

**Daniel Zarzycki¹, Lechosław F. Ciupik,
Janusz Mstowski, Julian Jakubowski²,**

Śruby transpedicularne w stabilizacji kręgosłupa: funkcje, konstrukcje, zasady osadzania

Streszczenie: praca przedstawia niektóre problemy związane ze stosowaniem śrub transpedicularnych w systemach do operacyjnego leczenia kręgosłupa zarówno z punktu widzenia konstrukcji samej śruby jak i z punktu widzenia użytkownika, lekarza implantującego śruby. Artykuł omawia najważniejsze zasady implantowania śrub podczas stabilizacji kręgosłupa. Uwzględniono zarówno anatomiczno-wytrzymałościowe własności kości oraz warunki poprawnego osadzania i mocowania śrub transpedicularnych. Praca jest wynikiem wspólnych działań lekarzy ortopedów (prof. dr hab. med. Daniel Zarzycki) oraz zespołu biomechaników z firmy LfC oraz Politechniki Zielonogórskiej. Zaznaczono, że stosowanie śrub jest dużo trudniejsze niż systemów opartych wyłącznie na hakach. Wymaga większego doświadczenia zespołu operacyjnego. Stosowanie śrub powinno być poprzedzone dokładną analizą celowości ich stosowania.

Wprowadzenie

Historia stosowania wkrętów i śrub w chirurgii kręgosłupa ma swój początek w połowie XX wieku. Początkowo stosowano głównie wkręty, ewolucji podlegał zarówno zarys gwintu jak i kształt łba wkrętów.

Duże znaczenie w rozwoju operacyjnych technik leczenia kręgosłupa ma zastosowanie śrub transpedicularnych. Po raz pierwszy śruby transpedicularne zastosował King w 1940 roku (pierwsza informacja o ich użyciu pojawiła się w piśmiennictwie w 1949 roku [1]). Kolejno w roku 1959 Bucher [2] a w 1964 Pennalt [3] publikują doniesienia o zastosowaniu śrub wprowadzanych do trzonu nad i przez pediculum.

W Polsce śruby transpedicularne np. w skoliozach po raz pierwszy zastosował D. Zarzycki [10], rozszerzając i porządkując ich stosowanie do zakresu nigdzie dotąd nie odnotowanego [12].

Wprowadzenie śrub kręgosłupowych do polskiego systemu korekcyjno-stabilizacyjnego DERO przyczyniło się do znaczącego rozszerzenia zakresu stosowania procedur operacyjnych z wykorzystaniem implantów śrubowych [11].

Dzięki dalszemu postępowi w rozwoju konstrukcji instrumentarium, metod monitoringu śródoperacyjnego stosowanie śrub staje się coraz powszechniejsze. Znane systemy do operacyjnego leczenia kręgosłupa zawierają różnorodne rozwiązania konstrukcyjne śrub kręgosłupowych [4,5].

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

² Lechosław F. Ciupik, Janusz Mstowski, Julian Jakubowski, LfC Sp. z o.o. Zielona Góra, Prezes: Lechosław F. Ciupik.

Systemy do operacyjnego leczenia kręgosłupa wypełniają zadania:

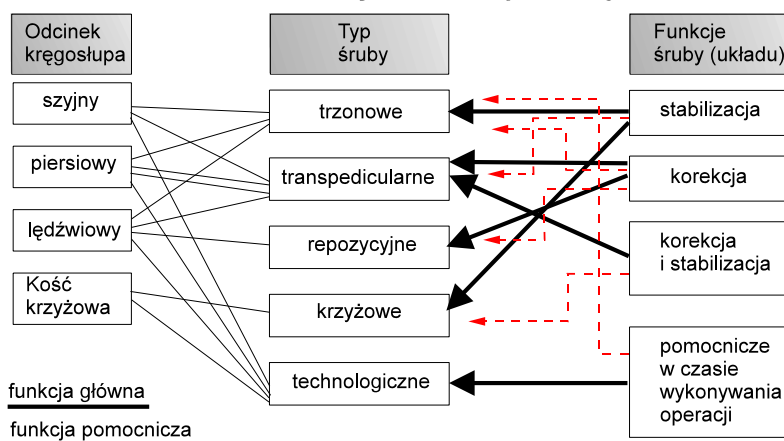
- odbarczenie, (przywrócenie funkcji rdzenia i korzeni nerwowych)
- odtworzenia pierwotnej (poprawnej) struktury anatomicznej kręgosłupa ze szczególnym uwzględnieniem kanału kręgowego
- przywrócenie stabilności w uszkodzonym ruchowym segmencie kręgosłupa [4].

