

DOI: 10.5604/20830157.1159322

INNOWACYJNY PROJEKT MECHANIZMU DLA NARZĘDZI LAPAROSKOPOWYCH

Łukasz Mucha

Politechnika Śląska, Katedra Budowy Maszyn

Streszczenie. W artykule została przedstawiona analiza dostępnych na rynku mechanicznych układów przeniesienia napędu w narzędziach laparoskopowych. Omówiony został mechanizm przeniesienia napędu w narzędziach kątowno uchylnych zaproponowany przez autora. Przedstawiono budowę i działanie zaprojektowanego narzędzia oraz wyniki symulacji możliwych do realizacji ruchów wykonywanych przez narzędzie.

Słowa kluczowe: Modelowanie CAD, narzędzia laparoskopowe, przeniesienie napędu, operacja laparoskopowa, roboty chirurgiczne

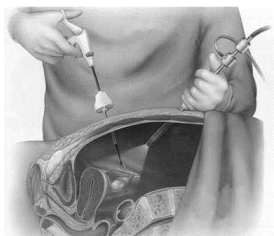
INNOVATIVE PROJECT OF MECHANISM FOR TOOLS LAPAROSCOPIC

Abstract. The article presents the analysis of available solutions of transmissions in laparoscopic tools. The proposed by an author a new transmission of laparoscopic tools has been described. Design and principle of operation as well as a simulations of possible movements of this tool has been also presented.

Keywords: laparoscopic tools, design, movement, transmission, simulation

Wstęp

W ostatnich latach można zaobserwować bardzo szybki rozwój techniki w dziedzinie mało inwazyjnych operacji. Szacuje się że ok. 30% z 8 mln operacji jest wykonywana tą metodą. Chirurgia laparoskopowa zaliczana jest do chirurgii mało inwazyjnej. W porównaniu do tradycyjnych metod operowania nie jest wymagane duże nacięcie na ciele pacjenta umożliwiające przeprowadzenie zabiegu. Operacje mało inwazyjne wykonywane są za pomocą instrumentów i sond służących do podglądu operowanego miejsca, wsuniętych za pomocą trokaru do organizmu poprzez niewielkie nacięcia o średnicy nieprzekraczającej 10 mm (rysunek 1). Narzędzia stosowane w tych operacjach mają średnicę dostosowaną do otworów w trokarach (od 4 do 8 milimetrów) i umożliwiają: cięcie, preparowanie, zespolenie tkanek, zatrzymanie krwawień, itp. [6, 7].



Rys. 1. Widok operacji laparoskopowej [11]

Tradycyjne stosowane narzędzia w chirurgii mało inwazyjnej są narzędziami o długim trzonku (rysunek 2), powoduje to zwiększenie amplitudy drgań końcówki narzędzia oraz odwrócenie kierunku ruchu w ciele pacjenta. W celu odciążenia chirurga od żmudnej i długotrwałej pracy w pozycji stojącej wprowadzone zostały systemy telechirurgiczne. Systemy te powielają dokładnie ruchy ręki chirurga obsługującego konsolę bez odwrócenia ruchu zapewniając przy tym eliminację drgań oraz kompensację gwałtownych ruchów dłoni.

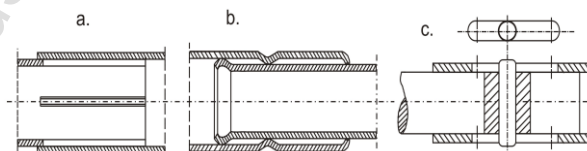


Rys. 2. Przykład narzędzia laparoskopowego i konfiguracji części wykonawczej (chwytowej) [3]

Ze względu na ograniczoną średnicę i znaczną długość rurki laparoskopowej stosowane są obecnie dwa sposoby przekazania napędu z silnika zamocowanego w kiści robota chirurgicznego do końcówki manipulacyjnej. Odbywa się to za pomocą specjalnie ukształtowanych prowadnic - popychaczy, wodzików, a także mechanizmów opartych na układach cięgowych.

1. Prowadnice

Zadaniem prowadnicy jest przekazanie ruchu prostoliniowego w taki sposób aby zachować jego parametry początkowe. Najprostszym typem prowadnic są prowadnice walcowe bez zabezpieczenia od obrotu w postaci rur ciągnionych, ułożone w taki sposób, że jedna rura wchodzi w drugą. Zabezpieczenie rur przed wypadnięciem uzyskuje się poprzez zwalcowanie, zabezpieczenie od obrotu względem osi poprzez dodatkowy kołek ślizgający się w wyfrezowanym rowku znajdującym się w ścianie rury (rysunek 3).

