

*Daniel Zarzycki<sup>1</sup>, Lechosław F. Ciupik<sup>2</sup>*

## **Technika instrumentowania i procedura operacyjna, a powikłania przy stosowaniu instrumentarium kręgosłupowego.**

***Streszczenie.** Leczenie operacyjne kręgosłupa to często jego korekcja i stabilizacja wspomagana instrumentarium kręgosłupowym. Skuteczność leczenia zależy od czynników leżących w sferze : 1- medycznej: schorzenie, anatomia, fizjologia, procedura operacyjna, 2-technicznej: instrumentarium, biotechnika, technika instrumentowania, itd., 3 -ludzkiej: podatność operacyjna pacjenta z uwzględnieniem schorzenia, doświadczenie chirurga, itd. Implant stanowi ciało obce i wymaga szczególnych własności jak biotolerancja, spełnianie przypisanych funkcji oraz znajomości techniki jego wszczepiania. Niewłaściwa technika jego wszczepiania lub niezajomość biomechaniki mogą stanowić przyczynę komplikacji i powikłań pooperacyjnych. Wskazano na przyczyny powikłań zależnych od implantów i ich zestawienia - mocowania, od narzędzi i ich użytkowania i od doświadczenia chirurga. Porównano wyniki leczenia kręgosłupa z instrumentowaniem w ośrodkach krajowych i zagranicznych.*

### **1. Wprowadzenie**

Leczenie operacyjne dysfunkcji kręgosłupa ze wspomaganie implantami wymaga zastosowania określonych procedur, które stanowią uporządkowany zasób wiedzy i umiejętności manualnych z zakresu medycyny i techniki.

Zadaniem wszczepionych implantów jest przejęcie na pewien okres czasu lub na cały okres życia pacjenta bardzo skomplikowanych funkcji kręgosłupa i spełnianie ich w uproszczony, daleki od naturalnego, sposób.

W leczeniu dysfunkcji kręgosłupa zadaniem implantów, oprócz podstawowej funkcji stabilizacyjnej, polegającej głównie na przenoszeniu obciążenia jest spełnianie różnorodnych funkcji korekcyjnych śródoperacyjnie lub krokowo w zabiegach pooperacyjnych.

Podstawowe funkcje korekcyjne to rozciąganie (dystrakcja), ściskanie (kompresja), skręcanie (rotacja), odkręcanie (derotacja), przesunięcie poprzeczne trakcja poprzeczna), które śródoperacyjnie dają możliwości liniowej (1D), dwupłaszczyznowej (2D), trójpłaszczyznowej (3D) korekcji kręgosłupa.

Potrzeba wypełnienia tych funkcji korekcyjnych, często przeplatana stabilizacją śródkorekcyjną podczas operacji i stabilizacją końcową, przy bardzo złożonej budowie kręgosłupa sprawiły, że stabilizator kręgosłupowy stanowi złożony zestaw pojedynczych implantów o różnej budowie i przeznaczeniu, ale jednocześnie posiadających w swej budowie wspólne elementy dające możliwości wzajemnego ich elastycznego zestawienia w układ korekcyjno - stabilizacyjny, co w przypadku DERO sprawiło, że przyłgnęło do niego określenie „kręgosłupowe Lego”.

---

<sup>1</sup> Daniel Zarzycki, Specjalistyczny Zespół Rehabilitacyjno-Ortopedyczny dla Dzieci i Młodzieży w Zakopanem. Dyrektor Zespołu - prof. dr hab. med. Daniel Zarzycki

<sup>2</sup> Lechosław F. Ciupik, LfC Sp. z o.o. Zielona Góra. Prezes: dr inż. L. Ciupik.

Skuteczność leczenia operacyjnego kręgosłupa to właściwa korekcja i stabilizacja operacyjna kręgosłupa wspomagana układem implantów oraz prawidłowy proces prowadzenia pooperacyjnego zależą od czynników leżących w sferze:

- 1<sup>0</sup> - medycznej: schorzenia, anatomia i fizjologia, dostęp operacyjny, biomechanika kręgosłupa, procedura operacyjna, procedura pooperacyjna, itd.,
- 2<sup>0</sup> - technicznej: instrumentarium tj. implanty + narzędzia chirurgiczne, biotechnika i technika instrumentowania, biotolerancja implantów, zasady użytkowania i trwałość instrumentarium, itp.,

- 3<sup>0</sup> - ludzkiej: podatność operacyjna pacjenta z uwzględnieniem schorzenia, predyspozycja pacjenta do realizacji procesu pooperacyjnego, przygotowanie i doświadczenie chirurga do realizacji procedur operacyjnych z uwzględnieniem biotechniki i biomechaniki, itp.

Dopiero znajomość wszystkich czynników i wypełnienia zaleceń z nich wynikających w decydującym stopniu minimalizują ryzyko niepowodzenia operacyjnego leczenia kręgosłupa. Pomijając sferę medyczno-ludzką, poważny problem stanowi instrumentarium i technika instrumentowania, tym bardziej, że:

*„implant jest ciałem obcym dla organizmu żywego i naturalną reakcją organizmu jest jego odrzucanie”.*

Obecny poziom techniki pozwala na wykonanie implantów metalowych z materiałów o wysokiej biotolerancji, które ogólnie biorąc po odpowiednim przygotowaniu nie podlegają korozji w agresywnym środowisku organizmu ludzkiego [3]. Oczywiście są lepsze i gorsze wśród tych materiałów, a ich ocena nie tylko zależy

od ich natury (składu chemicznego, stanu termodynamicznego, technologii wykonania i wykończenia powierzchni), ale również od techniki instrumentowania, a więc sposobu obchodzenia się z implantem podczas zabiegu operacyjnego i warunków eksploatacyjnych w bliższym i dalszym okresie pooperacyjnym.

*„współcześnie, jednoczęściowy implant metalowy ma wystarczającą biotolerancję do wieloletniego przebywania w organizmie żywym”.*

Ogólnie wiadomo, że warunki użytkowania implantu w organizmie żywym człowieka się pogarszają, gdy następuje oddziaływanie mechaniczne implantu na implant. Następuje wtedy naturalny proces zużywania się współpracujących elementów metalowych, przy czym zużywanie to w przypadku implantów jest zauważalne po uszkodzeniu pasywnej - neutral-

nej biologicznie warstwy powierzchniowej. Uszkodzenie to może wystąpić podczas instrumentowania lub w okresie pooperacyjnym podczas ruchów/mikroruchów dwóch stykających się ze sobą powierzchni podlegających zmiennym, dużym obciążeniom, które w kręgosłupie lędźwiowym szacuje się, na około 600-800 kg).

*„w trakcie używania stabilizatora w obciążonym mechanicznie węźle implant - implant następuje proces naturalnego zużycia kontaktowego”*

Niestabilność instrumentarium kręgosłupowego w pierwszej fazie objawia się mikroruchami w węzłach oddziaływania mechanicznego między implantami. Oddziaływanie mechaniczne powoduje wzrost energii przypowierzchniowej strefy

kontaktu i uruchamia złożone zjawiska fizyko-chemiczne efektem których jest niszczenie strefy kontaktu manifestujące w późniejszym okresie stanami zapalnymi w okolicy ruchliwego węzła.