Wybór właściwej metody leczenia operacyjnego ma istotne znaczenie, istnieje wiele różnych technik operacyjnych, wykorzystanie śrub transpedicularnych znacznie rozszerza możliwości operacyjne i ich efektywność.

Na rys. 1 pokazano podział anatomiczno-funkcjonalny kręgosłupowych implantów śrubowych w powiązaniu z wypełnianymi funkcjami. Śruba o podobnych cechach konstrukcyjnych może być stosowana w różnych układach korekcyjno-stabilizujących w różnych odcinkach kręgosłupa.

Należy zaznaczyć, że stosowanie śrub w porównaniu do haków jest trudniejsze, wymaga większego doświadczenia od zespołu operacyjnego. Stosowanie implantów śrubowych powinno być poprzedzone wnikliwą analizą celowości ich stosowania, dokładnym zapoznaniem się z zaleceniami techniczno-medycznymi wykorzystania danego systemu korekcyjno-stabilizującego.

Anatomiczno-funkcjonalne powiązania śrub



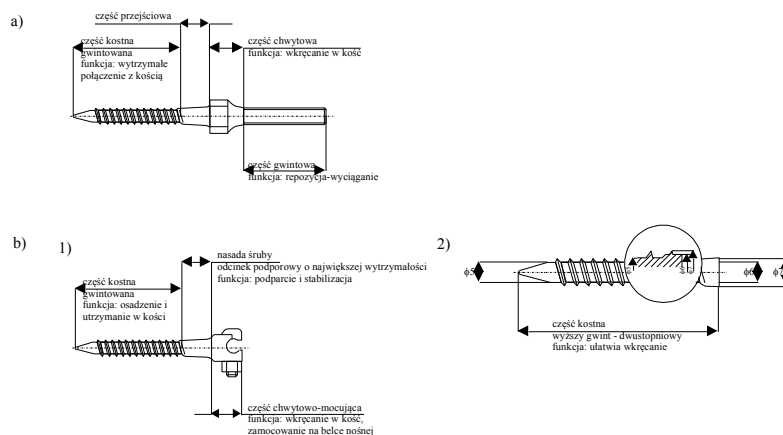
Rys. 1. Schemat anatomiczno-funkcjonalny

Funkcje, konstrukcja śrub transpedicularnych, obciążenia, wytrzymałość

Postać konstrukcyjna śrub jest kompromisem wynikającym z wypełnianych funkcji, cech anatomicznych, własności kości. Śruby transpedicularne stosowane

w znanych systemach korekcyjno-stabilizacyjnych spełniają trzy podstawowe funkcje (rys. 2):

- repozycyjne: śruby repozycyjne, wyciągowe
- korekcyjne
- stabilizacyjne: śruby stabilizujące.



Rys. 2. Budowa śrub transpedicularnych;
a) repozycyjno-wyciągowa,
b) stabilizacyjna; normalna (1) dwustopniowa (2).