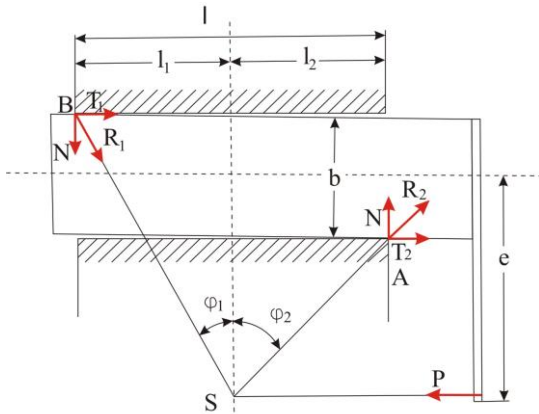


Rys. 3. Widok prowadnic walcowych a - walcowa ustalona ciernie, b - z ograniczeniem ruchu poprzez zwalcowanie, c - z zabezpieczeniem obrotu [10]

Przewagę zastosowania mechanizmów prowadnic nad układem cięgowym daje możliwość przenoszenia ruchu w obu kierunkach jednak podstawowe problemy stanowią:

- niedokładność wykonania prowadnic,
- samozakleszczanie się prowadnic,
- opory tarcia w prowadnicach ślizgowych.

Pomimo wykonania prowadnic z tak dużą dokładnością bardzo często występuje jej zniekształcenie w trakcie pracy wynikłe z nieumiejętnego montażu, jak i ugięcia pochodzącego od elementów prowadzonych. Ponadto prowadnice walcowe muszą mieć odpowiedni luz (zależny od jej długości) uniemożliwiający zakleszczenie wywołane niestałością kształtu czy nieprostoliniowością. Przyłożenie siły równoległej do osi centralnej prowadnicy, powoduje ukośne położenie i oparcie elementu wewnętrznego o krawędzie prowadnicy. Powstają w ten sposób dwie siły tarcia skierowane przeciwnie do siły wymuszającej. Jeżeli ich suma jest równa sile wymuszającej to następuje zakleszczenie prowadnicy. Na rysunku 4 przedstawiono zjawisko samozakleszczenia prowadnicy.



Rys. 4. Rozkład sił w przewodnicy walcowej obciążonej niewspółosiowo siłą równoległą do osi [10]

Uwzględniając parametry geometryczne i przyjęte oznaczenia można zapisać następujące równanie [10]:

$$\begin{cases} P = T_1 + T_2 \\ l = 2\mu \cdot e = l_1 + l_2 = \left(e + \frac{b}{2}\right) \frac{T_1}{N} + \left(e - \frac{b}{2}\right) \frac{T_2}{N} \end{cases}$$

gdzie:

T_1, T_2 - siła tarcia $\leq N \cdot \mu$,

μ - współczynnik tarcia,

e - ramię działania siły w odniesieniu do osi przewodnicy,

l - długość przewodnicy,

b - średnica wewnętrzna przewodnicy.

Rozwiązaniem równania są warunki samozakleszczenia się przewodnicy w następujących przedziałach gdy:

- przedział $e \geq \frac{b}{2}$

Ramię działania siły znajduje się poza średnicą wewnętrzną przewodnicy:

$$e \geq \frac{l}{2\mu}$$

- przedział $0 < e < \frac{b}{2}$

Ramię działania siły znajduje się pomiędzy osią poziomą a bliższą krawędzią tarcia

$$l \geq \mu \left(e + \frac{b}{2} \right)$$

- przedział $e < 0$ i $l < \frac{b}{2}$

W rozważanym przypadku długość przewodnicy jest mniejsza od jej średnicy wewnętrznej, a punkt zaczepienia siły znajduje się po drugiej stronie osi symetrii - przewodnica zawsze samozakleszczająca się.

Sprawność przewodnicy wyrażona jest wzorem [10]:

$$\eta = 1 - \frac{2\mu}{k}$$

gdzie:

$$k = \frac{l}{a}$$

a - odległość siły od osi.

