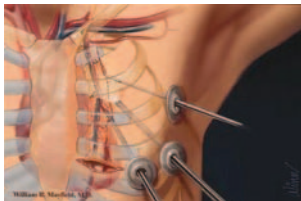


Narzędzie laparoskopowe do robota kardiochirurgicznego

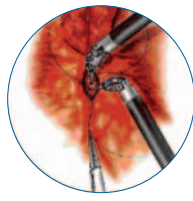
Krzysztof Mianowski
Zbigniew Nawrat
Michał Kulawiec

Projekt techniczny narzędzia laparoskopowego o napędzie elektrycznym dla robota kardiochirurgicznego został opracowany w postaci modelu trójwymiarowego i skojarzonej z nim dokumentacji technicznej wykonanej z wykorzystaniem systemu UNIGRAPHICS. Natomiast animacje i obliczenia inżynierskie wykonano z wykorzystaniem systemu ADAMS.

Istotą leczenia chirurgicznego choroby niedokrwiennej serca jest wszczepienie do tętnic wieńcowych, omijających pomostów (*bypassów*), doprowadzających do zagrożonych niedokrwieniem obszarów mięśnia sercowego natlenioną krew. W typowej operacji dostęp do serca uzyskuje się przez sternotomię, czyli szerokie otwarcie klatki piersiowej z rozcięciem mostka. Operacje małoinwazyjne (MIS – *minimally invasive surgery*) wykonuje się bez otwierania klatki piersiowej, ponieważ wszelkie czynności podczas operacji chirurg wykonuje za pomocą narzędzi wprowadzanych do ciała pacjenta przez kilka otworów – najczęściej trzy (fot. 1).



Fot. 1. Operacja kardiochirurgiczna przeprowadzana w sposób mało inwazyjny



Fot. 2. Obraz pola operacji widziany oczyma chirurga podczas operacji małoinwazyjnej

W czasie takich zabiegów, chirurg obserwuje na monitorze obraz operowanego narządu uzyskany za pomocą laparoskopu lub kamery i do wykonania każdej czynności operacji stosuje narzędzia z cienkim wysięgnikiem, np. specjalne nożyczki, klipsownice, elektrody do koagulacji tkanek, uchwyty do utrzymywania narzędzi. Taki sposób operacji wymaga od chirurga dodatkowych umiejętności, ponieważ zamiast patrzeć bezpośrednio na obszar operacji, widzi je jakby przez „dziurkę od klucza” (fot. 2).

Istotną trudnością w operacjach małoinwazyjnych jest ograniczona przestrzeń do operowania narzędziami, ale wysiłek chirurga się opłaca – pacjent mniej cierpi, traci mniej krwi, krócej przebywa w szpitalu [1, 2, 3].

Pierwsze roboty medyczne, będące w istocie zmodyfikowanymi robotami przemysłowymi, znalazły zastoso-

wanie w ortopedii i chirurgii mózgu. W ortopedii operacja przypomina proces produkcyjny – trzeba ciąć, frezować i wiercić twardą tkankę kostną, której kształt i położenie jest dobrze znane. Taką operację można dokładnie zaplanować na trójwymiarowym modelu kości i tkanek powstałym dzięki wykorzystaniu tomografii komputerowej. W chirurgii mózgu rzecz ma się podobnie: można stworzyć komputerowy model mózgu, przećwiczyć na nim operację, a następnie wykonać właściwą operację.