Śruba transpedicularna składa się z:

- gwintowanej części kostnej, trwale osadzonej w tkance kostnej kręgu o największej gęstości i wytrzymałości;
- części chwytowo-mocującej (łeb śruby), umożliwiającej jej wprowadzenie i pewne połączenie z implantem stabilizatorem, najczęściej kręgosłupową belką nośną;
- odcinka pośredniego, łączącego część gwintowaną z łbem
- śruby repozycyjne, wyciągowe zaopatrzone są dodatkowo na przeciwnym końcu w gwintowany odcinek, wykorzystywany do wywoływania czynności repozycyjnych.

Typ śrub transpedicularnych (repozycyjne, stabilizacyjne) wynikający z wypełnianych funkcji określa charakter przenoszonych obciążeń.

Śruby repozycyjne - wyciągowe stosowane w systemach do leczenia ześlizgów przenoszą głównie obciążenia osiowe, osiągające znaczne wielkości >1000 N

(rys. 3). Posiadają one specjalny gwint kostny - talerzykowy. Najbardziej odpowiedzialna jest część gwintowana osadzona w kręgu, poprzez którą przenoszona jest siła wyciągająca. W tym połączeniu kość - metalowa śruba, słabszym, mniej wytrzymałym jest materiał tkanki kostnej. O możliwości wykonania korekcy- repozycji uszkodzonego kręgu decyduje wytrzymałość połączenia tkanka kostna - kostny gwint śruby.

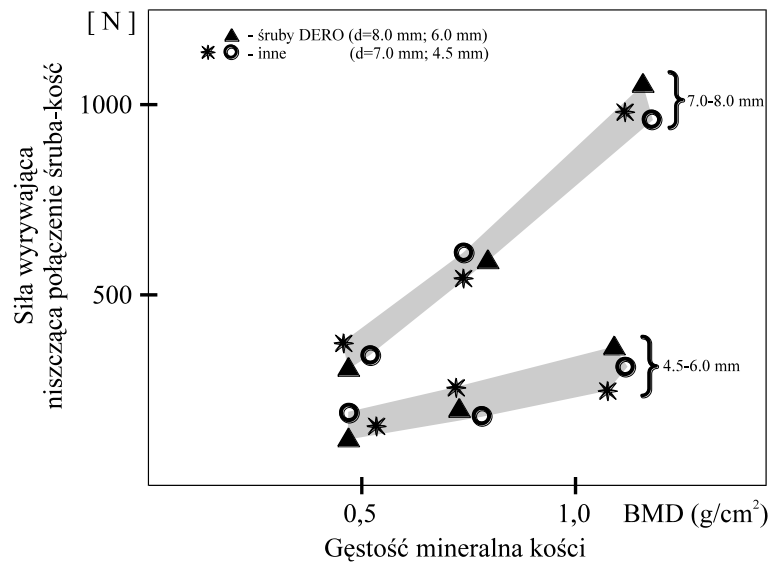
Wytrzymałość połączenia „kręg - gwint kostny śruby” określają:

- cechy anatomiczne kręgu; parametry geometryczne łuku;
- jakość kości (osteoporoza, gęstość mineralna);
- parametry geometryczne części gwintowanej śruby: średnica, wysokość, skok gwintu.

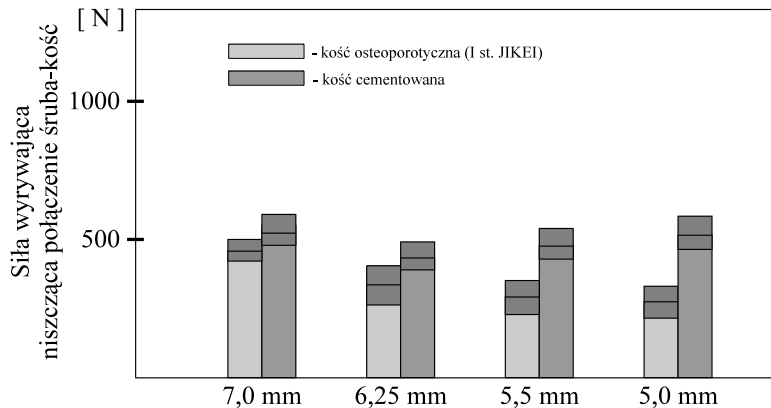
Na rys. 3 przytoczono zależności między średnicą gwintu śrub (4.5-8.0 mm) a siłą wyrywającą P_w dla różnych stanów osteoporozy kości opisanej np. jej gęstością mineralną. Siła wyrywająca P_w wyraźnie