Z powyższych zależności wynika, że chcąc zmniejszyć straty w przewodnicy, musi być ona wystarczająco długa w stosunku do swojej średnicy, jednak zbyt długie wydłużenie wpływa także niekorzystnie. Wzrost kątów pochylenia działającej siły φ powoduje obniżenie sprawności, dlatego powinny one być jak najmniejsze.

Kolejny problem stanowi tarcie. Z powodu oddziaływania czynników smarujących na organizm ludzki niemożliwe jest ich stosowanie w narzędziach chirurgicznych. Możliwe jest

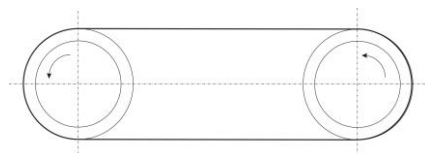
zbudowanie szczelnego urządzenia zabezpieczonego przed zanieczyszczeniami, lecz powoduje to znaczny rozrost mechanizmu. Opierając się na mechanizmie starannie wykonanych przewodnic ślizgowych dla powierzchni niesmarowanych metal-metal współczynnik tarcia wynosi 0,15 do 0,22 [2, 10].

Przy projektowaniu układów opartych na przewodnicach należy uwzględnić powyższe zależności, aby swoboda ich ruchu była zapewniona z odpowiednim bezpieczeństwem, uwzględniając opory ruchu powstałe z niewspółosiowości elementów, skośnego działania siły, sił tarcia.

2. Cięgna

W tego typu rozwiązaniach przekazanie napędu z silnika do układu wykonawczego końcówki laparoskopowej odbywa się także za pomocą cięgien. Charakteryzują się one dużą wytrzymałością i niewielką masą, a także możliwością przenoszenia siły po torze krzywoliniowym np. po kątowym wychyleniu narzędzia. Zasadniczą wadą tego typu rozwiązania jest to, że mogą przekazywać siłę jedynie w jednym kierunku. Ze względu na wytrzymałość zmęczeniową cięgien, średnica kół wokół których są one opasane musi być odpowiednia dobrane. Można wyróżnić dwa mechanizmy cięgnowe: działający obustronnie oraz mechanizmy z elementem magazynującym energię.

Wadą drugiego rozwiązania jest znaczny rozrost narzędzia, a także zwiększenie siły wywołującej ruch o wartość siły działania sprężyny. W przypadku mechanizmu obustronnego cięgno opasane jest wokół dwóch krążków i tworzy zamkniętą pętlę (rysunek 5). Ruch jednego z krążków wymusza przesuw cięgna które oddziałuje na przeciwny krążek powodując jego obrót. Ze względu iż cięgna muszą być w trakcie pracy stale napięte działają na nie siły rozciągające. Powoduje to rozciąganie linek wykonanych z tworzywa, a także w przypadku linek stalowych plastyczne odkształcenie cięgna na bębnie.



Rys. 5. Przekładnia cięgnowa działająca obustronnie

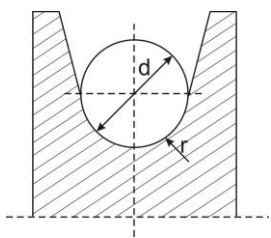
W zależności od sposobu połączenia cięgna z elementem czynnym i biernym możemy wyróżnić następujące przekładnie [10]:

- cierne - cięgno przenosi ruch z koła czynnego na koło bierne poprzez siły tarcia,
- z cięgnem kształtowym - cięgno jest dopasowane do elementów przenoszących za pomocą specjalnych perforacji w tych mechanizmach likwidujących poślizg,
- z cięgnem utwierdzonym na stałe do elementu czynnego i biernego.

Przekładnie te także możemy podzielić ze względu na rodzaj zastosowanego cięgna [10]:

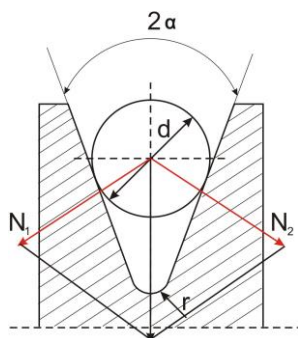
- przekładnie z cięgnami gibkimi,
- przekładnie łańcuchowe.