*„duża liczba tzw. wtórnych infekcji jest indukowana przez mikroruchy instrumentarium z wtórnym wytworzeniem się odczynowej tkanki ziarninowej”; wg I Dubousset i in. [16]*

Mikroruchów w układzie stabilizacyjnym kręgosłupa można w poważnym stopniu uniknąć stosując się do ogólnych zasad biomechaniki kręgosłupa i stosując odpowiednie dla instrumentarium techniki instalowania i mocowania. Wynika stąd, że chirurg oprócz wiedzy medycznej musi znać biomechanikę i techniki związane z budowaniem układów stabilizacyjnych i z użytkowaniem instrumentów.

Skuteczne leczenie to proces „postępowy” prowadzący w miarę upływu czasu do poprawy stanu zdrowia pacjenta, natomiast eksploatacja stabilizatora to proces „degradacyjny” sukcesywnego zużywania jego elementów. Biorąc pod uwagę, że w większości przypadków stabilizacja kręgosłupa ma doprowadzić do spondylodezy to można proces leczenia i eksploatacji instrumentarium sparafrazować:

*„po operacji ze stabilizacją kręgosłupa implantami następuje swoisty wyścig między postępującym wzrostem kostnym stabilizowanego odcinka kręgosłupa, a zużywaniem się układu stabilizującego.”*

## 2. Podstawowe, procedury operacyjne

Leczenie dysfunkcji kręgosłupa wymaga zastosowania odpowiedniej procedury uwzględniającej między innymi schorzenie, jego rozległość, odcinek kręgosłupa, dostęp operacyjny, przewidywaną korekcję i stabilizację związaną z zastosowanym zestawem implantów przejmujących funkcje kręgosłupa.

W procedurze operacyjnej wspomagania implantami leczenia kręgosłupa można wyodrębnić tzw *podstawowe procedury*

związane z rodzajem zastosowanych implantów tworzących układ korekcyjno-stabilizacyjny wraz z dostępem operacyjnym.

## 3. Dostęp operacyjny tylny

**Haki:** Najpowszechniej, bo od czasu Harringtona stosowane są haki. Dają one możliwość korekcji w zakresie rozciągania, ściskania i skręcania oraz stabilizację kręgosłupa. Są elementami stosowanymi na całej długości kręgosłupa, a zwłaszcza są niezastąpione w górnej części odcinka

piersiowego, powyżej Th<sub>4-5</sub>. Można obecnie przyjąć, że zasady wyboru typu haka i miejsca jego osadzenia są ogólnie znane. Jednak brak znajomości zasad „dobrego” osadzania-zaczepiania i doświadczenie w tym względzie nierzadko prowadzi do wyrwania lub obluźnienia haka. Konsekwencją złego osadzenia haka jest niemożność prawidłowego przeprowadzenia czynności korekcyjnych, np. derotacji kręgosłupa. Ponadto niewłaściwe osadzenie haków i brak doświadczenia w ocenie, np. stanu kości, „sztywności skoliozy” prowadzić może śródoperacyjnie do wyrwania haka łącznie z wyłamaniem miejsc zaczepienia rozerwanie łuku, złamanie wyrostka, itp.). Zbyt luźne pozostawienie haków po dystrykcji lub kompresji prowadzi do wzmożonej osteolizy, podrażnienia tkanki okołokostnej, ułatwia „rozchybotanie” i obluźnianie układu stabilizującego, a w konsekwencji nawet do groźnego niszczenia w obszarze mocowania strefy kontaktu haka z prętem i utrudnienia w formowaniu się jednolitego bloku kostnego (spondylodezy).

**Śruby transpedikularne:** Drugim ważnym elementem mocującym kość do układu korekcyjno-stabilizującego kręgosłupa są śruby transpedikularne (przeznasadowe). Śruba transpedikularna jest elementem relatywnie nowym, szerzej stosowanym w Polsce od blisko 3 lat. Śruby są stosowane w dolnej części kręgosłupa począwszy od kości krzyżowej poprzez kręgi odcinka lędźwiowego oraz dolne piersiowego do Th<sub>6-5</sub>. Mają one tę zaletę, że dają pewniejszą stabilizację i ze względu na większą pewność osadzenia w kręgu w stosunku do haków dają możliwość lepszej - bezpieczniejszej korekcji a ponadto rozszerzają o dodatkową korekcję kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej dając możliwość poprawy krzywizn anatomicz-

nych, a nawet prowadzenie częściowej repozycji sąsiadujących ze sobą segmentów [11].

Pomimo udowodnionych zalet stosowania śrub transpedikularnych ich użytkowanie wymaga specjalnej wiedzy, sporego doświadczenia chirurgicznego, odpowiedniego sprzętu do diagnozowania poprawności osadzenia śruby, zasad doboru śruby do poziomu kręgosłupa, anatomii kręgu i jakości tkanki kostnej, itd. jak to szerzej omówiono w [6].

Niewłaściwe dobranie śruby, nieprzestrzeganie zasad osadzania: *odpowiedni dobór średnicy i długości śruby, otwór wstępny pod śrubę nieznacznie mniejszy lub co najwyżej równy średnicy rdzenia śruby najlepiej wstępnie nagwintowany przynajmniej na głębokość 3-5 zwojów gwintu, śruba wkręcona, a nie wbijana, długość śruby tak dobrana by po osadzeniu sięgała końcem do korówki trzonu, prowadzona przez środek pedikulum z uwzględnieniem geometrii, wkręcona aż do walcowej części przy łbie śruby, itp* prowadzi do powikłań, które manifestują się następująco:

- \* gięcie lub pęknięcie śruby: *źle dobrane średnice, zbyt płytkie osadzenie w stosunku do łaba śruby lub zbyt duża masa i ruchliwość pacjenta przekraczająca wytrzymałość zmęczeniową śruby,*
- \* wyjście śruby poza obrys kręgu zwykle w przestrzeń międzykręgową: *źle dobrane kierunki osadzenia,*
- \* złamanie pedikulum: *źle dobrana średnica w stosunku do przekroju nasady łuku jest niewłaściwe „odśrodkowe” napięcie na śrubę rozciągające kręgi w układzie stabilizującym,*
- \* ścięcie nasady łuku: *zbyt duża średnica gwintu śruby w stosunku do wymiaru określającego najmniejszy przekrój pedikulum,*

- \* obluźnianie śruby w nasadzie łuku;  
*zbyt duży otwór wstępny pod śrubę,*
- \* „płuźnienie” końca śruby w trzonie często połączone z obluźnianiem osadzenia w nasadzie łuku: *zbyt krótka śruba poddana napięciu rozciągającemu kręgu, np. przy oddalaniu prętów (belek nośnych) kręgosłupa.*

Innym powikłaniem, które w dużym stopniu może wynikać ze złego doboru lub złego osadzenia śruby w układzie stabilizującym jest niewystarczająco pewne zamocowanie śruby do pręta kręgosłupowego. Przypadek ten jest szczególnie groźny w stabilizacji krótkoodcinkowej, w której każdy z węzłów mocowania ma duże znaczenie dla stabilności całego układu.