W przypadku operacji kardiochirurgicznych narzędzia wykonawcze pracują na sercu i naczyniach krwionośnych w przestrzeni uzyskanej po opadnięciu płuca prawego lub lewego w lewej lub prawej opłucnej. Odległość między klatką piersiową a naczyniem wieńcowym jest mniejsza od 3 cm, zatem projektowane narzędzie musi mieć minimalne wymiary, dzięki czemu zostanie zwiększona sprawność operowania w danej przestrzeni. Ze względu na założenie małoinwazyjności, średnica portów, czyli tych miejsc w klatce piersiowej, przez które narzędzia będą wprowadzane do ciała pacjenta, nie może przekraczać 10 mm, a zatem średnica projektowanego narzędzia również nie może przekroczyć 10 mm. Projektowane narzędzie powinno mieć możliwość szybkiej wymiany części roboczej, co spowoduje, że w przypadku zaistnienia potrzeby zmiany narzędzia na inne, bardziej wyspecjalizowane do konkretnej czynności np. szycia lub cięcia, wystarczy tylko zmienić część roboczą, natomiast całe narzędzie będzie przymocowane do ramienia robota specjalnie zaprojektowaną szybkozłączką, tak aby w razie nagłej konieczności np. uszkodzenia, było możliwe szybkie odłączenie narzędzia i jego wymiana. Mechanizm ramienia musi umożliwiać wsunięcie narzędzia i sterowanie nim z dokładnością nie gorszą niż 0,1 mm. Wymaganie tak dużej precyzji operowania narzędziami oraz konieczność napędzania elementów wykonawczych poprzez ramię o średnicy do 1 cm, wskazują, że do napędu należy użyć silników elektrycznych oraz cięgien lub innych elementów transmisyjnych do przekazywania napędu do końcówek wykonawczych. Cały zespół – ramię wraz z narzędziem – powinien umożliwiać wykonanie podstawowych procedur manipulacyjnych (chwytywanie rozmaitych przedmiotów, przecinanie, szycie, koagulacja, unieruchamianie, przytrzymywanie) przy różnych obciążeniach i tkankach [4].

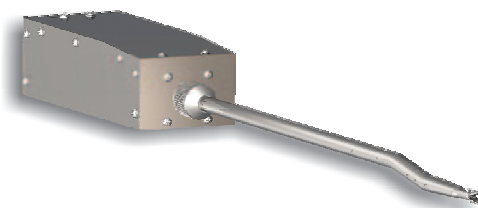
*Dr inż. Krzysztof Mianowski – Politechnika Warszawska,
dr Zbigniew Nawrat – Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii,
mgr inż. Michał Kulawiec – PIAP*

Aby uwzględnić najistotniejsze geometryczne czynniki środowiska, w którym ma pracować projektowany telemanipulator, na Wydziale MEiL w Politechnice Warszawskiej stworzono uproszczony model przestrzeni wirtualnej, w której ma operować narzędzie laparoskopowe. Z uwzględnieniem rzeczywistych parametrów środowiska operacyjnego konstruktor może weryfikować prawidłowość doboru schematu kinematycznego oraz parametrów geometrycznych, jak najlepiej dopasowując je do przewidywanych zadań, dla których jest projektowane narzędzie. Należy zaznaczyć, że model taki można stworzyć z wykorzystaniem odpowiednio przetworzonego obrazu z kamery endowizyjnej lub tomografu komputerowego i wówczas zaprojektowane środowisko można wykorzystać do treningu zawodowego połączonego z symulacją planowanej operacji w trakcie przygotowywania strategii jej przebiegu. Na bazie takiego modelu można również opracować system wspomagający pracę zespołu operującego, zawierający bazę danych z informacjami diagnostycznymi oraz danymi z wcześniej prowadzonych operacji lub ich symulacji. Lekarz-operator będzie mógł w każdej chwili wykorzystać program doradczy i korzystać z najnowszych doświadczeń innych zespołów operacyjnych jak i najnowszych danych dotyczących typowych narzędzi chirurgicznych [4] i najskuteczniejszych technik operacyjnych opracowanych w innych ośrodkach.

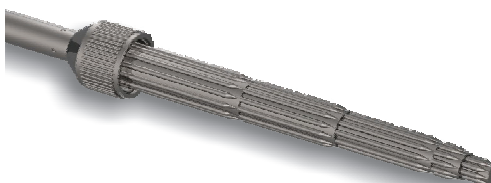
Opis konstrukcji i zasada działania narzędzia