Ze względu na ograniczenia gabarytowe rurki laparoskopowej oraz zwiększenia stopnia skomplikowania mechanizmu przekładnie łańcuchowe, przekładnie z cięgnem kształtowym w postaci perforowanej, a także przekładnie z zastosowaniem taśm gumowych nie są wykorzystywane. W spotykanych rozwiązaniach wykorzystywany jest mechanizm z cięgnem strunowym z kołami pasowanymi zaopatrzonymi w rowek o kącie zaokrąglenia dobrane w zależności od warunków pracy [9]. Jeżeli moment przenoszony jest na dużych odległościach to rowek dobierany jest w ten sposób, aby cięgno spoczywało na jego dnie (rysunek 6) a moment obrotowy zostaje nadany poprzez siłę tarcia. Ścianki boczne dodatkowo zabezpieczają cięgno przed spadnięciem.



Rys. 6. Koło pasowe z cięgnem gibkim z rowkiem większym od średnicy cięgna (struny)

Sytuacja gdy promień zaokrąglenia rowka jest mniejszy od średnicy cięgna przedstawiona została na rysunku 7. Takie rozwiązanie sprowadza się do likwidacji poślizgu cięgna na kole, ale powstaje ryzyko zakleszczenia się cięgna na kole pasowym i jego szybsze zużywanie, powoduje to także obniżenie sprawności układu w skutek zwiększenia strat tarcia.



Rys. 7. Koło pasowe z cięgnem gibkim - rowek mniejszy od cięgna

Dla linek bawełnianych, konopnych, metalowych i sprężyn śrubowych, kąt rozwarcia α przyjmuje się w przedziale $40 \div 50^\circ$ w przypadku linek gumowych o wyższym współczynniku tarcia $2\alpha = 60^\circ$ [10].

Dla mechanizmu zaprezentowanego powyżej obliczeniowy współczynnik tarcia wyraża się wzorem [10]:

$$\begin{cases} \mu' = \frac{\mu}{\sin \alpha} \\ N_{1,2} = \frac{P}{\sin \alpha} \end{cases}$$

W narzędziach laparoskopowych najczęściej spotyka przekładnie z średnicą rowka większą od średnicy cięgna. Dla mechanizmów cięgnowych z cięgnem gibkim występuje także niekorzystne zjawisko poślizgu. Poślizg uzależniony jest od siły napędzającej i wzrasta wraz z momentem napędzanym, a także od materiału z którego wykonane jest cięgno. Im większy współczynnik sprężystości wzdłużnej cięgna tym mniejszy poślizg. Ze względu na wyższy współczynnik sprężystości wzdłużnej w narzędziach laparoskopowych stosowane są linki stalowe. W celu wyeliminowania poszczególnych wad wyżej wymienionych mechanizmów zaprojektowany został innowacyjny układ przeniesienia napędu dla kątowo uchylnego narzędzia chirurgicznego.

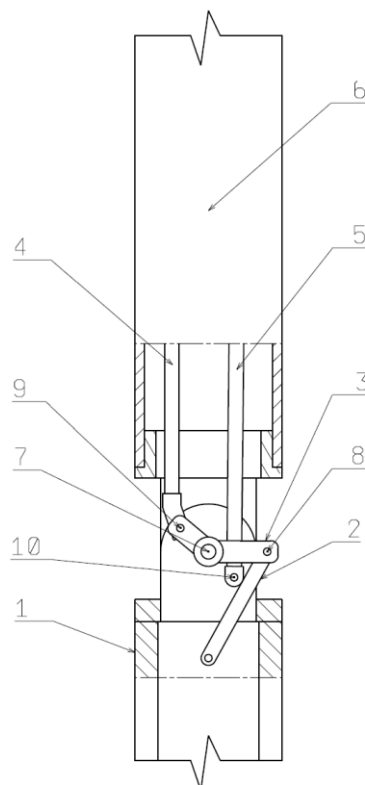
3. Projekt mechanizmu

Narzędzie chirurgiczne według projektu pozwala na przeniesienie napędu wzdłuż prowadnicy z części sterującej do instrumentu chirurgicznego z zapewnieniem możliwości kątowego wychylenia końcówki roboczej narzędzia. W zależności od wykonania końcówkę roboczą mogą stanowić kleszcze, imadła, szczypcy itp.

Podczas zmiany kąta pracy przenoszona siła nie ulega zmianie. Prosta budowa narzędzia gwarantuje niezawodność działania. Zagięcie końcówki popychacza sterującego pod kątem ostrym w stosunku do jego osi wzdłużnej umożliwia jego pełne wysunięcie przy zgięciu.