*„im mniejsza liczba elementów układu stabilizującego kręgosłupa tym pewniejsze winno być wzajemne zamocowanie tych elementów”*

Często obluźnianie mocowania śruby na przecie wynika z jej luźnego osadzenia w kręgu. Może także być konsekwencją dodatkowej korekcji „in situ” polegającej na gięciu/ prostowaniu pręta z zamocowanymi śrubami/hakami. Mikrodeformacje pręta w obszarze zamocowania śruby/haka mogą w dalszej eksploatacji być przyczyną obluźniania w obszarze węzła mocującego i powstania mikroruchów,

które wywołane ruchami pacjenta przenoszą zmienne obciążenia dynamiczne w strefie kontaktu implantów i prowadzą do wywołania zjawisk fizykochemicznych powodujących niszczenie zmęczeniowe warstwy powierzchni owej strefy i w konsekwencji w późniejszym okresie np. kilku do kilkunastu miesiącach pojawieniem stanów zapalnych u pacjenta.

*„złe zamocowanie haka/śruby na przecie, mikroruchy w obszarze mocowania wynikające z ruchów pacjenta połączona ze zmiennym obciążeniem mogą doprowadzić w ciągu kilkunastu miesięcy do niszczenia strefy kontaktu implant-implant, zużycie powierzchniowego i w konsekwencji stanów zapalnych”.*

### **Belka nośna - pręt kręgosłupowy.**

Pręt stanowi podstawowy element nośny układu stabilizacyjnego usytuowany po jednej lub jednocześnie po obu stronach kręgosłupa w przestrzeni między wyrostkami kolczastymi i poprzecznymi. Do pręta mocowane są haki, śruby, łączniki spinające pręty i inne elementy układu. Pręt musi posiadać możliwości doprofilowania go do krzywizn kręgosłupa i dawać możliwość prowadzenia korekcji przez rozciąganie, ściskanie - a co najważniejsze poprzez skręcanie - odrotowanie skrzy-

wionego kręgosłupa wykorzystując znany mechanizm działania „korby”. Te wielorakie funkcje przypisane prętowi z nakładającą się na nie biotolerancją sprawiają, że pręt jest elementem bardzo ważnym, skupiającym w sobie wiele przeciwstawnych cech np. wysoka wytrzymałość i możliwość doginania do krzywizn anatomicznych w tym doginania „in situ”.

Pręt stosowany jest jednocześnie do stabilizacji krótko- jak i długoodcinkowych, dla pacjentów o różnej masie, do schorzeń (np. skolioz o różnej „szty-

wności”), do współpracy z dwoma lub więcej elementami zaczepowymi np. 2 haki lub 2 śruby w stabilizacjach krótkich do 7-8 i więcej w stabilizacjach długich sprawia, że musi on spełniać szczególne wymagania wytrzymałościowe. Najtrudniejsze do spełnienia było dostosowanie wytrzymałości pręta do korekcji i stabilizacji skolioz, gdzie należało pogodzić:

- 1 - plastyczność „anatomiczną”,
- 2 - sztywność przy derotacji,
- 3 - sztywność pooperacyjną,
- 4 - sztywność dostosowaną do wytrzymałości kości przy czynnościach korekcyjnych.

Zbyt sztywny pręt np. przy derotacji powodował poprzez haki przerwanie łuków, złamanie wyrostka, ścięcie nasady łuku, itp., zbyt miękki prostował - odginał się podczas czynności korekcyjnych. Długo trwały dyskusje na temat sztywności pręta kręgosłupowego, które w wyniku długotrwałych obserwacji i doświadczeń chirurgów doprowadziły do decyzji, że producent będzie dostarczał pręty o dwóch sztywnościach, przy czym twardsze stosowane będą do stabilizacji dłuższych powyżej 30 cm, natomiast miękkie do stabilizacji krótkich. Założenia te jednak zmieniono w dość krótkim czasie. Okazało się, że nabyte doświadczenia po wykonaniu kilkuset operacji oraz stosowanie usprawnionych procedur operacyjnych spowodowały, że zaczęto stosować w pełnym zakresie pręty sztywniejsze przy malejącej liczbie powikłań śródoperacyjnych i rosnącej jakości korekcji [23]. Niemniej doświadczenia własne operatorów stosujących implanty nie są w kraju równe i niektórzy z nich nadal stosują pręty bardziej miękkie przy minimalnej licz-

bie powikłań śródoperacyjnych, tłumacząc je niedoskonałością instrumentarium.

Większość funkcji korekcyjnych związana jest z prętem. Korekcję wykonuje się specjalnymi narzędziami chirurgicznymi. Niektóre z nich są trudne w realizacji i wymagają szczególnego postępowania. Jedną z najtrudniejszych jest derotacja. W systemie DERO od ponad 2 lat końce prętów są sześciokątne, a przygotowane do derotacji klucze dwunastokątne dają możliwość łatwej derotacji, która w skrajnych przypadkach może być wspomagana kleszczami zaciskowymi-„amerykańcem” jedynie w przypadku sztywnych skolioz i długich instrumentacji. Niemniej zdarzają się przypadki, które bądź to ze złego przygotowania pola operacyjnego, bądź też z powodu bezkrytycznego przejęcia postępowania z użytkowania innych instrumentariumów kręgosłupowych derotowania głównie przy pomocy mocno zaciśniętych kleszczy w części środkowej pręta. Przy „twardej” skoliozie i niedostatecznie poluznionych zamkach haków i śrub na całej długości pręta, przy próbie derotacji „amerykańcem” następuje przez zęby jego szczęk zaciskających zdzieranie wytworzonej w procesie produkcyjnym powierzchniowej warstwy pasywnej. Repasywacja w środowisku człowieka tej dziewiczej powierzchni jest możliwa. Niemniej zdarzenie to jest groźne i może być początkiem niekorzystnych zjawisk kontaktowych szczególnie, gdy na zdartej narzędziem warstwie zamocowany zostanie inny implant,

*„powierzchnia implantu jest specjalnie przygotowana pod względem bioodporności; uszkodzenie mechaniczne warstwy wierzchniej obniża jej odporność i staje się zaczątkiem niekorzystnych zjawisk kontaktowych szczególnie w przypadku styku z powierzchnią innego implantu”.*

Derotacja kręgosłupa prętem z wykorzystaniem zasady „korby”, może być przeprowadzona poprawnie jedynie wtedy, gdy obrót pręta nie jest blokowany w miejscach mocowania z hakiem (śrubą)

w przeciwnym razie grozi to wyrwaniem haka, zniszczeniem kości w miejscu zaczepienia, a także poosiowym skręceniem lub prostowaniem pręta i w konsekwencji utratą korekcji.