W proponowanym projekcie zespół narzędzia składa się ze skrzynki napędowej oraz dołączanego narzędzia laparoskopowego. Narzędzie i skrzynka napędowa są elementami rozłączanymi. Skrzynka napędowa ma gniazdo z tulejkami napędowymi, w którym asystent chirurga umieszcza odpowiednie narzędzie do wykonywanej czynności w czasie operacji. W narzędziu, w części odbierającej napęd, zaprojektowano cztery wałki wielowypustowe. Trzy z nich mają za zadanie przekazywanie napędu, natomiast czwarty wałek w czasie pracy narzędzia jest unieruchamiany. Podczas wkładania narzędzia do gniazda skrzynki, wielowypusty dopasowują się do odpowiednich otworów w tulejach napędowych gniazda. Docieszenie narzędzia do skrzynki i unieruchomienie względem gniazda odbywa się poprzez dokręcenie nakrętki dociskającej. Gniazdo w skrzynce napędowej wraz z elementami odbierającymi napęd w narzędziu stanowią tzw. mechanizm szybkoszłączki.

Średnica narzędzia zmienia się w granicach od 10 mm do 5 mm, przy czym człon 1. ma średnicę 10 mm, natomiast końcówka ma średnicę 5 mm. Jest to zgodne z przyjętymi założeniami konstrukcji narzędzia. Poszczególne człony tworzą ze sobą pary kinematyczne V klasy. Ruchliwość samego narzędzia, bez uwzględnienia ramienia robota wynosi 3. Można ją obliczyć ze wzoru na ruchliwość otwartych łańcuchów kinematycznych.



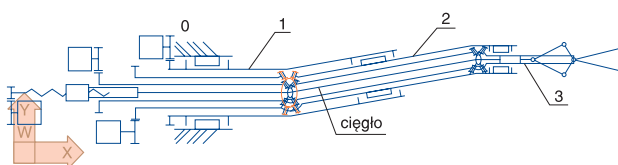
Fot. 3. Zespół narzędzia do robota kardiochirurgicznego – widok ogólny wg projektu



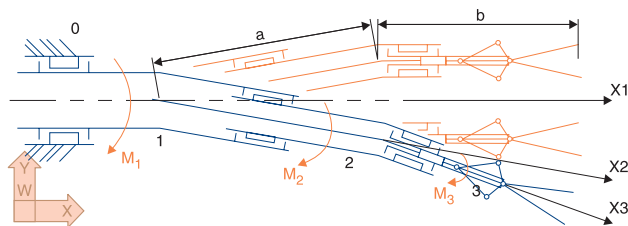
Fot. 4. Wielowypusty w części odbierającej napęd narzędzia



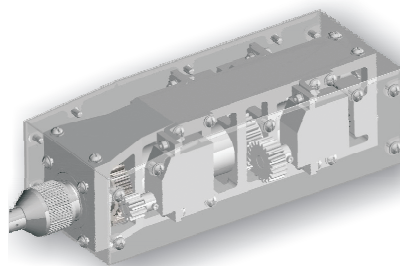
Fot. 5. Narzędzie laparoskopowe - widok ogólny wg projektu



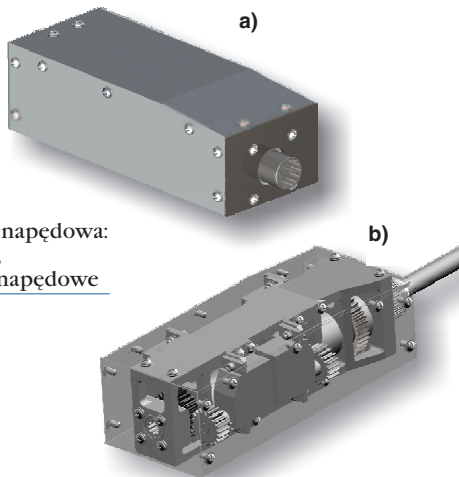
Rys. 1. Schemat kinematyczny narzędzia wraz z napędami