Wynalazek dotyczy narzędzia chirurgicznego, w którym do sterowania instrumentu chirurgicznego narzędzia wykorzystuje się mechanizm w postaci popychacza sterującego umieszczonego wewnątrz prowadnicy, przy czym końcówka prowadnicy, na której końcu osadzony jest instrument chirurgiczny, połączona jest z zasadniczą częścią prowadnicy poprzez przegub. Istota narzędzia polega na tym, że koniec popychacza sterującego połączony jest poprzez mimośrodowy element pośredni z popychaczem wykonawczym, który przeznaczony jest do przenoszenia napędu do instrumentu chirurgicznego zamocowanego na końcu końcówki. Mimośrodowy element pośredni osadzony jest obrotowo w osi zgięcia przegubu. Popychacz sterujący i popychacz wykonawczy połączone są z mimośrodowym elementem pośrednim obrotowo, natomiast w zasadniczej części prowadnicy przebiega popychacz zginający, którego koniec zamocowany jest obrotowo do końcówki prowadnicy.

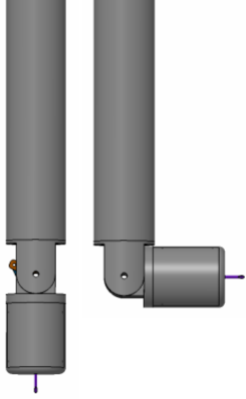
W preferowanym wykonaniu końcówka popychacza sterującego połączona z mimośrodowym elementem pośrednim zagięta jest pod kątem ostrym w stosunku do jego osi wzdłużnej. W dalszym preferowanym wykonaniu obrotowe połączenie pomiędzy popychaczem sterującym a mimośrodowym elementem pośrednim wykonane jest z wykorzystaniem sworznia. Zasadę działania obrazuje rysunek 8, ruch postępowy popychacza zginającego 5 skutkuje zgięciem końcówki 1. Ponadto w prowadnicy 6 przebiega popychacz sterujący 4, który jednym końcem połączony jest z nieprzedstawionym na rysunku silnikiem napędowym, zaś z drugiej strony zamocowany jest obrotowo poprzez mimośrodowy element pośredni 3 z popychaczem wykonawczym 2, który przeznaczony jest do przenoszenia napędu do instrumentu chirurgicznego zamocowanego na końcu końcówki zginanej 1. Kończówka popychacza sterującego 4 połączona z mimośrodowym elementem pośrednim 3 zagięta jest pod kątem ostrym w stosunku do jego osi wzdłużnej. Mimośrodowy element pośredni 3 osadzony jest obrotowo w osi zgięcia przegubu 7, zaś popychacz sterujący 4 oraz popychacz wykonawczy 2 połączone są z mimośrodowym elementem pośrednim 3 obrotowo, odpowiednio poprzez sworznie 9 i 8.



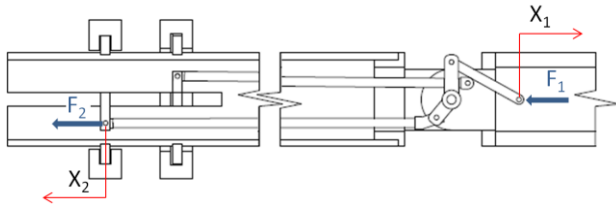
Rys. 8. Projekt mechanizmu przeniesienia napędu dla narzędzi laparoskopowych

4. Kinematyka

Dla projektu narzędzia wykonana została analiza kinematyczna możliwych do realizacji ruchów. Na rysunku 9 przedstawiono narzędzie zaopatrzone w igłę w pozycji prostej i zgięte pod kątem 90° . Dla zaprojektowanego mechanizmu wykonano badania eksperymentalne polegające na pomiarze siły oddziaływującej na wodzik sterujący F_2 przy obciążeniu popychacza w efektorze siłą $F_1=6$ N oraz pomiar wartości przemieszczeń wodzika sterującego w kierunku X_2 i popychacza w efektorze w kierunku X_1 (rysunek 10).

