

Dr inż. Krzysztof Mianowski
Politechnika Warszawska,
Dr Zbigniew Nawrat
Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii,
Mgr inż. Michał Kulawiec
Dyplomant Wydz. MEiL Politechniki Warszawskiej
Obecnie pracownik PIAP

PROJEKT NARZĘDZIA LAPAROSKOPOWEGO DO ROBOTA KARDIOCHIRURGICZNEGO

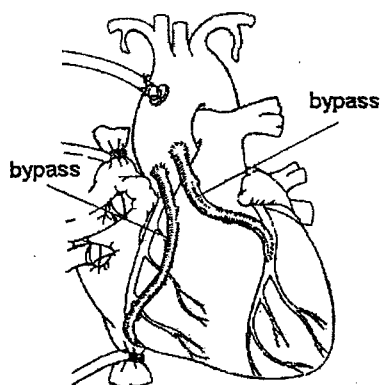
Przedmiotem niniejszego artykułu jest projekt narzędzia laparoskopowego o napędzie elektrycznym dla robota kardiochirurgicznego, które będzie wykorzystywane w leczeniu chirurgicznym choroby niedokrwiennej serca. Przy opracowaniu projektu w pełni korzystano z możliwości technicznych nowoczesnych systemów projektowych i techniki komputerowej. Projekt techniczny został opracowany w postaci modelu trójwymiarowego i skojarzonej z nim dokumentacji technicznej z wykorzystaniem systemu UNIGRAPHICS, natomiast animacje i obliczenia inżynierskie wykonano z wykorzystaniem systemu ADAMS.

MECHANICAL DESIGN OF LAPAROSCOPIC TOOL DESTINED FOR KARDIO-SURGICAL ROBOT

Mechanical design of laparoscopic tool with electric driving system destined for kardio-surgical robot is presented in the paper. All the design i.e. 3-D models and technological part was prepared with using UNIGRAPHICS system, while animations and engineering calculations was made with using ADAMS program.

1. WPROWADZENIE

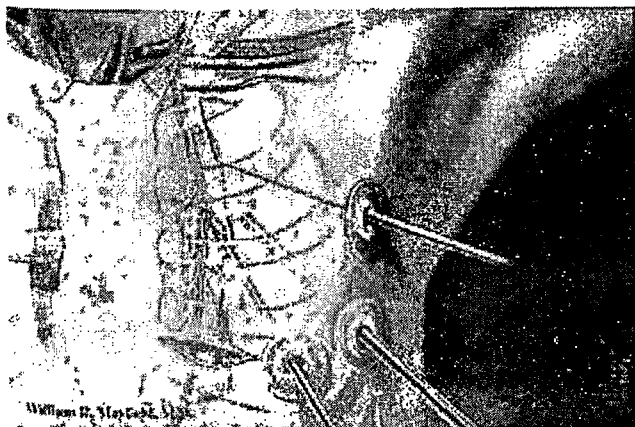
Choroba niedokrwienności serca polega na odkładaniu się w ścianach tętnic wieńcowych złogów lipidowych zwanych kaszakami. Złogi te powodują, że zaatakowane tętnice stają się sztywnymi, mało elastycznymi rurami, a uwypuklające się do światła tętnic kaszaki zmniejszają przekrój naczyń ograniczając ilość przepływającej przez nie krwi i przyczyniają się do powstawania ognisk zapalnych. W miejscach tych osadzają się następnie niektóre składniki krwi (trombocyty, lipidy, sole wapnia i inne) tworząc zakrzepy, które jeszcze bardziej utrudniają przepływ krwi i mogą spowodować nawet całkowite zamknięcie tętnicy. Następstwem tych zmian jest niedotlenienie serca jak również innych narządów i tkanek. Dopóki zmiany te są małe, chory nie odczuwa prawie żadnych dolegliwości. Choroba jednak nadal się rozwija, co powoduje, że zmiany chorobowe stają się coraz większe, a dolegliwości coraz bardziej dokuczliwe. W przypadku niedotlenionego serca może dojść do zawału, i nierzadko zgonu chorego.



Rys.1. Pomosty żyłne tzw. bypassy do gałęzi przedniej zstępującej (międzykomorowej) i prawej tętnicy wieńcowej

Istotą leczenia chirurgicznego tej choroby jest wszczepienie do tętnic wieńcowych, omijających pomostów (tzw. bypassów), doprowadzających do zagrożonych niedokrwieniem obszarów mięśnia sercowego natlenioną krew. W zależności od zastosowanego do pomostowania materiału mogą to być: pomosty żyłne, z wykorzystaniem własnej żyły odpiszczelowej lub pomosty tętnicze z wykorzystaniem tętnic przebiegających w okolicy serca (tętnice piersiowe wewnętrzne, tętnica żołądkowo-sieciowa), lub wypreparowane naczynia z dalszych obszarów, np. tętnica promieniowa, tętnica nadbrzuszną dolną lub tętnica podłopatkowa. Pomosty wykonuje się zazwyczaj do prawej tętnicy wieńcowej, tętnicy międzykomorowej przedniej oraz gałęzi tętnicy okalającej jak pokazano na rys.1. [1]

