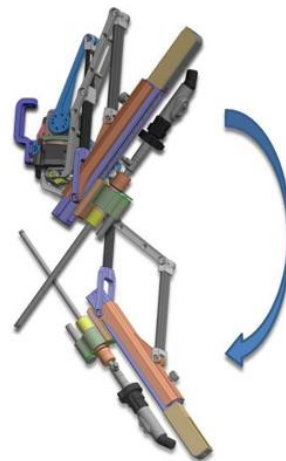
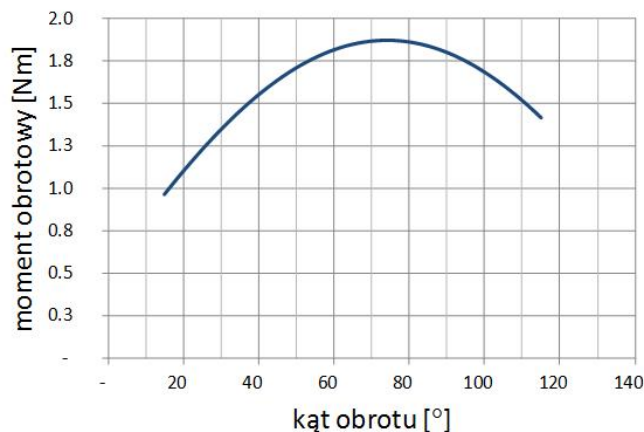
W związku z powyższym zastosowane dla stopnia swobody 1 oraz 2 układy napędowe bazują na silnikach AC zasilanych napięciem 24 V i zintegrowanych z przekładnią falową oraz sensorami położenia. Zastosowany silnik oraz jego podstawowe parametry przedstawiono na rysunku 4.



Rys. 4. Silniki napędowe AG Harmonic Drive serii FHA8C: moment napędowy 2 Nm, prąd ciągły 1,7 A, przełożenie 1:100, prędkość maksymalna 35 obr/min, masa 0,4 kg

### 4. Analiza dynamiczna

Redukcję obciążeń na zespół napędowy (silnik z przekładnią) uzyskano metodą numeryczną, analizując opracowany model pod względem statycznym i dynamicznym. Wyniki analiz momentu obrotowego zredukowanego na silnik dla drugiego stopnia swobody przedstawia rysunek 5. Model uwzględnia kamerę toru wizyjnego o masie przewyższającej masę typowej kamery z przewodem. Widoczna na rysunku maksymalna wartość momentu napędowego nie przewyższa momentu ciągłego jakim dysponuje układ napędowy.