maleje (od 1050 do 250 N) wraz ze zmniejszaniem średnicy (od 8.0 do 4.5 mm). Stopień osteoporozy wpływa również wyraźnie na zmniejszenie siły wyrywającej (rys. 3). Zastosowanie osadzania śruby połączone ze wzmacnianiem przez cementowanie kości wpływa korzystnie na

podwyższenie wytrzymałości utwardzenia śrub w kręgach o znacznej osteoporozie. Korzystny wzrost siły wyrywania jest większy dla śrub o mniejszej średnicy $\phi 5.5$ i $\phi 5.0$ (rys. 4).



Rys. 3. Zależność osiowej siły wyrywającej śruby transpedicularne.



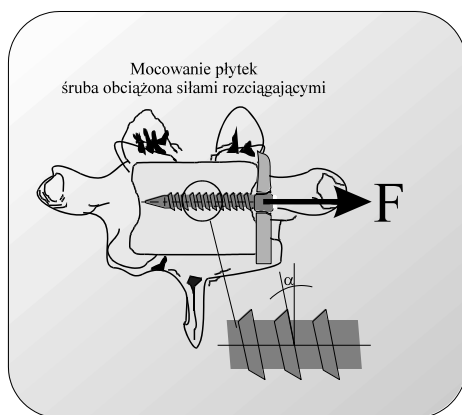
Rys. 4. Wpływ cementowania wzmacniającego kości osteoporotycznych [8].

W zależności od konstrukcji śruby, wypełnianej funkcji, wyróżnia się dwa podstawowe schematy obciążenia śrub:

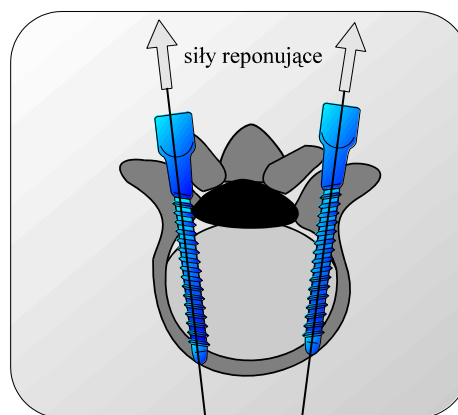
- obciążenie osiowe, wyrywające śrubę (rys.5);
- obciążenie prostopadłe do osi, zginanie śruby (rys.6.)

Podczas obciążenia osiowego, śruba poddana jest głównie działaniu naprężeń rozciągających. Jest to przypadek stabilizato-

rów płytkowych (układ płytka śruba) - rys. 5a, oraz w układach repozycyjnych przy leczeniu ześlizgów rys. 5b. Dla tego typu obciążeń najważniejszy jest niesymetryczny zarys gwintu kostnego talerzykowego (rys. 5a), charakteryzujący się dużą wysokością gwintu i odpowiednim stosunkiem średnicy rdzenia $\phi 4.5$, $\phi 3.0$ i średnicy zarysu zewnętrznego $\phi 8.0$ i $\phi 6.0$.



a)



b)

Rys. 5. Schematy obciążeń osiowych śrub transpedicularnych

a) układ płytkowy

b) układ repozycyjny.