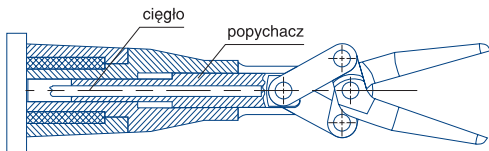
Rys. 2. Zasada działania narzędzia



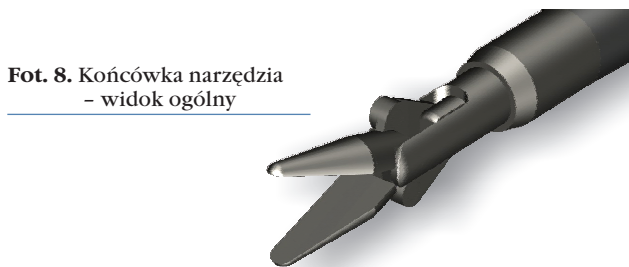
Fot. 6. Skrzynka układu napędowego narzędzia



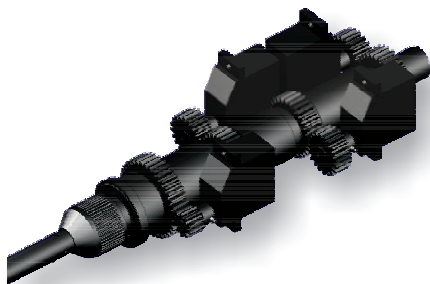
Fot. 7. Skrzynka napędowa:
a) widok ogólny,
b) mechanizmy napędowe



Rys. 3. Końcówka narzędzia – układ kinematyczny



Fot. 8. Końcówka narzędzia
– widok ogólny



Fot. 9. Układy napędowe i układ momentów obciążających narzędzie

Ruchliwość otwartych łańcuchów kinematycznych określa wzór:

$$w = 6 \cdot n - \sum_{i=1}^{i=5} i \cdot p_i$$

gdzie: n – liczba ruchomych członów bez podstawy ($n = 3$), p_i – liczba par kinematycznych i -tej klasy, w narzędziu występują jedynie pary kinematyczne V klasy, zatem $p_i = 3$ (przy wyznaczaniu p_i nie brano pod uwagę par kinematycznych w mechanizmie nożycowym chwytaka).

Wobec tego ruchliwość:

$$w = 6 \cdot 3 - 5 \cdot 3 = 18 - 15 = 3$$

Przekaz napędu do członów 2. i 3. odbywa się za pomocą zespołu wałków kształtowych, połączonych ze sobą przegubami Cardana. Wewnątrz wałków jest umieszczony drut, pełniący rolę ciągła-popychacza napędzającego mechanizm nożycowy końcówki. Człony 1. i 2. mają kształt rurek wygiętych o 10° . Zasada działania narzędzia jest następująca. Obrót członu 1. o 180° względem osi X_1 , powoduje zmianę jego orientacji w płaszczyźnie rysunku o 20° . Podobnie rzecz ma się w przypadku członu 2. W ten sposób uzyskuje się ciekawy efekt: mianowicie odpowiednio obracając członami 1. i 2. można uzyskać różnorodne konfiguracje kształtu, co może się okazać przydatne na przykład wtedy, gdy zaistnieje potrzeba ominięcia jakiegoś narządu w klatce piersiowej pacjenta.

Jest to nowatorski sposób przekazywania napędu, nie stosowany dotąd w robotach medycznych. Zwiększa dokładność narzędzia oraz jego niezawodność w porównaniu z przekazywaniem napędu za pomocą linek, powszechnie używanych w robotach medycznych. Na korzyść tego rozwiązania konstrukcyjnego przemawia także możliwość użycia projektowanego narzędzia w typowej operacji laparoskopowej. Należy jedynie zaprojektować mechanizm napędzający narzędzie, dostosowany do dłoni człowieka, jak to ma miejsce w typowych narzędziach laparoskopowych. Zespół napędowy narzędzia został umieszczony w specjalnej skrzynce, której głównym elementem nośnym jest konsola. Do konsoli zostały zamocowane wszystkie elementy skrzynki. Przy projektowaniu skrzynki napędowej dążono do uzyskania jak najmniejszej masy, zatem konsola została zaprojektowana jako element ażurowy z duralu PA7.