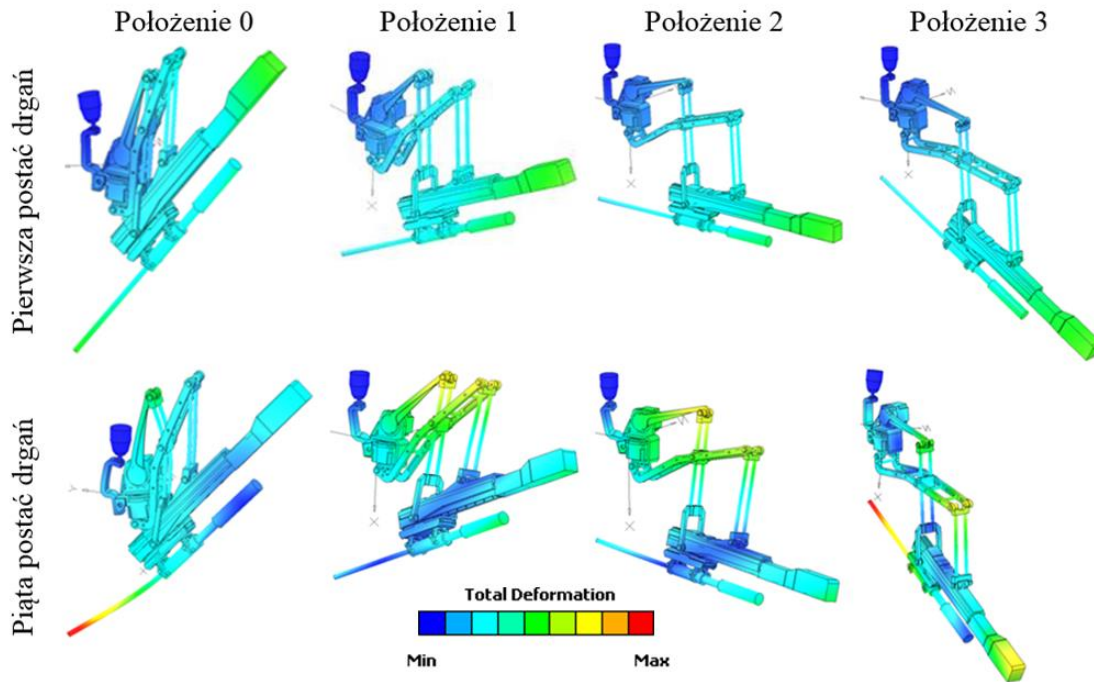


Rys. 5. Obciążenie DOF 2 z narzędziem, ruch wykonywany od 15–115° względem pionu

## 5. Analiza drganiowa

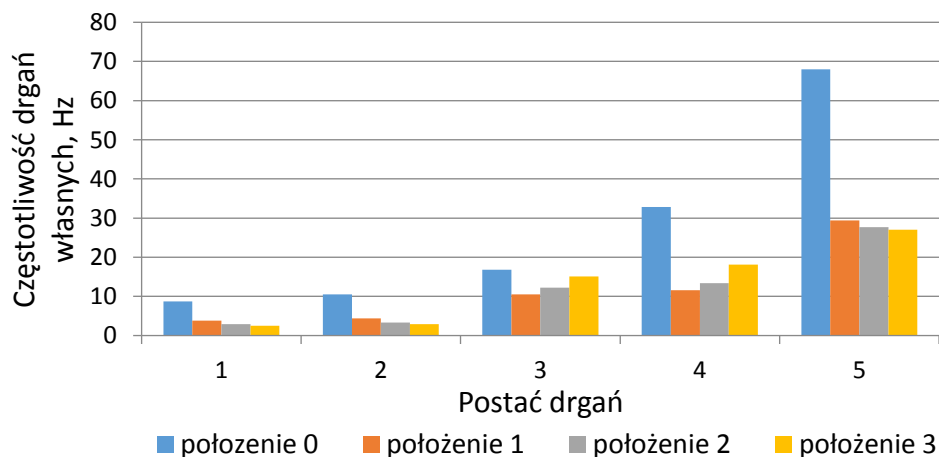
Dla opracowanego modelu manipulatora przeprowadzono analizę z zastosowaniem MES. Analiza ta dotyczyła postaci i częstości drgań własnych, a przeprowadzono je dla kilku położeń związanych z pozycją drugiego stopnia swobody, gdyż przypuszczano – co się potwierdziło – iż ma ona największy wpływ na parametry dynamiczne manipulatora.

Badania przeprowadzono dla wybranych czterech położeń manipulatora. Uzyskane pięć pierwszych częstotliwości drgań własnych mieści się w zakresie od 2,5 Hz do 68 Hz w zależności od położenia. Przykładowe otrzymane wyniki przedstawiono poniżej na rysunku 6.



Rys. 6. Przykładowe wyniki analizy modalnej pierwszej i piątej postaci drgań dla różnych położeń

Na rysunku 7 przedstawiono zestawienie w postaci wykresu. Jak wynika z wykresu częstotliwość pierwszej postaci jest najniższa dla położenia nr 3. Wówczas manipulator jest najmniej sztywny.



Rys. 9. Zestaw częstotliwości drgań własnych manipulatora dla różnych jego położeń

Zaproponowane rozwiązanie konstrukcyjne charakteryzuje się stosunkowo niską sztywnością statyczną, wynikającą głównie ze sposobu mocowania. Zastosowany uchwyt z blokowaniem przegubem



kulowym daje duże możliwości w zakresie ustawiania manipulatora, jednocześnie jednak obniża sztywność i częstotliwości drgań własnych. Potwierdziły to badania eksperymentalne, których wyników nie przedstawiono w niniejszym artykule.