W śrubach transpedicularnych korekcyjno-stabilizacyjnych występuje bardziej złożony schemat obciążeń, przy czym dominujące są siły zorientowane prostopadłe do osi śruby. Na rys. 6 przedstawiono schematy ilustrujące podstawowe czynności korekcyjne: rozciąganie (a), ściskanie (b), zginanie-obrót (c i d), wykonywane za pomocą śrub transpedicularnych. Są to przykłady prętowo ramowych systemów korekcyjno-stabilizujących. Profilując odpowiednio pręt można wykonać przybliżenie (c) lub oddalenie (d) trzonów. W tym przypadku o wytrzymałość

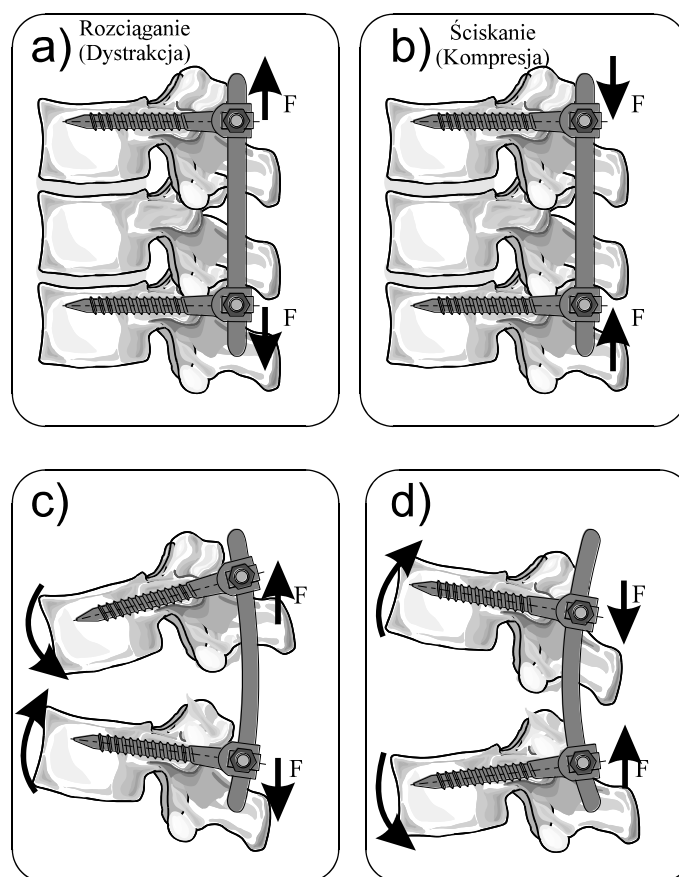
ści i trwałość śruby decyduje jej średnica, kształt i pole przekroju poprzecznego w miejscu koncentracji naprężeń zginających, a także właściwa lokalizacja oraz sposób wprowadzenia i utwierdzenia śruby.

Na rys. 7 przedstawiono diagram ilustrujący relacje między określonymi czynnościami, parametrami geometrycznymi nasady łuku (pediculum) i zalecanymi średnicami śrub transpedicularnych. Przy doborze śrub transpedicularnych należy zadbać aby średnica zewnętrzna gwintu była mniejsza od wymiarów c i s