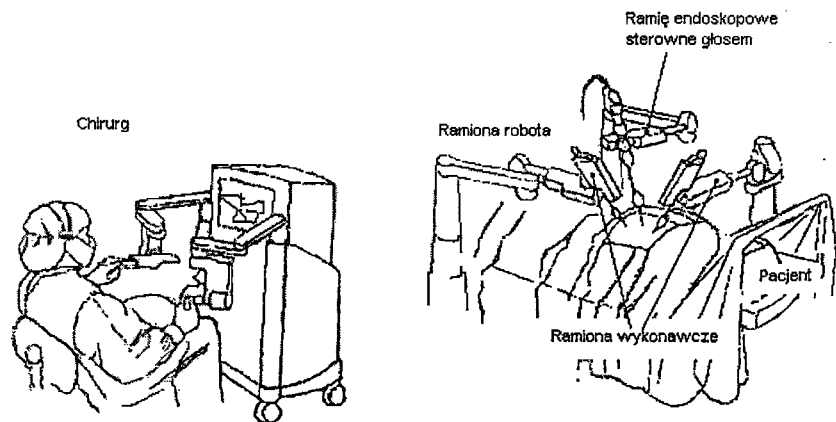
Wytworzenie pomostów nad zwężonymi lub częściowo zamkniętymi tętnicami wieńcowymi wpływa na poprawę ukrwienia mięśnia sercowego, a to z kolei prowadzi do poprawy funkcji skurczowej lewej komory, zmniejszenia niedoboru tlenu i złagodzenia dolegliwości wieńcowych. W typowej operacji dostęp do serca uzyskuje się przez sternotomię, czyli szerokie otwarcie klatki piersiowej z rozcięciem mostka. Taki zabieg wprowadza znaczny uraz tkanek, powoduje zagrożenie infekcją oraz innymi komplikacjami, co jest powodem, dla którego kardiochirurdzy wprowadzają, jeśli to tylko nie ogranicza efektywności i bezpieczeństwa w czasie zabiegu, metody małoinwazyjne, rozwijane do tej pory na użytek innych gałęzi chirurgii [2].



Rys.2 Operacja kardiochirurgiczna przeprowadzana w sposób małoinwazyjny

Operacje małoinwazyjne (ang. 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 (rys.2). W czasie takich zabiegów, chirurg obserwuje na monitorze obraz operowanego narządu uzyskany za pomocą laparoskopu lub kamery i stosuje narzędzia z cienkim wysięgnikiem do wykonania każdej czynności operacji czyli np. specjalne nożyczki, klipsownice, elektrody do koagulacji tkanek, uchwyty do utrzymywania narządów itp. Taki sposób operacji wymaga od chirurga dodatkowych umiejętności, ponieważ zamiast patrzeć bezpośrednio na obszar operacji, widzi je jakby przez „dziurkę od klucza”. Istotną trudnością w operacjach małoinwazyjnych jest ograniczona przestrzeń do operowania narzędziami, w przypadku operacji naczyń wieńcowych, zaledwie 2-3 cm odstęp pomiędzy sercem a ścianą klatki piersiowej. Ale wysiłek chirurga opłaca się. Dzięki temu, że pacjentowi nie rozcina się klatki piersiowej, tylko robi niewielkie nacięcia, pacjent krócej przebywa w szpitalu, traci mniej krwi, mniej też cierpi, ponieważ nie ma dużych szwów, a blizny są niewielkie. [2,3,4]

Nowością w chirurgii małoinwazyjnej jest zastosowanie robotów a właściwie teleoperatorów podczas operacji. Pierwsze roboty medyczne, będące w istocie zmodyfikowanymi robotami przemysłowymi, znalazły zastosowanie 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. Najbardziej znanymi seryjnie wytwarzanymi robotami chirurgicznymi są AESOP, ZEUS i Da VINCI.



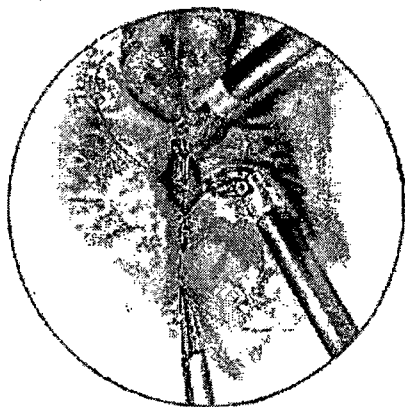
Rys.3 Schemat współczesnego robota kardiochirurgicznego