*„derotacja kręgosłupa poprzez wprofilowany pręt umożliwia jedynie, gdy pręt może swobodnie obracać się w zamku haka / haków lub śruby / śrub”.*

**Łącznik poprzeczny.** Zadaniem łącznika poprzecznego jest sztywne połączenie mechaniczne lewej i prawej strony układu stabilizującego celem utworzenia sztywnej ramy unieruchamiającej kręgosłup. Ponadto łącznik poprzeczny służy do regulacji wzajemnej odległości prętów kręgosłupowych. W układzie „wyjściowym” położenie prętów względem osi kręgosłupowych wynika z położenia linii gniazd mocujących haków i śrub. Przyjmując ogólną zasadę z mechaniki, że sztywność układu ramowego jest tym większa im mniejsza smukłość układu, należało by zalecać budowanie stabilizatora z prętami jak najdalej odsuniętymi od siebie.

W praktyce stabilizacji kręgosłupa zasady tej nie można stosować z następujących względów:

1. położenie pręta wyznaczają położenia haków i śrub,
2. o sztywności stabilizowanego odcinka kręgosłupa oprócz implantów decyduje również układ kostno-mięśniowy kręgosłupa,

3. właściwe wykorzystanie śrub transpedikularnych wymaga wywołania „napięcia ściskającego” na kręgu, co osiąga się poprzez przybliżanie prętów ku sobie,
4. stabilizacja „wąska” jest uwarunkowana anatomicznie i oczekiwana ze względów estetycznych.

Ogólnie łączniki poprzeczne można podzielić na śrubowe np. tzw. DDT w instrumentarium CD, łącznik śrubowo-kabłąkowy w DERO-1- szybko wycofany oraz prętowo-płytkowe np. w instrumentariach TRSH, Horizon, DERO. Łącznik śrubowy DDT-CD jest raczej regulatorem odległości między prętami, gdyż jego konstrukcja ma nieznaczący wpływ na sztywność poprzeczną układu stabilizującego i utrzymanie stanu „zderotowanego”; dlatego bardziej pasuje do niego nazwa „ściągacz poprzeczny”. Stąd w układach z DDT-CD zaobserwowano większą ruchliwość układu jednego pręta względem drugiego i znacznie spowolniony przebieg spondylodezy. Łącznik DDT-CD jest nieprzydatny do stabilizacji zwłaszcza krót-

koodcinkowych, szczególnie ruchliwego odcinka lędźwiowego kręgosłupa, gdzie rola sztywnej ramy jest niezwykle ważna np. w destabilizacjach kolumny przedniej kręgosłupa. Wbrew niektórym krajowym opiniom można zauważyć chociażby obserwując rozwój konstrukcji instrumentariów, że czas małowieloletnich łączników typu DDT przeminął nawet w opinii konserwatywnych producentów.

Znacznie większą sztywność ramy dają łączniki płytkowe, jak np. łącznik poprzeczny DERO typu „H” lub jego odmiany typu „sH” lub „ssH”, które przy właściwym usadowieniu pręta kręgosłupowego w odpowiednim łożu płytki może przenosić znaczne obciążenia. Słabością łączników typu „H” jest ich zbyt „duża wysokość”, co w przypadku szczupłych pacjentów można łatwo rozpoznać pod skórą. W takich przypadkach przy wyborze miejsca na łącznik należy wybrać miejsce „najniżej” położone.

Znacznie większa sztywność ramy z łącznikiem płytkowym np. typu „H” sprawia, że zwiększa się odpowiedzialność za dobre zamocowanie łącznika. Ruchowość pacjenta zwłaszcza na boki,

wynikająca chociażby z chodzenia powoduje, że miejsce połączenia pręt-łącznik poprzeczny jest systematycznie obciążane przemiennym naciskiem. Przy niewłaściwej geometrii ułożenia pręt-łącznik, słabym zamocowaniu i zbyt małej liczbie łączników poprzecznych w układzie stabilizującym strefa kontaktu może ulec „mechanicznemu zmęczeniu”, pojawiają się mikroruchy w złączu pręt-płytki, a wtedy łatwa droga do wystąpienia zjawisk fizyko-chemicznych prowadzących do stanów zapalnych. Powyższe potwierdzają przeprowadzone obserwacje; z których wynika, że powikłania ze stanami zapalnymi w przeważającej liczbie przypadków rozpoczynają się w miejscu połączenia pręt-płytki i są pierwszym krokiem w rozchybotaniu układu stabilizującego.

W praktyce chirurgicznej przyjęto, że do stabilizacji skoliozy piersiowej należy stosować co najmniej 2 łączniki usytuowane każdy w odległości 1/4 długości od końca pręta, natomiast w skoliozie piersiowo-lędźwiowej powinno się stosować 3 łączniki, których zamocowanie dzieli pręt kręgosłupowy na 5 części.

*„łącznik kręgosłupowy poprzeczny jest odpowiedzialnym elementem stabilizacyjnym; destabilizacja ramowego układu zwykle rozpoczyna się od mikroruchów mocowania łącznika”.*

Odrębny problem to łączniki w stabilizacjach krótkoodcinkowych. Tu ilość łączników zależy od schorzenia i odcinka kręgosłupa, rodzaju schorzenia, budowy (elementów) układu korekcyjno-stabilizującego. Szczególnego potraktowania wymaga odcinek lędźwiowy. Przy wyłączeniu stabilizacji tylnej instrumentowanie odcinka 4 segmentów i więcej powinno być z 2 łącznikami poprzecznymi. Przy krótkich odcinkach ilość łączni-

ków zależy od schorzenia i funkcji stabilizatora. W stabilizacji uwzględniającej obciążenie przodu kręgosłupa (dystrakcja śrubami) przy ruchliwym pacjencie prowadzonym pooperacyjnie bez gorsetu można szybciej spodziewać się destabilizacji układu, zwłaszcza że stabilizacja na śrubach jest „szersza” przez co obciążenia miejsc połączenia pręt-łącznik większe.

Biorąc pod uwagę biomechanikę krótkich stabilizacji kręgosłupa można sądzić,



że w układach stabilizujących należy budować ramę na dwóch łącznikach i unikać stabilizacji z jednym łącznikiem. W kompresji i rozciąganiu (odbarcze-niach) tyl-

nej części kręgosłupa niekiedy lepiej nie stosować łącznika poprzecznego niezależnie czy stabilizacja jest ze spondylodezą, czy też bez spondylodezy.