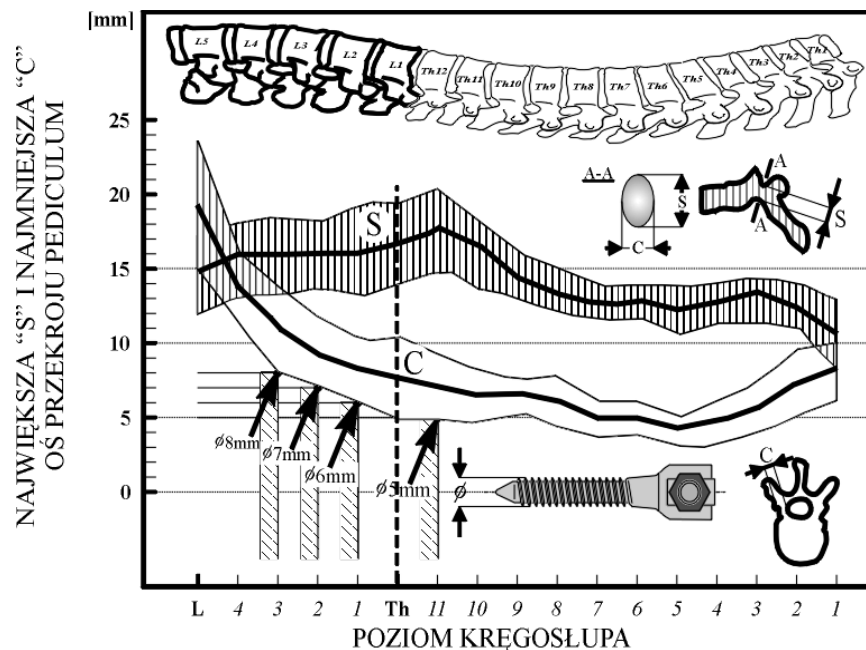
charakteryzujących łuk w najmniej korzystnym przekroju. Za bezpieczne uważa się stosowanie odpowiednio: śruby $\phi 8.0$ do kręgów lędźwiowych poziom L_3 ; śrub $\phi 7.0$ do kręgów L_2 ; śrub $\phi 6.0$ do kręgów L_1 i śrub $\phi 5.0$ do kręgów odcinka piersiowego Th_{11} .

Przy korzystniejszym, zbliżonym do kołowego przekroju nasady łuku ($c/s \approx 1$) możliwe jest stosowanie odpowiednio śrub $\phi 8.0$ mm do poziomu L_{1-2} ; $\phi 7.0$ do poziomu Th_{11-12} ; $\phi 6.00$ do poziomu Th_{9-8} oraz $\phi 5.0$ do poziomu Th_{6-7} .

Stosowane są również w praktyce śruby transpedicularne o zmiennej średnicy rdzenia przy zachowaniu stałej średnicy zewnętrznej gwintu lub też śruby stożkowe w zakresie gwintu i rdzenia. W śrubach transpedicularnych DERO stosunek średnicy zewnętrznej do średnicy rdzenia wynosi odpowiednio $7/5$ i $7/6$ (rys.2). Umożliwia to łatwiejsze wprowadzenie śruby w nasadę (początkowa faza wkręcania), większa średnica rdzenia w drugim odcinku gwintu sprzyja pewniejszemu, bardziej stabilnemu osadzeniu w twardej, wytrzymałej części łuku.



Rys.6. Podstawowe czynności korekcyjne wykonywane z udziałem śrub transpedicularnych; obciążenia prostopadłe do osi śrub.



Rys. 7. Zależność doboru średnicy śruby od wymiarów nasady łuków.

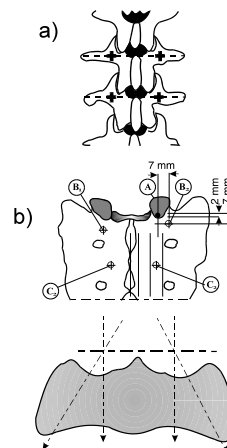
Efektywne wykorzystanie śrub transpedicularnych w procedurach korekcyjno-stabilizujących zależy od:

- właściwej lokalizacji miejsca i orientacji wprowadzania,
- przygotowania otworu i poprawnego osadzenia.

W odcinku piersiowym lokalizujemy nasadę 2-3 mm od linii przecięcia osi podłużnej wyrostka poprzecznego i środka dolnej krawędzi wyrostka stawowego górnego (rys. 8). W odcinku lędźwiowym nasada łuku znajduje się w miejscu przecięcia wyrostka poprzecznego i linii biegnącej wzdłuż bocznej krawędzi wyrostka stawowego (rys. 8a.)

Nasady łuków Th₉₋₁₂ i L₁ są prawie równoległe do płaszczyzny strzałkowej. Na niższych poziomach są nachylone w kierunku trzonu odpowiednio: L₁ (0°÷5°), L₂ (5°÷10°), L₃ (10°÷15°), L₄ (15°÷20°), L₅ (20°÷25°).