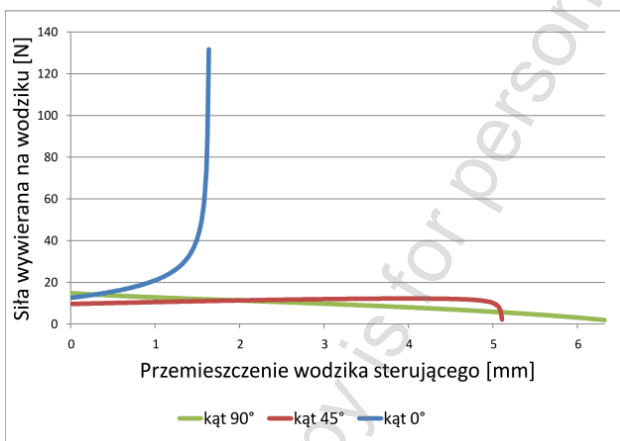


Rys. 9. Widok narzędzia w pozycji prostej i zgiętej



Rys. 10. Kierunki sił oraz przemieszczeń

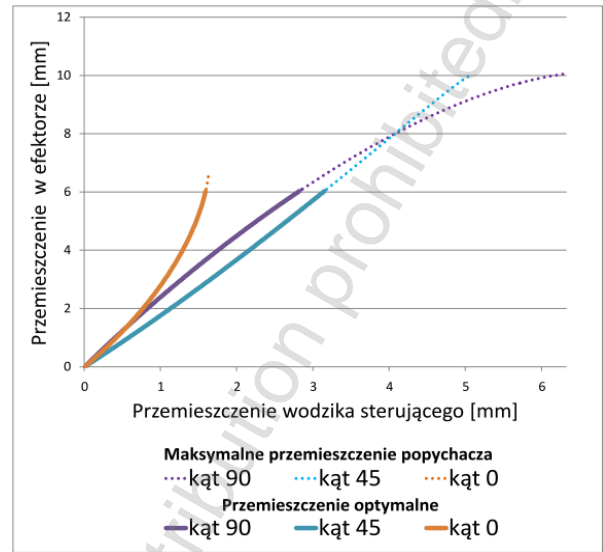
Pomiary wykonane zostały dla następujących pozycji efektora: pozycja wyprostowana, zgięcie efektora względem rurki laparoskopowej pod kątem 45° oraz 90° . Na tej podstawie sporządzone zostały wykresy sił (rysunek 11) oraz przemieszczeń.



Rys. 11. Stosunek przemieszczenia do siły wywieranej na wodzika sterujący

Dla kąta zgięcia 0° następuje znaczący wzrost siły przy wysuwaniu popychacza w efektorze, w pozostałych przypadkach, siła ta jest znacząco mniejsza. Przyjęto maksymalną wartość siły działającą na wodzika sterujący na poziomie 60 N. Na tej podstawie sporządzony został wykres przemieszczeń możliwych do zrealizowania w efektorze (linia przerywana), a także przemieszczenie optymalne (linia ciągła) dla poszczególnych wychyleń kątowych rysunek 12. Na tej podstawie ograniczono się do przemieszczenia popychacza w efektorze z pozycji początkowej 0 do 6 mm dla pozycji końcowej dla zakresu

wychylenia kątowego efektora od 0° do 90° . Położenie poszczególnych elementów składowych wewnątrz przegubu, efektora i końcówki rurki laparoskopowej dla pozycji początkowej 0 mm oraz optymalnej 6 mm obrazuje rysunek 13.



Rys. 12. Przemieszczenie popychacza w efektorze możliwe do zrealizowania – linia przerywana, przemieszczenie optymalne – linia ciągła

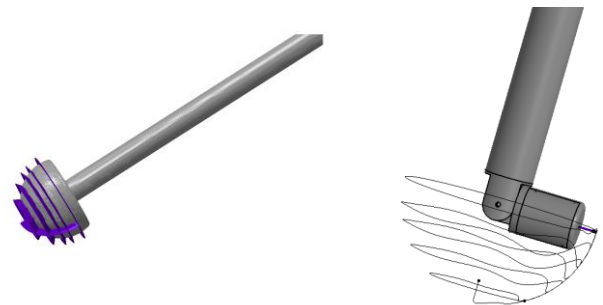
		Przemieszczenie popychacza w efektorze	
		Początkowe	Optymalne
Kąt wychyleń efektora	0°		
	45°		
	90°		

Rys. 13. Widok mechanizmu dla poszczególnych pozycji

Przeprowadzona została także analiza zajmowanej przestrzeni podczas pracy narzędzia wyznaczając przestrzeń roboczą (rysunek 14) dla części zginanej i wykonawczej narzędzia – igły.