Ścianki przednia i tylna są zaprojektowane jako elementy z tworzywa sztucznego (poliacetal POM), natomiast pozostałe ścianki jako elementy z blachy PA7 o grubości 0,5 mm. Wszystkie elementy wchodzące w skład skrzynki napędowej przewidziano jako wykonane z PA7. Wyjątek stanowią ścianki przednia i tylna, panewki łożysk oraz koła zębate, wykonane z tworzywa sztucznego. Dzięki takiemu podejściu udało się osiągnąć masę skrzynki ok. 0,6 kg i masę samego narzędzia ok. 0,3 kg, zatem masa całego zespołu narzędzia wynosi 0,9 kg. Obliczenia masy poszczególnych elementów zostały wykonane w systemie UNIGRAPHICS, po wcześniejszym doborze materiałów na poszczególne elementy. Końcówki w typowych narzędziach laparoskopowych zazwyczaj są wyspecjalizowane do określonych czynności manipulacyjnych. Wiąże się to nierozdzielnie z różnorodnością kształtu szczypiec, ich wielkością jak również zasadą działania chwytaka. W projektowanym narzędziu końcówka została wyspecjalizowana do czynności szycia. Zasada działania chwytaka opiera się na typowym mechanizmie nożycowym. Szczypce w zaproponowanym rozwiązaniu są niesymetryczne, co ma ułatwić manipulowanie igłą podczas operacji. Środowisko pracy narzędzia stawia wysokie wymagania odnośnie do materiału, z którego będą wykonane poszczególne elementy narzędzia.

Konieczna zatem staje się analiza tego problemu pod kątem odporności na korozję oraz właściwości mechanicznych materiałów. Narzędzia chirurgiczne są przeważnie wykonywane ze stali nierdzewnych.

Stale nierdzewne (chromowe), charakteryzują się odpornością na działanie wód naturalnych, czynników at-

mosferycznych, pary wodnej, roztworów alkalicznych i rozcieńczonych kwasów organicznych, natomiast nie są odporne na działanie większości kwasów nieorganicznych, stężonych roztworów niższych kwasów organicznych (np. octowego lub mrówkowego) oraz kwaśnych roztworów solnych. Jako minimum zapewniające dostateczną nierdzewność uważa się zawartość 12 % Cr, przy czym nierdzewność rośnie wraz ze wzrostem zawartości chromu, natomiast maleje wraz ze wzrostem zawartości węgla. Szczególnie niekorzystnie oddziałuje węgiel w postaci węglików. Podstawowym warunkiem nierdzewności jest metalicznie czysta, polerowana powierzchnia [5].

Elementy napędowe zespołu narzędzia zostały ułożone w skrzynce napędowej. Skrzynka jest największym podzespołem narzędzia, materiał, z którego będą wykonane poszczególne elementy skrzynki powinien być jak najlżejszy oraz charakteryzować się odpornością na korozję.

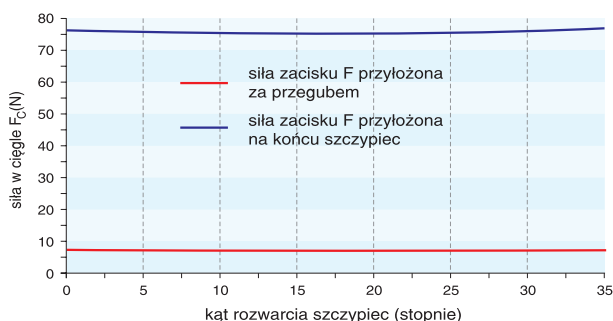
Charakterystyki układów napędowych

Do wyznaczenia obciążeń statycznych i dynamicznych części, podzespołów, zespołów narzędzia i układu napędowego oraz sporządzenia podstawowych charakterystyk dynamicznych wykorzystano program ADAMS.