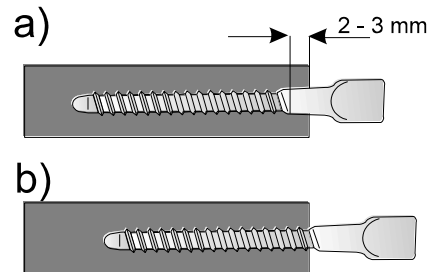
W odcinku krzyżowym śruby można kierować w płaszczyźnie strzałkowej lub bocznie w kierunku części bocznej kości krzyżowej (rys. 8b).



Rys. 8. Określenie miejsca wkręcania śrub
a) w odcinku lędźwiowym;
b) w kość krzyżową

Na rys. 9. przedstawiono zalecany sposób osadzenia śruby transpedicularnej. W nasadzie łuku wykonuje się otwór o średnicy nie większej od średnicy rdzenia śruby. Następnie wprowadzamy śrubę aż do zagłębienia jej części niegwintowanej na co najmniej 2-3 mm w kość (rys. 9). Zapewnia to utworzenie wytrzymałego, stabilnego utwierdzenia śruby w kręgu, a tym samym ogranicza niebezpieczeństwo wygięcia lub zniszczenia śruby. Na rysunku 10 przedstawiono przykłady uszkodzenia śrub transpedicularnych wywołane niedostatkami konstrukcyjnymi (brakiem silnej walcowej części przy łbie śruby) lub też nieprawidłową instrumentacją. Zbyt krótkie osadzenie śruby powoduje przesunięcie maksymalnych naprężeń zginających

w odcinek gwintowany o zmniejszonym polu przekroju poprzecznego.



Rys. 9. Schemat poprawnego (a) i niewłaściwego (b) wprowadzania i ustalania położenia śruby w łuku

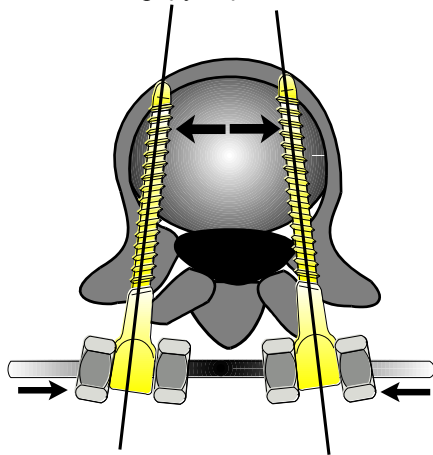


Rys. 10. Przykłady uszkodzenia śrub transpedicularnych wywołane nieprawidłową instrumentacją.

Prawidłowy dobór długości śruby, odpowiednia głębokość wprowadzenia części gwintowanej w trzon kręgu tak aby końcówka była zaparta o przeciwległą korórkę ścianki wpływa bardzo korzystnie na jej stabilność. Dodatkowo korzystnym jest wywołanie wstępnego napięcia za pomocą tak zwanej trakcji poprzecznej

(rys. 11). Przy zbyt krótkim wprowadzeniu śruby w trzon powstaje niebezpieczeństwo przemieszczenia jej końcówki w gąbczastej objętości trzonu, powodujące jej tzw. „płużenie” prowadzące do obłuzowania i utraty stabilności układu „kość-śruba”.

Śruby transpedicularne oprócz zastosowań do stabilizacji wewnętrznej mogą być stosowane do innych np. zewnętrznych zespołów i stabilizacji; np. ośrodek szczeciński od kilku lat stosuje z powodzeniem śruby transpedicularne do leczenia schorzeń pięty i ręki.



Rys.11. Wywoływanie napięcia wstępnego.