## 6. Podsumowanie

Nowoczesne technologie w tym technologie szybkiego prototypowania zaczynają odgrywać coraz większą rolę na etapie projektowania i wytwarzania przyszłego środka technicznego. Elementy wykonane tą metodą pozwalają nie tylko na szybką weryfikację konstrukcji, ale przy relatywnie niskim koszcie wykonania stanowią niejednokrotnie produkt finalny.

Modelowanie CAD, od którego zaczyna się każdy proces projektowy, pozwala nie tylko na szybką zmianę pojedynczej geometrii czy całości postaci konstrukcyjnej całego modelu, ale także na przeprowadzenie szeregu symulacji obrazujących zachowanie się konstrukcji pod wpływem zadanych obciążeń. Istotną rzeczą jest umiejętne dopasowanie wielkości fizycznych oddziaływujących na model wirtualny tak, aby jak najdokładniej odzwierciedlał on procesy i zjawiska zachodzące w konstrukcji rzeczywistej pracującej w środowisku naturalnym. Zaproponowana przez autorów konstrukcja manipulatora jest odpowiedzią na zapotrzebowanie rynku na lekki i niskobudżetowy, a równocześnie w pełni funkcjonalny i bezpieczny manipulator toru wizyjnego dla operacji laparoskopowych. Przedstawione w artykule zastosowanie wydruków 3D do budowy prototypu skraca czas i obniża koszty przygotowania produkcji.

## LITERATURA

- [1] K. Entsfellner, I. Kuru, T. Maier, J.D.J. Gumprecht, T.C. Lueth: *First 3D Printed Medical Robot for ENT Surgery – Application Specific Manufacturing of Laser Sintered Disposable Manipulators*, Proceedings of Intelligent Robots and Systems Conference, 2014.
- [2] Z. Nawrat: *Robotyka medyczna w Polsce*, Medical Robotics Reports, vol. 1, 2012, s. 7–16.
- [3] Ł. Mucha: *Interfejs użytkownika robota – przegląd urządzeń zadawania ruchu systemów sterowania telemanipulatorów*, Medical Robotics Reports, vol. 4, 2015, s. 39–48.
- [4] P. Sauer, M. Kozłowski, W. Waliszewski, P. Hajkowicz, P. Jeziorek: *A robot system of laparoscope control, based on a phantom model*, Wideochirurgia i inne techniki małoinwazyjne, vol. 1, 2006, s. 13–17.
- [5] K. Lis, K. Lehrich, Ł. Mucha, K. Rohr, Z. Nawrat: *Robin Heart PortVisionAble – projekt, konstrukcja i wstępne badania*, Medical Robotics Reports, vol. 3, 2014, s. 6–12.
- [6] K. Mianowski, P. Wroblewski, Z. Nawrat, L. Podsedkowski, P. Kostka, M. Baczynski: *Robin Heart in 2002 – actual state of Polish Cardio-Robot*, Proceedings of the 3rd International Conference on Robot Motion and Control, 2002, s. 33–8.
- [7] K. Lehrich, Ł. Mucha, K. Rohr, Z. Nawrat, K. Lis: *Zastosowanie technologii druku 3D w konstrukcji prototypów manipulatorów medycznych*, Mechanik, vol. 3, 2016, s. 224–225.
- [8] Z. Nawrat, K. Lis, Ł. Mucha, K. Lehrich: *Laparoscopic medical instrument holding device*, Zgłoszenie patentowe, USA, nr US 14/867,088, 2015.
- [9] Z. Nawrat, K. Lis, Ł. Mucha, K. Lehrich: *Mechanism for reciprocating linear motion of a medical device*, Zgłoszenie patentowe, EPO, nr EP14170471.8, 2014.
- [10] B. Sarecka-Hujar, A. Ostróżka-Cieślak, A. Banyś: *Innowacyjne technologie w medycynie i farmacji*, Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna, vol. 22(1), 2016, s. 9–17.
- [11] Z. Nawrat, K. Lis, Ł. Mucha, K. Lehrich: *Manipulator Medyczny. Wzór użytkowy*, Polska, nr W.123846, 2015.
- [12] Z. Nawrat, K. Lis, Ł. Mucha, K. Lehrich: *Rama nośna narzędzia medycznego. Wzór użytkowy*, Polska, nr W.123845, 2015.

otrzymano / submitted: 22.11.2016  
zaakceptowano / accepted: 30.11.2016