Stanowisko z robotem chirurgicznym składa się z konsoli z monitorem i elementami kontrolnymi oraz samego robota. Ramiona robota z wymiennymi narzędziami są sterowane za pomocą manetek, zaś kamera przekazująca obraz operowanego miejsca - głosem. Większość operacji wykonuje się metodą endoskopową, czyli przez nacięcia w skórze wprowadza się do ciała pacjenta dwa narzędzia laparoskopowe zamocowane do

ramion robota (po jednym dla każdej z „rąk”) i obrazowód z kamerą oraz źródłem światła. Kierowane manetkami ramiona robota odzwierciedlają ruchy rąk chirurga, ale są o wiele precyzyjniejsze, ponieważ dzięki elektronicznej filtracji, drżenie rąk chirurga nie przenosi się na ramiona robota. Odpowiednio dobrane przełożenie sprawia, że gdy ręka chirurga przemieści się o centymetr - końcówka narzędzia przesunie się o ułamek milimetra. Dlatego bez trudu można wykonywać bardzo precyzyjne czynności, a wprowadzona do wnętrza ciała pacjenta kamera zapewnia widok przestrzeni operacji w dowolnym powiększeniu (rys. 3).

Chirurg wykorzystujący robota do operacji ma lepsze warunki pracy: siedzi wygodnie, zamiast garbić się nad stołem operacyjnym, nie musi zakładać fartucha, maski i rękawiczek. Odległość między operatorem a pacjentem wynosi zwykle kilka metrów, ale przy dobrej łączności może być dużo większa.

Techniki określane przez lekarzy jako małoinwazyjne podsunęły chirurgom myśl o możliwości operowania na odległość, tzw. telechirurgii. Skoro lekarz i tak nie ma bezpośredniego kontaktu z operowanym miejscem, dlaczego nie zwiększyć jeszcze tego dystansu? Wysokiej klasy chirurg może przeprowadzić skomplikowaną operację nie ruszając się ze swojej kliniki. Może więc pomagać chorym, którzy nie mogą być przewożeni. Na początku września 2001 odbyła się operacja, podczas której chirurg oddalony był od swojej pacjentki o 6 tys. kilometrów; siedział w fotelu w jednym z biurwców w Nowym Jorku, a pacjentka leżała na stole operacyjnym w Strasburgu we Francji, przy którym postawiono robota. Manipulując joystickami, które sterowały robotem, prof. Marescaux w 45 minut usunął pacjentce woreczek żółciowy. Operację asekurował zespół chirurgów, gotowych w każdej chwili wkroczyć do akcji zastępczej. Nie było jednak takiej potrzeby, wszystko się udało, a po tygodniu pacjentka wróciła do domu [3,4].



Rys. 4. Obraz pola operacji widziany oczyma chirurga podczas operacji małoinwazyjnej

Wszystko wskazuje na to, że w najbliższej przyszłości prace nad zastosowaniem robotów w chirurgii, skoncentrują się na rozwoju telechirurgii, tak aby możliwa stała się pomoc na odległość, tam gdzie nie ma chirurga czyli np. na Antarktydzie lub w przestrzeni kosmicznej (w tym wypadku pojawia się problem związany z opóźnieniem transmisji sygnału).

3 ZAŁOŻENIA PROJEKTOWE DLA ROBOTA KARDIOCHIRURGICZNEGO

Przedmiotem projektu badawczego prowadzonego przez Fundację Rozwoju Kardiologii w Zabrzu jest wykonanie oryginalnego, wielozadaniowego robota zdalnie sterowanego przez chirurga do wspomaganie oraz wykonywania operacji na sercu lub operacji polegającej na modyfikacji układu sercowo-naczyniowego. Zgodnie z harmonogramem, prace obejmują aspekty medyczne, inżynierskie i naukowe problemu. Dla rozwiązania zagadnienia ogólnego należało podjąć następujące problematyki:

- a) wyszukiwanie najefektywniejszego zakresu stosowania robota i opracowanie strategii jego zastosowania,
- b) symulacja efektów operacji i tworzenie bazy informacyjnej do nawigacji ramion i narzędzi robota, programu ekspertowego,
- c) symulacja fizyczna i komputerowa stosowania robota,
- d) przygotowanie systemu nawigacji, naprowadzania i kontroli trajektorii narzędzi wykonawczych robota,
- e) opracowanie szeregu uniwersalnych i specjalistycznych narzędzi do wykonywania konkretnych czynności w czasie zabiegu,
- f) projekt i wykonanie konsoli sterowniczej,
- g) projekt i wykonanie systemu elektro-mechanicznego,
- h) projekt i wykonanie systemu sterowania przestrzennego elementami wykonawczymi,
- i) przygotowanie i wykonanie eksperymentu na zwierzętach,

Współczesne narzędzia projektowe w postaci pakietów programów do komputerowo wspomaganego projektowania, konstruowania i wytwarzania pozwalają w sposób zintegrowany prowadzić prace projektowe nad zupełnie nowymi rozwiązaniami maszyn i urządzeń z uwzględnieniem bardzo wielu czynników mających wpływ na efekt przyszłej pracy projektowanego urządzenia. Polski robot kardiologiczny ma być konstrukcją oryginalną. Założono więc, że będzie miał strukturę segmentową, umożliwiającą zestawienie sprzętu dla różnych typów operacji.