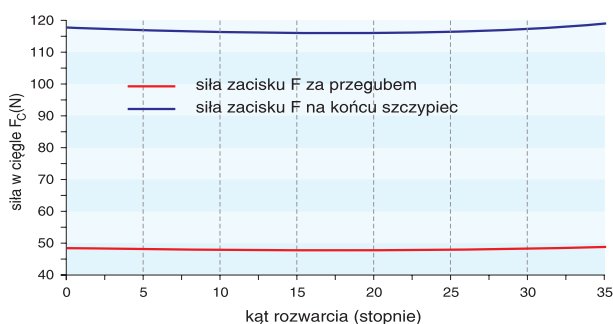
Na przykład, czynność wbijania igły będzie realizowana jedynie przez człon 3., natomiast człony 1. i 2. stanowią ramię podpierające i mają za zadanie umożliwienie przyjęcia właściwego kształtu narzędzia podczas operacji. W celu oszacowania momentów M_1 i M_2 napędzających człony 1. i 2. przyjęto, że one również powinny mieć zdolność wbicia igły. Innym niezbędnym zagadnieniem jest wyznaczenie takiej wartości siły F_c w cięgłe napędzającym mechanizm nożycowy, aby siła zacisku trzymanego przedmiotu wynosiła założone wcześniej 10 N [6]. Zadaniem przekładni zębatach w projektowanym narzędziu jest zwiększenie momentu napędowego w taki sposób, aby za przekładnię moment był większy od obliczonych momentów wbijania igły dla poszczególnych członów o zadaną wartość. Drugim ważnym zadaniem przekładni zębatach jest zmniejszenie prędkości obrotowej za przekładnię do ok. 0,2–0,4 obr/s. Obliczeń dokonano w programie ADAMS. Przykładowe charakterystyki układów napędowych przedstawiono na rys. 4.

Z analizy otrzymanych wykresów widać, że dla zapewnienia odpowiedniego zacisku w niekorzystnych warunkach siła F_c powinna wynosić minimum 118 N. Zatem do dalszych obliczeń przyjęto $F_c = 130$ N. W celu porównania wykonano obliczenia przemieszczenia popychacza. W wyniku symulacji otrzymano charakterystyki przemieszczenia popychacza w zależności od kąta rozwarcia szczypiec, ogólną dla mechanizmu, bez ograniczeń konstrukcyjnych, gdy kąt zmienia się w zakresie od ok. -100° do 180° , oraz szczególną, uwzględniającą ograniczenia konstrukcyjne, gdy kąt zmienia się w zakresie od 35° do 0° . Charakterystyki są pokazane na rys. 5. Warto podkreślić, że charakterystyka w drugim przypadku, jest wycinkiem charakterystyki pierwszej i jest bardzo zbliżona do linii prostej, więc można przyjąć, że jest liniowa.

a)

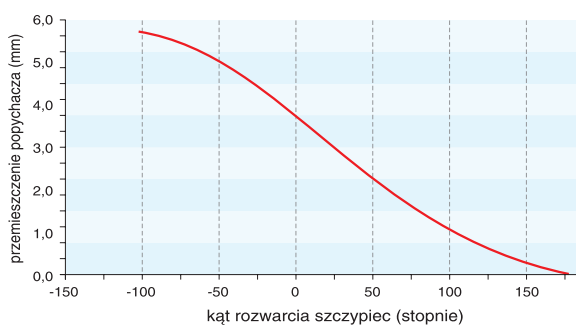


b)

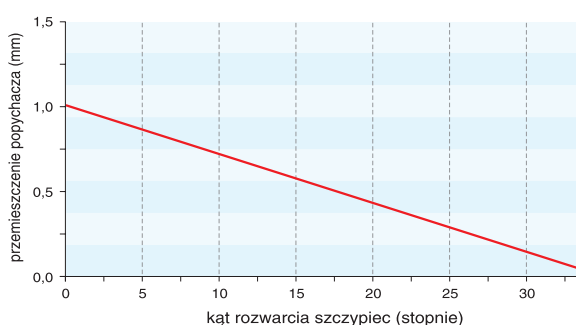


Rys. 4. Charakterystyki układów napędowych: a) zależność siły w cięgłe F_c od kąta rozwarcia szczypiec, b) przy działaniu dodatkowej siły obciążającej P_o .

a)



b)



Rys. 5. Charakterystyka przemieszczenia popychacza: a) bez uwzględnienia ograniczeń konstrukcyjnych, b) z uwzględnieniem ograniczeń konstrukcyjnych