Wnioski

1. Śruby transpedicularne stanowią poważny postęp w operacyjnym leczeniu kręgosłupa.
2. Śruby dają możliwość wypełnienia funkcji takich jak:
 - korygujące w zakresie rozciągania, ściśnięcia kręgosłupa,
 - stabilizujące
 - repozycyjne
 - oraz w stabilizatorach z plastycznym prętem dają możliwość korygowania krzywizn kręgosłupa (kifoza, lordoza).
3. Wypełnienie funkcji korekcyjno-stabilizującej przypisanych śrubom wymaga:
 - poprawnego ich doboru do wykonywanych funkcji i cech anatomicznych kręgu,
 - poprawnego osadzenia wykorzystując największą wytrzymałość kości i śruby,
 - wytworzenie korzystnego stanu napięcia w parze śrub osadzonych w tym samym kręgu.
4. Gwint śruby transpedicularnej służy do ich poprawnego wprowadzania (wkręcania) w trzon kręgu. Wysoki gwint śrub repozycyjnych służy głównie do przenoszenia dużych obciążeń ścinających, zapobiegający wyrywaniu posoiowemu śruby.
5. Osteoporoza powoduje obniżenie siły wyrywającej śruby. Cementowanie kości osteoporotycznej wpływa korzystnie na podwyższenie siły utwierdzenia śruby.

Piśmiennictwo

1. King D., *Internal fixation for lumbosacral spine fusion*. J. Bone Joint Surg. 20A:560, 1948.
2. Boucher H.H., *A method of spinal fusion*. J. Bone Joint Surg. 41B248, 1959.
3. Pennal G.F., McDonald G.A., Dale G.G.; *Method of spinal fusion using internal fixation*. Clin. Orthop. 35:86, 1964.
4. Będziński R. A. Wall; *Wybrane zagadnienia biomechaniki kręgosłupa w aspekcie stabilizacji*, w: Uniwersalny System korekcyjno-stabilizacyjny DERO do operacyjnego leczenia kręgosłupa. Zielona Góra, 1995, s. 223-233.
5. Ruland Ch.M., P.C.McAfee, K.E. Warden, B. W. Cunningham; *Triangulation of Pedicular Instrumentation. A biomechanical analysis*. Spine, v. 16 N 6, p. 270-276, 1991.
6. Yamagata M. H. Kitahara i inni; *Mechanical Stability of the Pedicle Screw Fixation Systems for the Lumbar Spine*, Spine v.17, N 35, p.51-54, 1992.
7. Hirabayashi S., K. Kumano K. Takefusa, Cotrel-Dubousset; *Pedicle Screw System for Various Spinal Disorders*. Merits and Pro-

- blems. Spine v. 16, n 11, p. 1288-1304, 1991. **8. Shigeru Soshi, Ritu Shiba i inni;** *An experimental Study on Transpedicular Screw Fixation in Relation to Osteoporosis of the Lumbar Spine*, Spine, v. 16 n 11, 1991. **9. Vaccaro A.R., Garfin S.R.;** *Internal Fixation (Pedicle Screw Fixation) for fusion of the Lumbar Spine*, Spine v. 20 n 24S, 1995. **10. Zarzycki D., Zarzycka M., Ciupik;** *Pedicle Screw Fixation in Lumbar Spine of Patients with Idiopathic Scoliosis King Type I i II*, The Journal of Turkish Spinal Surgery, v.6, n 2, p.70-73, 1996. **11. Ciupik L., Zarzycki D.;** *New Techniques in Treatment of Spine by DERO Instrumentation*, First Polish-Czech-Slovak Symposium of Neurosurgical Societies, Polanica Zdrój, 1996. **12. Zarzycki D., M. Zarzycka, W. Kącki W.;** *Postępy w instrumentowaniu skolioz z użyciem DERO*. [w:] System DERO: rozwój technik operacyjnego leczenia Kręgosłupa, 2-Symposium PG DERO, Zakopane 2 czerwca 1997, LfC Zielona Góra, 1997.