*„w stabilizacjach krótkoodcinkowych niestabilności zwłaszcza w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, z destabilizacją przedniej kolumny przy planowanej spondylodezie powinno stosować się dwa łączniki poprzeczne”.*

Szczególne omówienia wymagają układy korekcyjno-stabilizacyjne czteropunktowe oparte na śrubach transpedikularnych stosowane zwykle w zakresie dwóch sąsiadujących ze sobą segmentów kręgosłupa. Przedyskutowania oddzielnego wymaga wykorzystanie takich układów do odciążenia przedniej kolumny kręgosłupa, lokalnej poprawy krzywizny, repozycji małego ześlizgu lub częściowej repozycji większego ześlizgu. Odciążenie przedniej części kręgosłupa można dokonać poprzez zastosowanie śrub transpedikularnych kątowych i dystrakcję lub śrub zwykłych i gięcie pręta kręgosłupowego wypukłością ku przodowi kręgosłupa. Taki układ jest mało stabilny dlatego, że utwierdzone parami śruby w jej części przednich krę-

gów obciążane są dużym zmiennym momentem zginającym, co podczas zwykłych czynności życiowych może prowadzić do destabilizacji lub do płużenia (i lizy) silnie obciążonych jednostronnie śrub. W celu utrzymania układu w równowadze należy obciążony fragment kręgosłupa wesprzeć blokiem kostnym lub innym wspornikiem lub też pacjent po operacji musi być prowadzony szczególnie ostrożnie, np. w gorsecie. Zawsze należy rozważyć, czy taka krótka stabilizacja nie powinna być wsparta dodatkową stabilizacją na trzonach z dostępu przedniego lub zablokowaniem przestrzeni międzytrzonowej symetrycznie osadzonymi czopami [12].

*„w stabilizacjach czteropunktowych sąsiednich kręgów opartych na śrubach transpedikularnych poprzedzonej dystrakcją należy rozważyć wsparcie przedniej kolumny kręgosłupa dodatkową stabilizacją od przodu lub stabilizacją międzytrzonową”.*

#### **4. Układ repozycyjno-stabilizacyjny do kręgozmyków.**

Pomimo podobnej geometrii, ześlizgi w dolnej części kręgosłupa można dodatkowo podzielić na:

- ześlizgi w zakresie L<sub>5</sub> - S<sub>1</sub>
- ześlizgi między kręgami powyżej L<sub>5</sub>

W obu przypadkach w płaszczyźnie ześlizgu następuje przemieszczenie ku przodowi górnej części kręgosłupa. Niezależnie od tego w większości przypadków leczenie kręgozmyku sprowadza się do tego, że rozpatruje się uproszczony układ, w którym kręgozmyk to dyslokacja jednego kręgu względem drugiego lub

względem kości krzyżowej. Takie uproszczone założenie jest prawdopodobnie podyktowane dążeniem do ograniczenia pola operacyjnego do długości odpowiadającej temu zakresowi kręgosłupa z dostosowanym do tego instrumentarium. Najczęściej stosowana procedura leczenia kręgozmyku w odcinku lędźwiowym powyżej L<sub>5</sub> polega na:

- osadzeniu śrub transpedikularnych w kręgu poniżej ześlizgu i w krąg drugi powyżej od ześlizgu,
- dokonanie dystrakcji celem odbarczenia i stworzenia przestrzeni dla repozycji kręgu,
- wkręcenie śrub transpedikularnych-repozycyjnych,
- repozycji śrubami repozycyjnymi opartymi na poprzeczce (płytkę „H”) z uwzględnieniem, że punkt skrzyżowania śruby repozycyjnej z płytką „H” przemieszcza się ku środkowi [11],
- kompresja śrubami transpedikularnymi,
- i, stabilizacja poprzeczna układu wykorzystując płytkę repozycyjną „H” i/lub dodatkowy łącznik poprzeczny „H” zamocowany w górnej części układu.

Problemy ze stabilizacją krótkoodcinkową na śrubach zostały omówione wcześniej. Najpoważniejszym zadaniem procedury jest repozycja kręgu. Zasady doboru i

osadzania śruby transpedikularnej repozycyjnej omówiono we wcześniejszych publikacjach [6, 11]. Niemniej nierzadko zdarza się, że śruba repozycyjna ulega wyrwaniu pomimo starannego, wg zasad, jej wprowadzania. Podstawową przyczyną jest zablokowanie reponowanego kręgu wynikające bądź z nieodciążenia (brak dystrakcji poprzedzającej repozycję), bądź ze zbyt wąskiej drogi wyjścia kręgu, zwłaszcza przy repozycji ześlizgu L<sub>5</sub>-S<sub>1</sub>, bądź z zablokowania drogi (np. prętem kręgosłupowym) przemieszczenia się ku środkowi osi śruby repozycyjnej. Wyrwanie się śruby repozycyjnej z pedikulum oznacza, że niemal nie ma instrumentu do naprawy tej sytuacji z dostępu tylnego [22].

Według np. J. Harmusa [19] i D. Salgera [20] siły oporu przy repozycji są bardzo duże, a kręgozmyk ma w okresie pooperacyjnym tendencje do ponownego ześlizgu. W wielu publikacjach proponuje się dodatkową stabilizację „na trzonach” z dostępu operacyjnego przedniego i uważa się, że tylko ta zmniejsza ryzyko ponownego ześlizgu. Podzielając te poglądy autorzy niniejszego opracowania, uważają, że w sposób prosty ryzyko ponownego ześlizgu można ograniczyć wprowadzając w przestrzeń ześlizgu czop międzykręgowy lub blokując ześlizg czopem kostnym [11, 12, 22]

*„zreponowany ześlizg winien być dodatkowo zabezpieczony poprzez stabilizację od przodu lub stabilizację międzytrzonową od tyłu”.*

## 5. Dostęp operacyjny przedni

Niektóre schorzenia kręgosłupa i wynikające z nich dysfunkcje wymagają wsparcia kręgosłupa z dostępu operacyjnego przedniego (przednio-bocznego).

W kraju coraz częściej korzysta się z tego dostępu przy stabilizacjach implantami, a jednym z udogodnień było dostarczenie chirurgom narzędzia, którym jest zestaw implantów do stabilizacji przedniej.

Przełomem w stabilizacjach przednich było pojawienie się protez trzonów, które w kraju nazwane zostały „koszykiem-wspornikiem trzonów”. Koszyk może zastąpić jeden lub więcej trzonów, a jego głównym zadaniem jest przenoszenie obciążenia poosiowego kręgosłupa.

W związku z różną geometrią trzonów, a zwłaszcza ich różną wysokością nowoczesne rozwiązania koszyków poszły w dwóch kierunkach:

1<sup>0</sup> koszyk stały: cylindryczna, perforowana tuleja umożliwiająca przerosty kostne zakończona z obu stron koronką wbijaną w powierzchnie trzonów zdrowych i pierścieniami ograniczającymi wnikięcie koronki.

2<sup>0</sup> koszyk rozsuwny: cylindryczny, perforowany, trzy-elementowy wspornik, posiadający śrubowy mechanizm rozpirania w zakresie 8mm [25] zakończony osadczymi koronkami (w wersji standardowej dla jednego trzonu) i układu rozbudowującego do przedłużenia stałym koszykiem dającym możliwość wsparcia więcej niż 1 trzon (oryginalne, jedyne w świecie rozwiązanie DERO).

Koszyki szybko znalazły szerokie zastosowanie w schorzeniach połączonych z usuwaniem trzonów zniszczonych np. chorobą nowotworową, infekcją, w wyniku urazów, itp. [1, 2, 19, 24, 25, 26, 27].

Dzisiaj w Zakopanem, Konstancinie, Szczecinie, Lublinie, Olsztynie, i in. chirurgi uważają stosowanie koszyka-wspornika trzonów za normalne.