Aby uwzględnić najistotniejsze geometryczne czynniki wpływowe środowiska, w którym ma pracować projektowany telemanipulator, w ramach innych prac przejściowych i dyplomowych prowadzonych 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 o najskuteczniejszych technikach operacyjnych opracowanych w innych ośrodkach.

4 ZAŁOŻENIA KONSTRUKCYJNE DO CZĘŚCI MECHANICZNEJ ROBOTA

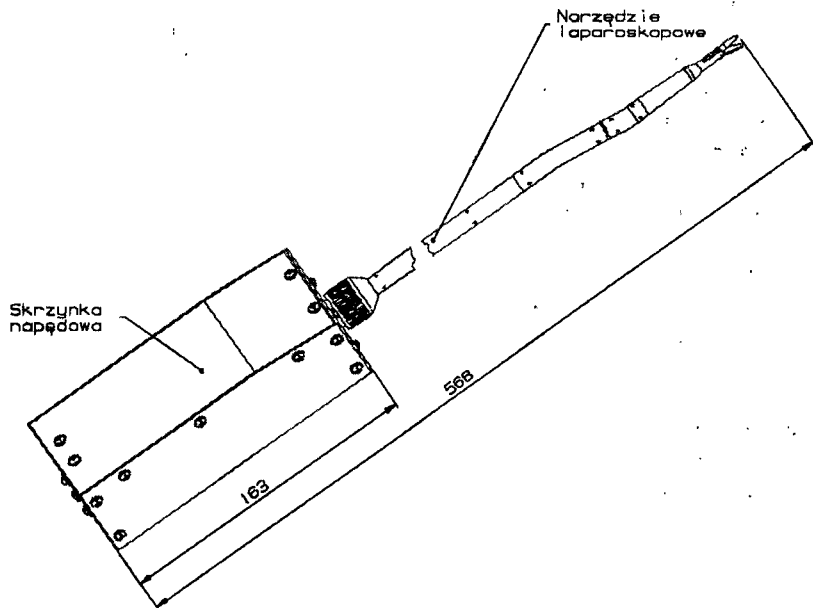
Układ nośny robota winien być stabilny, jezdny i/lub mocowany do łóżka chorego lub też ewentualnie mocowany nad stołem operacyjnym, łatwy w obsłudze ręcznej w trakcie ustawiania przy stole. Powinien posiadać układ niezależnych lub zwartych w bloku uniwersalnych ramion tzn. bez rozróżnienia na ramię lewe lub prawe. Ramiona o 3 stopniach swobody, powinny być łatwo przestawialne, mieć możliwość szybkiego odłączania narzędzi tak, aby w razie zaistnienia takiej konieczności, możliwe stało się wspomaganie różnych faz operacji lub czyszczenie toru wizji. Zgodnie ze współczesnym standardem, dwa ramiona powinny być ramionami manipulacyjnymi, natomiast zadaniem trzeciego ramienia będzie podtrzymywanie i pozycjonowanie kamery. Całość powinna się charakteryzować dobrą dynamiką, a co za tym idzie możliwością sterowania siłą chwytu i prędkością końcówek.

Do sterowania robotem niezbędne będzie zaprojektowanie ergonomicznej konsoli, w której chirurg w komfortowych warunkach będzie miał możliwość oglądać pole operacji na monitorze lub w specjalnym okularze, natomiast ramionami manipulacyjnymi robota będzie mógł sterować za pomocą manetek lub uchwytów zbliżonych kształtem do typowych narzędzi chirurgicznych [6].

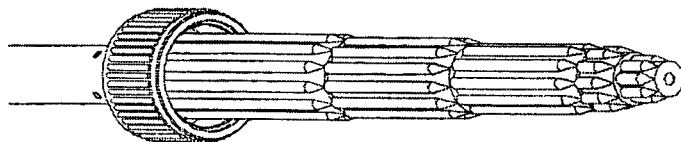
Podstawowym problemem w operacjach małoinwazyjnych jest ograniczona przestrzeń robocza. W przypadku operacji kardiochirurgicznych narzędzia wykonawcze pracują na sercu i naczyniach krwionośnych w przestrzeni uzyskanej po opadnięciu płuca prawego lub lewego w lewej lub prawej opłucnej. Odległość między 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 co za tym idzie 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 umocowane 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 (np. bypass, to zespolenia naczyń o średnicy rzędu 1mm, zaś typowe szwy to 7-0 czyli 0.05 mm). Tak wysokie wymagania co do 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 posiadać odpowiednią funkcjonalność, aby możliwe stało się wykonanie podstawowych procedur manipulacyjnych dla różnych obciążeń i tkanek, czyli uchwyt rozmaitych przedmiotów, przecinanie, szycie, koagulacja, unieruchamianie, przytrzymywanie, itp. [6]

5 OPIS KONSTRUKCJI I ZASADA PRACY NARZĘDZIA

W proponowanym projekcie zespół narzędzia składa się ze skrzynki napędowej oraz dołączanego narzędzia laparoskopowego. Narzędzie i skrzynka napędowa są elementami rozłączanymi. Skrzynka napędowa posiada gniazdo z tulejkami napędowymi, w którym asystent chirurga umieszcza odpowiednie narzędzie do wykonywanej czynności w czasie operacji. W narzędziu, w jego 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. Docieszczenie 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 szybkozłączki.