Podsumowanie i wnioski

Projekt narzędzia laparoskopowego przedstawiony w artykule został opracowany w systemie projektowym 3-D UNIGRAPHICS. Jest to rozwiązanie nowe, opracowane według koncepcji niestosowanej dotychczas w konstrukcji takich narzędzi. Dotychczasowe wyniki prac projektowych poparte wynikami analiz wykonanych w systemie ADAMS pokazują, że narzędzie takie zamocowane na ramieniu manipulatora robota kulistego (nieopisanego w artykule), zwanego też stałopunktowym, wraz z ramieniem stanowi nowe rozwiązanie telemanipulatora medycznego o dużej funkcjonalności i nowych właściwościach kinematycznych, korzystnych do prowadzenia operacji kardiochirurgicznych. Narzędzie nadaje się zwłaszcza do preparowania naczyń krwionośnych stosowanych do pomostowania naczyń wieńcowych. Należy podkreślić, że rozwiązanie to pozwala na równoczesne spełnienie wielu wymagań praktycznie nieosiągalnych w dotychczasowych konstrukcjach. Dotyczy to przede wszystkim wysokiej szacowanej dokładności związanej z dobrymi właściwościami kinematycznymi i nieograniczonymi zakresami ruchów w przegubach, co znakomicie upraszcza sterowanie i optymalizację rozwiązywanych zadań manipulacyjnych. Autorzy wniosku, że takie narzędzie może okazać się dobrze akceptowane przez lekarzy-operatorów i przyjmie się w praktyce lekarskiej. Rozwiązanie to nie doczekało się jeszcze preprototypu, ponieważ wymaga zastosowania wysokowytrzymałych materiałów oraz wysokodokładnych technologii, przed decyzją o jego wykonaniu konieczne jest wykonanie modeli podstawowych i przeprowadzenie dodatkowych badań sprawdzających.

Artykuł został opracowany na podstawie pracy dyplomowej mgr inż. Michała Kulawca wykonanej na Wydziale MEiL w Politechnice Warszawskiej na podstawie zbioru tematów sformułowanych w projekcie polskiego robota kardiochirurgicznego wykonywanego w ramach projektu badawczego KBN Nr 8T11E 02815 i 8T11E 001 18 przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii.

Bibliografia

1. Materiały Sympozjum „Roboty Kardiochirurgiczne“, 18 czerwca 2002, FRK, Zabrze.
2. Wernicki P.: Operacja robot, Polityka nr 40/2001.
3. Romanowska D.: Przez dziurkę od klucza, Newsweek nr 4/2002.
4. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii: Robot kardiochirurgiczny – polski projekt. Wstępne założenia projektowe, Zabrze, styczeń 2001.
5. Praca zbiorowa: Mały poradnik mechanika, tom I, WNT, Warszawa 1994.
6. Chodorowski J., Ciszewski A., Radomski T.: Materiałoznawstwo lotnicze, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1996. ■

REKLAMA

Czy masz dobre kontakty?

MURR
ELEKTRONIK

WYŁĄCZNY PRZEDSTAWICIEL

Contrinex

Di-Soric

Duelco

Hiquel

Metrol

Murrelektronik

Pantron

REER Safetytechnic

Roland electronic

SNT Sensortechnik



Przylączy
i przewody
do czujników



Przylączy
i przewody
do zaworów



Gniazda
panelowe

Contec Sp. z o.o. od 1998 roku wspiera polski przemysł oferując wysokiej jakości produkty do automatyzacji i modernizacji procesów przemysłowych. Współpraca z głównymi dostawcami na całym świecie pozwala nam zaoferować kompletne rozwiązania i doradztwo techniczne dla wszystkich sektorów produkcji, a nasza dobrze przygotowana kadra służy Państwu najlepszą pomocą.

CONTEC

CONTEC Sp. z o.o. ul. Lipowa 7, PL 62-052 Komorniki
Tel. +48 (0) 61 810-83-50, fax. +48 (0) 61 810-84-45
e-mail: contec@contec.net.pl, www.contec.net.pl