Biomechanika kręgosłupa wskazuje, że koszyk zastępuje trzon, a dobre wypeł-

nienie funkcji „wspierania” kręgosłupa wymaga:

1<sup>0</sup> - zastosowania odpowiedniej procedury towarzyszącej osadzania:

a - koszyk stały: *dystrakcja przestrzeni zresekowanej, poprawne, w miarę centryczne usytuowanie koszyka względem trzonów, kompresja z wbiciem koronkowych czół koszyka,*

b - koszyk rozsuwny: *usytuowanie centryczne w zresekowanej przestrzeni, rozparcie z wbiciem koronkowych czół koszyka.*

2<sup>0</sup> - zastosowania stabilizatora zakotwiczonego w trzonach poza przestrzenią resekcji:

a - stabilizator jednopętowy lub dwupętowy mocowany do trzonów przyległych do obszaru zresekowanego lub trzonów dalszych,

b - stabilizator jedno- lub dwupętowy mocowany do trzonów dalszych i odpowiednio niesąsiadujących bezpośrednio z przestrzenią zresekowaną,

c - stabilizator płytkowy mocowany do trzonów przyległych,

d - stabilizator płytkowy mocowany do trzonów dalszych.

Ogólnie wiadomo, że stabilizacja przednia połączona z resekcją trzonu/trzonów kręgosłupa pociąga za sobą stabilizację tylną zwykle dwupiętrową „hakową” lub „śrubową”. Dotyczy to zwłaszcza bardziej ruchliwych części kręgosłupa w odcinku lędźwiowym.

*"w schorzeniach destabilizujących przód (trzon) i tył (łuki) kręgosłupa wymagana jest jednocześnie stabilizacja przednia i tylna"*

Niemniej doświadczenia wykazały, że w niektórych przypadkach można poprzestać na stabilizacji przedniej pod warunkiem, że:

- kość posiada odpowiednią wytrzymałość,
- stabilizator zakotwiczony jest na dwóch parach śrub trzonowych odpowiednio osadzonych,
- stabilizator jest jednoelementowy (płytką) lub wieloelementowy płytką DisCom [26], ma dużą sztywność wzdłużną i poprzeczną,
- stabilizator oparty jest na układzie zbudowanym z dwóch nośnych - prętów umożliwiających dopasowanie do krzywizn anatomicznych i mocowanych do trzonu śrubami.

*„po resekcji trzonu/trzonów i wstawieniu protezy trzonu-koszyka stabilizowanie jedynie od przodu jest możliwe gdy trzony są dostatecznie wytrzymałe, a stabilizator ma odpowiednią sztywność”.*

Praktyka operacyjna wskazuje również, że stabilizacja od przodu przy relatywnie niskim ryzyku jest wystarczająca w mniej ruchliwym, piersiowym odcinku kręgosłupa.

## 6. Narzędzia chirurgiczne

Efektywność instalowania i funkcjonowania instrumentarium kręgosłupowego w dużej mierze zależy również od funkcjonalności i jakości narzędzi chirurgicznych. Od narzędzi oczekuje się by były ergonomiczne, w sposób prosty wypełniały swe funkcje, było ich niewiele, a więc były wielofunkcyjne, by dostosowane były do realizacji w sposób szybki procedury operacyjnej, by były bezpieczne dla pacjenta i wygodne w użyciu, łatwe do utrzymania w czystości, itd.

W chirurgii kręgosłupa stawia się szczególne wymagania narzędziom wynikające np. z ograniczonego pola operacyjnego i potrzeby jednoczesnego używa-

nia wielu narzędzi zwłaszcza przy wykonywaniu czynności korekcyjnych. Wymaga się jednocześnie spełnienia często przeciwstawnych funkcji np. dających możliwość użycia dużej siły, a równocześnie bezpiecznych w polu ich działania: rdzeń kręgosłupowy, korzenie nerwowe, itd.

Oczekuje się wreszcie by poprzez pomiar i wskaźnikowanie odciążyły chirurga od podejmowania decyzji, które wymagają niekiedy dużego doświadczenia lub bliżej nieokreślonego wyczucia. Przykładem tego jest podstawowa czynność korekcyjna jak dystrakcja lub kompresja z zastosowaniem haków, która do tej pory nie jest sparametryzowana i jest wykonywana wyłącznie w oparciu o doświadczenie lub „na wyczucie” chirurga. Konsekwencją niewłaściwie dokonanej dystrakcji/kompresji jest np. wyłamanie łuku, wyrostka, obluzowanie układu stabilizującego, itd.

*„w technice instrumentowania, zwłaszcza wykonywania czynności korekcyjnych kręgosłupa wymagane jest duże doświadczenie chirurga w użytkowaniu narzędzi chirurgicznych”*

Poważnym problemem w technice operacyjnej kręgosłupa jest bezpośredni kontakt narzędzia z implantem metalowym o specjalnie przygotowanej, spasywowanej powierzchni. Pojawia się ciągle pytanie „na ile używanie silnych narzędzi do czynności korekcyjnych jest zagrożeniem dla biotolerancji wszczepionych implantów”? Ogólnie należy stwierdzić, że uszkodzenie na implantach warstwy pasywnej może stanowić zaczątek do wywołania niekorzystnych procesów, zwłaszcza jeśli uszkodzenie będzie w kontakcie z innym implantem metalowym. Najgroźniejsze powierzchnie pozbawione warstwy pasywnej powstają przy użyciu silnych z ostrymi szczękami narzędzi, przy wkręcaniu elementów mocujących lub przy cię-

ciu metalu. Zachodzące potem procesy samoistnej repasywacji są niewystarczające do zapewnienia nieczynności biologicznej implantu. Stąd przy wykonywaniu derotacji należy korzystać ze specjalnie wykonanych sześciokątnych uchwytów na pręcie i kluczy-derotatorów i ograniczyć używanie silnie uszkadzających powierzchni narzędzi typu „power grip”.

Niedopuszczalne jest użytkowanie w chirurgii kręgosłupa narzędzi pokrywanych metalicznymi powłokami galwanicznymi np. chromowanych lub chromoniklowanych. Złuszczenie się w polu operacyjnym warstewki pokrywającej narzędzia jest poważnym zagrożeniem i wywołuje ostre stany zapalne

*„w chirurgii nie wolno używać narzędzi chirurgicznych pokrytych galwanicznie powłoką niklową lub chromo-niklową”.*

Ostatnią i niemniej ważną fazą instrumentowania jest ostateczna stabilizacja zainstalowanego układu korekcyjno-stabilizującego. Ważnym elementem tej fazy jest równe i dostatecznie mocne utwierdzenie, wzajemne zamocowanie zestawionego układu implantów. Aby uniknąć zbyt słabego mocowania lub „przesilenia” mocowania, niezależnie od rodzaju instrumentarium, należy używać narzędzi ze wskaźnikiem, np. kluczy (wkrętałów) dynamometrycznych. Nieprzestrzeżenie tego prowadzi do obluzowania złączy, niekorzystnych zjawisk związanych z odkształceniami plastycznymi metalu oraz do zjawisk powierzchniowych implantów w kontakcie.