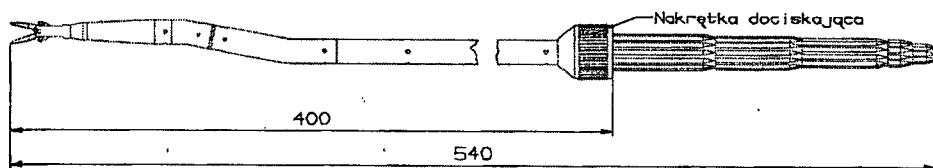


Rys. 5. Zespół narzędzia do robota kardiochirurgicznego - widok ogólny wg. projektu.

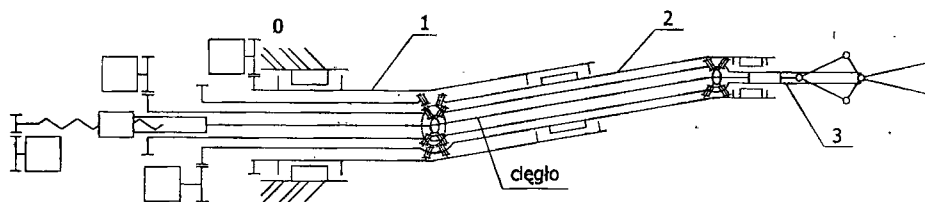


Rys. 6. Wielowypusty w części odbierającej napęd narzędzia.

Średnica narzędzia zmienia się w granicach od 10 do 5mm, przy czym człon 1 ma średnicę $d=10$ mm, natomiast końcówka ma średnicę $d=5$ 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 dla otwartych łańcuchów kinematycznych.



Rys. 7. Narzędzie laparoskopowe – widok ogólny wg. projektu.



Rys. 8. Schemat kinematyczny narzędzia wraz z napędami.

Ruchliwość otwartych łańcuchów kinematycznych określa wzór:

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

gdzie:

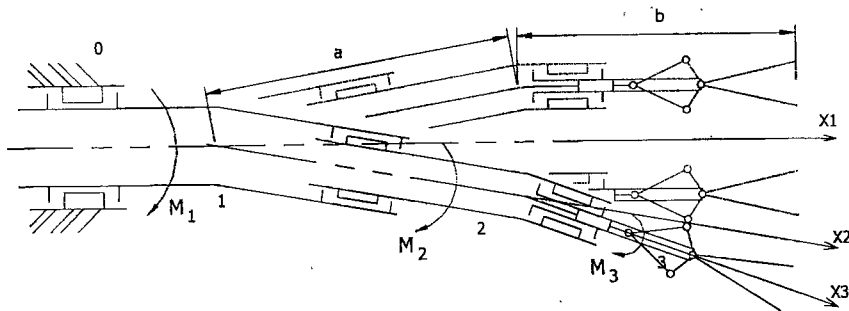
n - liczba ruchomych członów, bez podstawy, $n=3$

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:

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

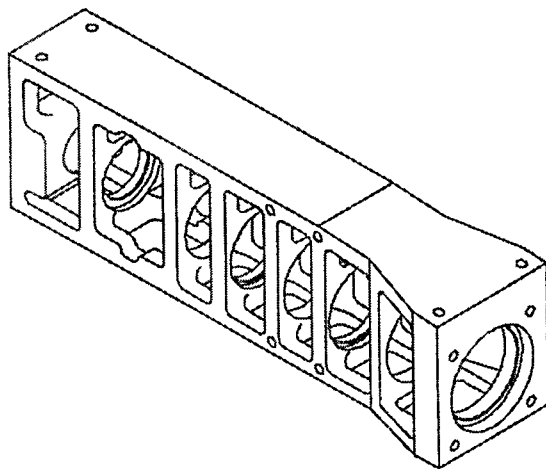
Przekaz napędu do członów 2 i 3 odbywa się za pomocą zespołu wałków kształtowych, połączonych ze sobą przegubami Cardana. Wewnątrz wałków jest umieszczony drut, pełniący rolę cięgła-popychacza napędzającego mechanizm nożycowy końcówki. Człony 1 i 2 są wykonane na kształt wygiętych o 10° rurek. Zasada 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.