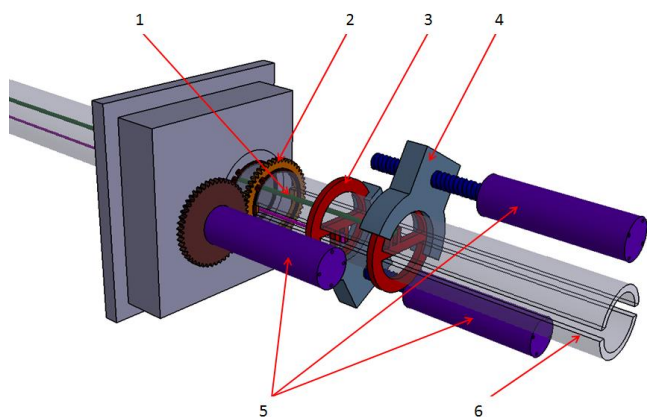
a)

b)



Rys. 14. Symulacja narzędzia podczas pracy a) widok przestrzeni roboczej narzędzia b) toru roboczego igły

Opracowany został model mechanizmu sterującego (rysunek 15) umożliwiający obrót narzędzia wokół własnej osi o dowolnie zadany kąt. Mechanizm ten realizuje ruch dwóch popychaczy umożliwiających kątowe wychylenie narzędzia oraz wysuw popychacza sterującego częścią wykonawczą narzędzia.



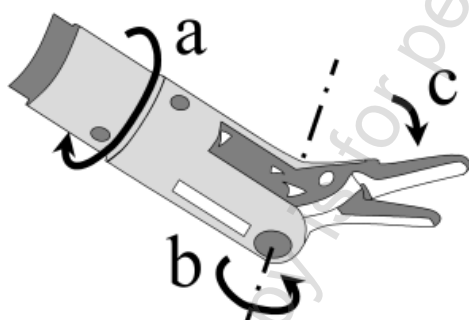
Rys. 15. Widok układu sterującego w którego skład wchodzi: 1 - popychacz, 2 - układ realizujący obrót, 3 - pierścien ślizgowy, 4 - prowadnica pierścienia, 5 - napędy, 6 - rurka laparoskopowa

5. Podsumowanie

Jednym z najintensywniej rozwijających się kierunków medycyny w ostatnich latach są techniki mało inwazyjnych operacji. Do głównych zalet chirurgii mało inwazyjnej należy zaliczyć skrócenie czasu hospitalizacji bezpośrednio po operacji, zmniejszenie powikłań i traury pooperacyjnej.

Zręczność chirurga podczas zabiegu laparoskopowego jest znacznie ograniczona. Tradycyjny instrument laparoskopowy posiada cztery stopnie swobody: trzy rotacje wokół wzajemnie prostopadłych osi przechodzących przez trokar i jedną translację wzdłuż rurki laparoskopu. Napęd mechanizmu przekazywany do efektora uzyskiwany jest poprzez wykorzystanie siły mięśni dłoni i palców chirurga za pomocą odpowiedniego uchwytu dostosowanego do dłoni człowieka. Mechaniczny układ przeniesienia napędu z uchwytu narzędzia wykorzystuje najczęściej ciągną sztywne. Układ kinematyczny narzędzi laparoskopowych takich jak kleszyczki czy nożyczki, oparty jest najczęściej na mechanizmie dźwigniowym lub jarmowym. W celu wykonywania bardziej skomplikowanych zabiegów konieczne jest wyposażenie narzędzia w dodatkowe stopnie swobody zwiększające zdolności ruchowe narzędzia wewnątrz ciała pacjenta. Wiąże się to z zastąpieniem narzędzi tradycyjnych systemami zrobotyzowanymi, a co za tym idzie zastąpienie napędu ręcznego człowieka poprzez napęd elektryczny robota.

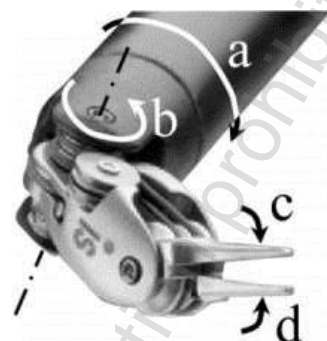
Narzędzie robota Zeus przedstawione na rysunku 16 posiada 6 stopni swobody napędzanych poprzez ciągną sztywne (popychacze), co ogranicza zakres kątowy pracy efektoru [8].