## **7. Doświadczenie chirurga**

Obecnie do wspomagania leczenia operacyjnego kręgosłupa stosuje się od kilkunastu do kilkudziesięciu różnych instrumen-

tariów. Jedne z nich wybiera się z powodu wysokiej przydatności w leczeniu danego schorzenia, inne dlatego, że jest tańsze lub bardziej uniwersalne, a jeszcze inne z powodów przekonania, że to właśnie instrumentarium jest najlepsze lub też z powodu nabytego doświadczenia w stosowaniu określonego typu. Oczywiście, że zdarzają się przypadki wyboru instrumentarium z przyczyn poza-meryto-rycznych lub używania instrumentarium takiego jakim się aktualnie dysponuje, zwłaszcza w ubogiej służbie zdrowia.

*„Stosowanie instrumentarium kręgosłupowego wymaga od chirurga wiedzy medycznej uzupełnionej o wiedzę biomechaniczną i technikę operacyjną, w tym technikę użytkowania instrumentarium”* - takie wnioski płyną z ostatnio organizowanych konferencji, sympozjów i kursów, np. kongres w Izmine, maj 1996, kurs

w Monachium, czerwiec 1996, EuroSpine '96 w październiku 1996 w Zurichu, itd.

Ostatnie czasy to okres silnej ingerencji techniki w diagnostykę i same procesy leczenia. Postęp techniczny nie omija również chirurgii. pojawiają się informacje o nawigacji komputerowej w niektórych operacjach, np. autowspomaganie procesu wkręcania śrub transpedikularnych. Choć działania te i wizje są wielce

zachęcające to jednak wprowadzenie nowości do praktyki chirurgicznej kręgosłupa jest sprawą odległą, chociażby z powodu braku baz danych do sterujących programów eksportowych i niemożności uwzględnienia problemów pojawiających się śródoperacyjnie trudnych do zidentyfikowania w zastosowanych badaniach diagnostycznych.

*„wiedza i praktyka operacyjna chirurga w decydującym stopniu determinuje skuteczność leczenia operacyjnego kręgosłupa wspomaganego implantami”*

Leczenie kręgosłupa jest zagadnieniem dostatecznie skomplikowanym, dlatego też instrumentarium kręgosłupowe winno być skuteczne w leczeniu i jak najprostsze, aby uwaga chirurga koncentrowała się na leczeniu, a nie na rozwiązywaniu podczas operacji „zagadek” technicznych.

Dotychczasowe doświadczenia wdrażających instrumentaria kręgosłupowe do praktyki operacyjnej, a szczególnie doświadczenia w upowszechnianiu DERO wskazują, że chirurg oprócz głębokiej wiedzy medycznej winien posiadać również wiedzę z zakresu biomechaniki i techniki użytkowania instrumentarium.

*„stosowanie instrumentarium korekcyjno-stabilizującego do kręgosłupa wymaga od chirurga przygotowania w zakresie biomechaniki i techniki użytkowania instrumentarium”*

Według opinii R. Wintera, E. Luque i D. Zarzyckiego chirurg kręgosłupa operujący w zakresie jednego schorzenia, użytkujący jedno instrumentarium nabiera doświadczenia po wykonaniu 80÷120 operacji.

Aby uzupełnić wiedzę z zakresu biomechaniki kręgosłupa schorzeń wymagających w procesie leczenia wspomaganie mechaniczne implantami, zasad i techniki budowania układów stabilizujących, podstawowych procedur operacyjnych, techniki użytkowania narzędzi chirurgicznych, itd, aby uniknąć trudności pojawiających się śródoperacyjnie, a związanych z techniką korekcji i stabilizacji, wreszcie aby zmniejszyć ryzyko powstania powi-

kłań śród- i pooperacyjnych, konieczne jest prowadzenie specjalnych szkoleń przygotowujących do stosowania instrumentarium w praktyce operacyjnej. Kursy takie są coraz powszechniejsze. Na przykład dla potencjalnych użytkowników instrumentarium DERO opracowano specjalny system nazwany DERO DIDACTIC SYSTEM (DDS), który organizuje się 2 razy w roku dla lekarzy i pielęgniarek instrumentariuszek np. [1]. Przyjęte założenia przez Polską Grupę DERO, że z ośrodka rozpoczynającego leczenie operacyjne kręgosłupa musi być przeszkolony „minimalny team operacyjny”, który stanowi dwóch lekarzy i jedna instrumentariuszka okazał się bardzo

śluszy i pozwolił na skuteczne, o obniżonym stopniu ryzyka, wprowadzenie instrumentarium do praktyki operacyjnej. Ponadto doświadczenia wykazały, że skuteczność, a zatem i odwaga nowych ośrodków rośnie, gdy w pierwszych operacjach kręgosłupa uczestniczą doświadczeni chirurdzy, najpierw przy ich udziale, a potem nadzorze są prowadzone operacje. W tabl. 1. zestawiono przykładowe dane z różnych rodzajów ośrodków leczących operacyjnie kręgosłup ze wskazaniem ilości operacji, okresu operowania, ilości powikłań. Z przeprowadzonych głębiej analiz wykonywanych operacji w różnych ośrodkach: specjalistycznym, klinicznym i ośrodku zagranicznym, sto-

sujących instrumentarium kręgosłupowe wynika, że:

- efektywność stosowania instrumentarium kręgosłupowego wyrażona: 1-skutecznością leczenia, 2-ilością leczonych schorzeń, 3-ilością powikłań łącznie z reimplantacją rośnie wraz z nabytym doświadczeniem, a więc z ilością wykonanych operacji
- jakość wykonywanych operacji wyrażona, np. wskaźnikiem korekcji itd. rośnie wraz z ilością operacji i czasem użytkowania jednego instrumentarium
- dobry poziom wyników operacyjnych jest osiągnięty w krótszym czasie w ośrodkach z przeszkolonym zespołem operacyjnym.

Tabela. 1. Efektywność leczenia operacyjnego w ośrodkach stosujących instrumentaria kręgosłupowe

Lp.	Rodzaj ośrodka	Okres wykonywanych operacji	Ilość wykorzystywanego równolegle instrumentarium	Przeszkolenie specjalistyczne w technice instrumentowania	Ilość operacji — ilość powikłań	efektywność operacyjna %
1.	specjalistyczny krajowy	1993-96	głównie jedno	większość zespołu operacyjnego	452 — 27	~94%
2.	specjalistyczny krajowy	3 lata	dwa i więcej	częściowo przeszkoleni	183 — 20	~90%
3.	kliniczny krajowy	1992-97	dwa i więcej	częściowo przeszkoleni	122 — 12	~90%
4.	kliniczny zagraniczny	?	jedno	?	94 — 8	~91%

$$\text{efektywność stosowania instrumentarium} = \frac{\text{ilość wykonywanych operacji} - \text{ilość powikłań}}{\text{ilość wykonywanych operacji}} \times 100 \%$$

Ponadto w wyniku prowadzonych analiz stwierdzono, że w ośrodkach krajowych ilość komplikacji śródoperacyjnych, wskaźnik powikłań pooperacyjnych i czas operacji zmniejszają się wraz z ilością wykonywanych operacji, co można z jednej strony tłumaczyć większym doświadczeniem zespołu operacyjnego, zaś z drugiej ciągłym doskonaleniem procedury operacyjnej i rozwojem instrumentarium.