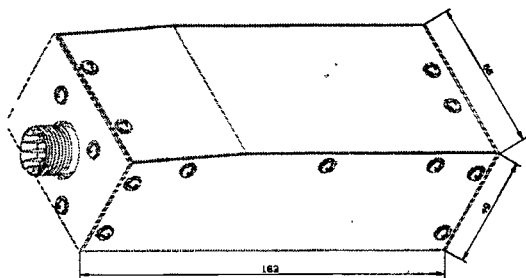


Rys. 9. Zasada działania narzędzia

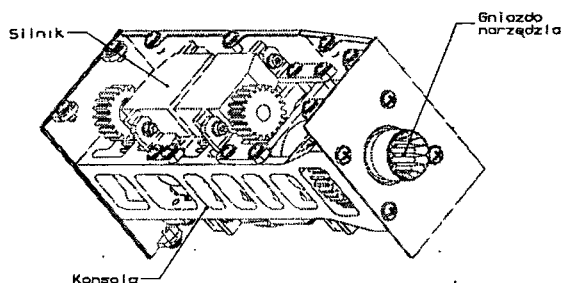
Jest to nowatorski sposób przekazywania napędu, nie stosowany jak dotąd w robotach medycznych. Zwiększa dokładność narzędzia oraz jego niezawodność w porównaniu z przekazywaniem napędu za pomocą linek, powszechnie używanych w robotach medycznych. Na korzyść tego rozwiązania konstrukcyjnego przemawia 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 wykonany z duralu PA7.



Rys. 10. Skrzynka układu napędowego narzędzia

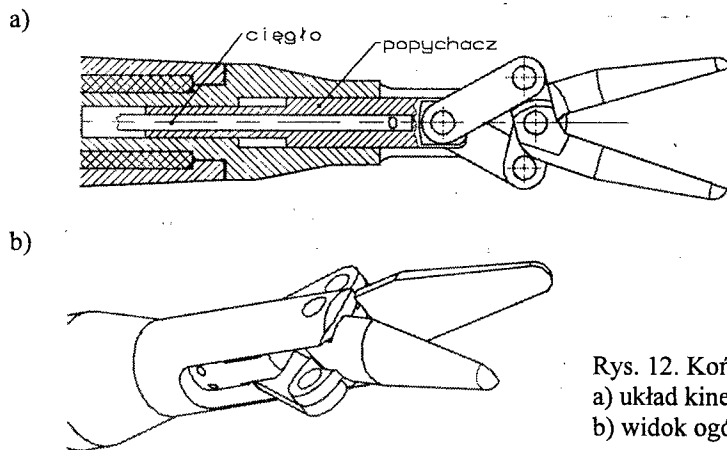


Rys.11. Skrzynka napędowa:
a) widok ogólny,



b) mechanizmy napędowe

Ścianki przednia i tylna są zaprojektowane jako elementy wykonane z tworzywa sztucznego (poliacetal POM), natomiast pozostałe ścianki jako elementy wykonane 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, które są wykonane z tworzywa sztucznego. Dzięki takiemu podejściu udało się osiągnąć masę skrzynki ok. 0.6 kg, natomiast masę samego narzędzia ok. 0.3 kg, co w sumie daje masę 0.9 kg całego zespołu narzędzia. Obliczenia masy poszczególnych elementów zostały wykonane w systemie UNIGRAPHICS, po wcześniejszym przyjęciu materiałów dla poszczególnych elementów. Końcówki w typowych narzędziach laparoskopowych zazwyczaj są wyspecjalizowane do określonych czynności manipulacyjnych. Wiąże się to nierozzerwalnie 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 spowodować lepsze manipulowanie igłą podczas operacji. Środowisko pracy narzędzia stawia wysokie wymagania co do doboru materiału, z którego będą wykonane poszczególne elementy narzędzia. Konieczna zatem staje się analiza tego problemu pod kątem odporności na korozję oraz własności mechanicznych materiałów. Odporność na korozję polega na tworzeniu się na powierzchni stali cieniutkiej warstewki tlenków, chroniącej przed dalszym oddziaływaniem ośrodka, w którym znajduje się przedmiot. Warstewka taka tworzy się na stalach zawierających chrom, krzem i glin (jest to tzw. *zdolność stali do pasywacji*). Zależnie od stopnia i charakteru odporności na działanie korozyjne rozróżnia się stale nierdzewne, kwasoodporne, żarowytrzymałe i żaroodporne. Narzędzia chirurgiczne są przeważnie wykonywane ze stali nierdzewnych, zatem tylko takie stale będą brane pod uwagę w konstruowaniu narzędzia.



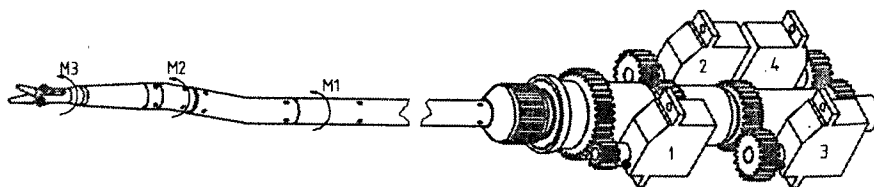
Rys. 12. Końcówka narzędzia:
a) układ kinematyczny,
b) widok ogólny

Stale nierdzewne są zasadniczo stalami chromowymi, charakteryzującymi się odpornością na działanie wód naturalnych, czynników atmosferycznych, 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 [8].