Rys. 16. Narzędzie robota Zeus [1]

Aby zapewnić większe możliwości ruchu konieczne jest zastosowanie dodatkowych przegubów w efektorze narzędzia. Wiąże się to ze skomplikowanym układem przeniesienia napędu. Postęp w zakresie ruchliwości końcówki roboczej można osiągnąć, wprowadzając – przynajmniej w części końcowej

narzędzia – linki. W taki system zaopatrzone zostały narzędzia robota Da Vinci posiadające 7, opcjonalnie 8 stopni swobody. Stosowane napędy ciągnowe poddawane są naprężeniom skręcającym co znacznie obniża żywotność tych napędów. Z tego powodu ich producent firma Intuitive Surgical określa limit dla ponownego użycia narzędzi, który dla większości narzędzi wynosi 10 zabiegów [12].



Rys. 17. Narzędzie robota da Vinci [1]

W ramach pracy naukowo badawczej w Fundacji Rozwoju Kardiologii w Zabrze prowadzone są liczne badania mające na celu określenie siły potrzebnej do przebicia, przecięcia i zszycia tkanki sercowej. Na tej podstawie projektowane są nowe rozwiązania dla narzędzi i mechanizmów przeniesienia napędu, a także systemy sterowania dedykowane dla konkretnej grupy instrumentów chirurgicznych. Dotychczas stosowane narzędzia budowane są w oparciu o systemy popychaczy i ciągnów co powoduje ograniczenie ich możliwości ruchowych i przenoszonych sił. Ograniczenie to powoduje zmniejszenie precyzji i utrudnienia w wykonywaniu zabiegu. Dlatego tak ważne jest aby możliwe było zastąpienie dotychczas stosowanych narzędzi przez narzędzia nowej generacji [4, 5].

Literatura

- [1] Al-Tabey W.A.: Micro-Robot Management. MATLAB - A Fundamental Tool for Scientific Computing and Engineering Applications, 3/2012 [DOI: 10.5772/39240].
- [2] Dietrich M.(red): Podstawy konstrukcji Maszyn. WNT, Warszawa 2007.
- [3] Katalog firmy Apparatus.
- [4] Mucha Ł.: Instrumentarium do operacji małowazyjnych. Zeszyty Naukowe Katedry Budowy Maszyn, Gliwice 2012.
- [5] Nawrat Z., Kostka P., Lis K., Rohr K., Mucha Ł., Sadowski W., Krzysztofik K., Malota Z.: Interfejs operatora robota chirurgicznego- oryginalne rozwiązania sprzężenia informacyjnego i decyzyjnego. Medical Robotics Reports, Zabrze 2/2013, 13-21.
- [6] Nawrat Z.: Metodologia aktywizacji zawodowej absolwentów szkół technicznych. Zabrze 2009.
- [7] Nawrat Z.: Roboty medyczne. Zabrze 2007.
- [8] Nawrat Z.: Robotyka Medyczna w Polsce. Medical Robotics Reports, Zabrze 1/2012, 7-16.
- [9] Tryliński W. (red): Poradnik konstruktora przyrządów precyzyjnych. WNT, Warszawa 2006.
- [10] Tryliński W.(red): Poradnik konstruktora przyrządów precyzyjnych i drobnych. WNT Warszawa 1970.
- [11] www.danaise.com [05.05.2015].
- [12] www.intuitivesurgical.com [05.05.2015].

Mgr inż. **Lukasz Mucha**
e-mail: lukasz.mucha@polsl.pl

Absolwent Wydziału Mechaniczno-Technologicznego o specjalności Technologia Budowy Maszyn Politechniki Śląskiej w Gliwicach. Od roku 2010 doktorant w Katedrze Budowy Maszyn na stanowisku asystenta profesora. Działalność naukowa skupia się w obszarach modelowania inżynierskiego oraz technik komputerowych w budowie i eksploatacji maszyn. Dodatkowy zakres zainteresowań naukowych to projektowanie, analizy kinematyczne, programowanie maszyn sterowanych numerycznie.



otrzymano/received: 03.10.2013

przyjęto do druku/accepted: 27.04.2015