Osiągane wyniki przez krajowe ośrodki kręgosłupowe nie odbiegają od wyników osiągniętych w ośrodkach zagranicznych a można sądzić, że są korzystniejsze, dlatego, że podane krajowe wskaźniki dotyczą różnych schorzeń i różnorodnych pod względem stopnia trudności sposobów stabilizacji, podczas gdy przytoczone zagraniczne dotyczą jednego schorzenia. [21].

### Piśmiennictwo:

1. **Praca zbiorowa pod red. D. Zarzycki, L. Ciupik:** *Uniwersalny System korekcyjno-stabilizacyjny DERO do operacyjnego leczenia kręgosłupa.*, Zielona Góra 1995, s. 252.
2. **Ciupik L., D. Zarzycki:** *System DERO: rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
3. **Krasicka-Cydzik E., J. Mstowski, L. Ciupik:** *Materiały implantowe: stal biologiczna, a stopy tytanu.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
4. **Ciupik L., E. Krasicka-Cydzik, J. Mstowski, D. Zarzycki:** *Metalowe implanty kręgosłupowe; techniczne aspekty biotolerancji.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
5. **Ciupik L., M. Golik, J. Jakubowski, J. Mstowski, E. Tkocz, D. Zarzycki, M. Zarzycka:** *Multimedialny System Dydaktyczny DERO (DDS).*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
6. **Ciupik L., J. Jakubowski, J. Mstowski, D. Zarzycki:** *Śruby transpedikularne w stabilizacji kręgosłupa, funkcje, konstrukcje, zasady osadzania.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
7. **Gusta A., D. Larysz, L. Matwiejko:** *Nasze doświadczenia w leczeniu niestabilności złamań kręgosłupa z użyciem systemu DERO.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
8. **Nowak R., A. Tokarowski, S. Mrozek, B. Wójcik:** *Wewnętrzny system stabilizacji DERO w leczeniu urazowych uszkodzeń kręgosłupa.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
9. **Skwarcz A., P. Majcher, M. Fatyga, S. Zaborek, D. Skomra:** *Powikłania w leczeniu zniekształceń i urazów kręgosłupa systemem DERO. Doniesienia wstępne.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
10. **Ciupik L., D. Zarzycki, J. Cyganiuk, D. Madziarz:** *Koszyk-proteza stała i rozsuwna; wskazania, procedury operacyjne z wizualizacją, przykłady zastosowania.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
11. **Ciupik L., D. Zarzycki, B. Bakalarz:** *Mechanizm repozycji dużych ześlizgów; biomechaniczne uwarunkowania, instrumentarium, przykłady kliniczne.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
12. **Ciupik L., D. Zarzycki:** *Czopy międzytrzonowe w leczeniu niestabilności kręgosłupa lędźwiowego. Nowa procedura i instrumentarium DERO.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
13. **Zarzycka M., W. Kącki:** *Postępy w instrumentowaniu skolioz z użyciem DERO.*, 2-Sypmोजjum Polskiej Grupy



- DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
- 14. Folta K., J. Hołeczko:** *Zespolenie zewnętrzne DERO w leczeniu powikłań przepuklin oponowo-rdzeniowych.*, 2-Sympozjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
- 15. Folta K.:** *Użycie śrub transpedikularnych DERO do stabilizacji rozległego uszkodzenia segmentów L<sub>1</sub>-L<sub>5</sub> kręgosłupa u 13-letniej dziewczynki z dojścia pozaortozewnego* 2-Sympozjum Polskiej Grupy DERO, Zakopane, 5 czerwca 1997r.
- 16. Dubouset I., H. Shuffebarger, O. Wegner:** *Late infection with CD instrumentation.* Ortop. Trans. 1994; 18:121÷125.
- 17. Krasicka-Cydzik E., J. Mstowski, L. Ciupik:** *Ocena implantów w aspekcie biotolerancji.* Materiały Naukowe Seminarium Mechanika w Medycynie, Rzeszów 1994.
- 18. Krasicka-Cydzik E., L. Ciupik, J. Mstowski:** *Badanie korozji szczelinowej implantów kręgosłupowych.* Materiały Naukowe Seminarium Mechanika w Medycynie, 1-2 październik 1993 Rzeszów, 9÷15.
- 19. Harms J.:** *Screw-threaded rod system in spinal fusion surgery,* SPINE: State of the Art Review - Vol. 6, No. 3, Sept. 1992, Philadelphia, Hanley & Belfus, Inc.
- 20. Salger D.:** *The usefulness of the MOSS system in various spinal disorders.* IX Sympozjum Sekcji Spondyloortopedii PTOiTr, Łągów Lubuski, 17-18 wrzesień 1993r.
- 21. Wimmer C., Gluch H., Jesemko R.:** *Aseptic loosening following CD-instrumentation in the treatment of scoliosis.* 1-Combined Meeting of the Leading European Spine Societies EUROSPINE '96, OCT. 16-19, 1996 Zürich, Switzerland, p. 90.
- 22. Wagner T., Bronson W., Osebold W.:** *Instrumented reduction of high-grade L<sub>5</sub>-S<sub>1</sub> Spondylolisthesis.* 3-rd Meeting on Advanced Spine Techniques. Munich June 20-22, 1996.
- 23. Zarzycki D., Zarzycka M., Ciupik L.:** *Pedicle screw in the Lumbar spine of patients with idiopathic scoliosis King type 1 and 2.* 4-th Inter. Congress on Spine Surgery, Izmir-Turkey, May 26-30, 1996.
- 24. Haftek J.:** *Kompleksowe leczenie kręgosłupa systemem DERO.* 2-Symp. Polskiej Grupy DERP, Zakopane, 5-7 czerwca 1997; w zb. System DERO: rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa pod red. D. Zarzyckiego, L. Ciupika, LfC Zielona Góra, czerwiec '97.
- 25. Zarzycki D., Ciupik L.:** *Nowe instrumentarium DERO we wspomaganiu leczenia nowotworów kręgosłupa.* IV Symp. Sekcji Neuroortopedii PTNCH, Konstancin, 9-II.05.1996.
- 26. Ciupik L., Zarzycki D.:** *DisCom: New Spinal Instrumentation for Anterior Stabilization of Thoracolumbar Spine.* 4-th Inter. Cong. on Spine Surgery, Izmir-Turkey, May 1997.
- 27. Baranowski P.:** *Stabilizacja DERO w nowotworach kręgosłupa.* 2-Symp. Pol.Gr.DERO, Zakopane, 5.05.1997r., w zb. System DERO: rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa, pod. red. D.Zarzyckiego i L.Ciupika, LfC Zielona Góra, czerwiec '97.