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

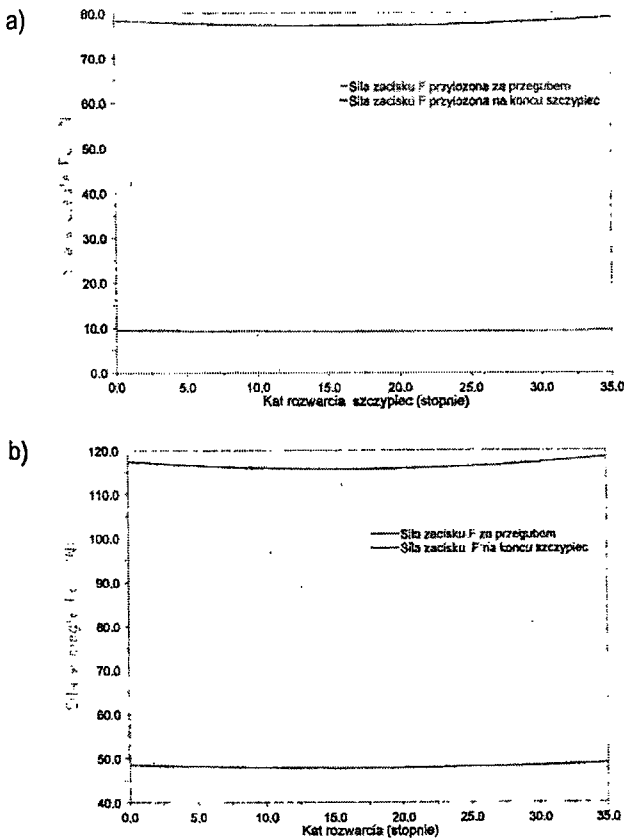
6. CHARAKTERYSTYKI UKŁADÓW NAPĘDOWYCH

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



Rys. 13. Układy napędowe i układ momentów obciążających narzędzie

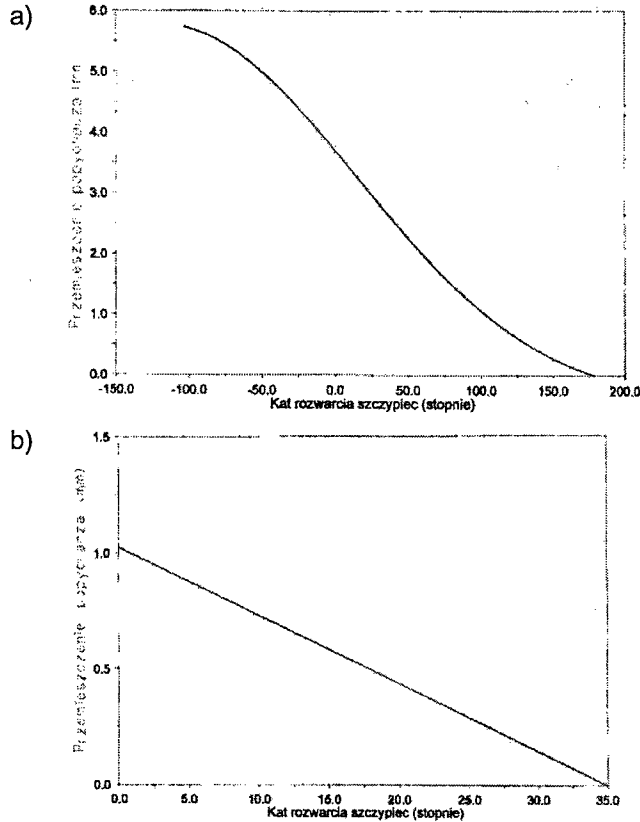
Przykładowa czynność wbijania igły będzie realizowana jedynie przez człon 3, natomiast człony 1 i 2 stanowią ramię podpierające oraz mają za zadanie umożliwienie przyjęcia właściwego kształtu narzędzia podczas operacji. W celu oszacowania momentów M_1 i M_2 napędzających człony 1 i 2 przyjęto, że one również powinny mieć zdolność wbicia igły. Innym niezbędnym zagadnieniem jest wyznaczenie takiej wartości siły F_c w ciągle napędzającym mechanizm nożycowy, aby siła 'zacisku' trzymanego przedmiotu wynosiła założone wcześniej ty budowlane [14]. Zadaniem przekładni zębatach w projektowanym narzędziu jest zwiększenie momentu napędowego w taki sposób, aby za przekładnią moment był wyższy od obliczonych momentów wbijania igły dla poszczególnych członów o zadaną nadwyżkę. Drugim ważnym zadaniem przy dla poszczególnych członów jest obniżenie obrotowej przekładnią do ok. 0,2-04 obr/s. Obliczeń dokonano w programie ADAMS. Przykładowe charakterystyki układów napędowych przedstawiono na rys. 14.



Rys. 14. Charakterystyki układów napędowych:
a) zależność siły w ciągle F_c od kąta rozwarcia szczypiec,
b) przy działaniu dodatkowej siły obciążającej P_o .

Z analizy otrzymanych wykresów widać, że aby stało się możliwe zapewnienie odpowiedniego zacisku w niekorzystnych warunkach, siła F_c powinna wynosić minimum 118 N. Zatem do dalszych obliczeń przyjęto wartość siły $F_c=130N$. W celu porównania wykonano obliczenia przemieszczenia popychacza. W wyniku symulacji otrzymano charakterystyki przemieszczenia popychacza w zależności od kąta rozwarcia szczypiec $X(\alpha)$, ogólną dla mechanizmu, bez ograniczeń konstrukcyjnych, gdy kąt α

zmienia się w zakresie od ok. -100° do 180° , oraz szczególną, uwzględniającą ograniczenia konstrukcyjne, gdy kąt α zmienia się w zakresie od 35° do 0° . Charakterystyki są pokazane odpowiednio na rysunkach 15a oraz 15b. Warto podkreślić, że charakterystyka $X(\alpha)$ w drugim przypadku, jest wycinkiem charakterystyki pierwszej i jest bardzo zbliżona do linii prostej, więc można przyjąć, że jest liniowa.



Rys. 15. Charakterystyka przemieszczenia popychacza:
a) bez uwzględnienia ograniczeń konstrukcyjnych.
b) z uwzględnieniem ograniczeń konstrukcyjnych

7. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Projekt narzędzia laparoskopowego przedstawiony w pracy 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 (nie opisanego w tej pracy), zwanego też stałopunktowym wraz z nim stanowi nowe rozwiązanie telemanipulatora medycznego o wysokiej funkcjonalności i nowych wysokich własnościach kinematycznych, korzystnych dla prowadzenia operacji kardiochirurgicznych. Narzędzie nadaje się w szczególności do preparowania naczyń krwionośnych stosowanych do pomostowania naczyń wieńcowych. Należy podkreślić,

ze rozwiązanie to pozwala na równoczesne zapewnienie wielu wymagań praktycznie nieosiągalnych w dotychczasowych konstrukcjach. Dotyczy to przede wszystkim wysokiej szacowanej dokładności związanej z wysokimi własnościami kinematycznymi i nieograniczonych zakresów ruchów w przegubach, co znakomicie upraszcza sterowanie i optymalizację rozwiązywanych zadań manipulacyjnych. Autorzy wnioskują, że takie narzędzie może okazać się dobrze akceptowane przez lekarzy-operatorów i przyjmie się w praktyce lekarskiej. Natomiast rozwiązanie to nie doczekało się jeszcze preprototypu a ponieważ wymaga zastosowania wysokowytrzymałych materiałów oraz wysokodokładnych technologii, więc przed decyzją o jego wykonaniu wymaga wykonania modeli podstawowych i przeprowadzenia dodatkowych badań sprawdzających.

Praca została opracowana 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.

LITERATURA:

1. Praca zbiorowa pod redakcją prof. dra hab. med. Tadeusza Mandeckiego.: *Kardiologia*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2000,
2. Materiały konferencji kardiologicznej,
3. Paweł Wernicki *Operacja robot*, Polityka, nr 40/2001,
4. Dorota Romanowska *Przez dziurkę od klucza*, Newsweek nr 4/2002,
5. Alan G. Gordon, Patrick J. Taylor.: *Laparoskopia praktyczna*. Medycyna Agencja Wydawniczo Informacyjna, Warszawa 1994,
6. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii.: *Robot kardiochirurgiczny – polski projekt. Wstępne założenia projektowe*, Zabrze styczeń 2001,
7. Praca zbiorowa.: *Konstrukcja przyrządów i urządzeń precyzyjnych*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1996,
8. Praca zbiorowa.: *Mały poradnik mechanika*, tom I, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1994,
9. Ciszewski, T. Radomski, A. Szummer.: *Materiałoznawstwo*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1996,
10. Z. Rymuza.: *Trybologia polimerów ślizgowych*
11. Katalog HPC, 2001, tom 2,
12. Kazimierz Ochęduszek.: *Koła zębate. Konstrukcja*, WNT, Warszawa 1969, wydanie 5,
13. W. Tryliński.: *Drobne mechanizmy i przyrządy precyzyjne*, WNT, Warszawa 1978,
14. J. Chodorowski, A. Ciszewski, T. Radomski.: *Materiałoznawstwo lotnicze*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1996,
15. M. E. Niezgodziński, T. Niezgodziński.: *Wzory wykresy i tablice wytrzymałościowe*, WNT, Warszawa 1996.