

GDAŃSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY

Rafał Pankowski

*Badania kliniczne i doświadczalne
nad derotacją bezpośrednią kręgosłupa
w operacyjnym leczeniu skoliozy
idiopatycznej*

GDAŃSK 2015

Wydano za zgodą
Dziekana Wydziału Lekarskiego

Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii
Narządu Ruchu
Gdańskiego Uniwersytetu Gdańskiego

Medical University of Gdańsk 2015
ISBN 978-83-65098-12-2

Dziękuję Mojej Wspaniałej Rodzinie:
żonie Anecie, dzieciom – Marcie i Kacprowi oraz
moim Rodzicom – Teresie i Zdzisławowi
– *za wszystko.*

Dziękuję mojemu szefowi i przyjacielowi:
dr. hab. med. Tomaszowi Mazurkowi
– *za inspirację i wsparcie.*

Dziękuję mojemu nauczycielowi:
prof. dr. hab. med. Andrzejowi Smoczyńskiemu
– *za naukę i wiarę we mnie.*

Dziękuję pracownikom firmy LfC:

Lechosławowi Ciupikowi

Agnieszce Kierzkowskiej

Edwardowi Słońskiemu

Grzegorzowi Banachowi

– *za owocną współpracę.*

Dziękuję moim kolegom:

Markowi Roślowskiemu

Marcinowi Mikuliczowi

Marcinowi Ceynowie

Szymonowi Wałęjko

– *za nieocenioną pomoc w realizacji badań.*

Dziękuję pracownikom Zakładu Medycyny Sądowej GUMed:

dr. hab. med. Zbigniewowi Jankowskiemu

technikowi Grzegorzowi Saniewskiemu

– *za umożliwienie badań doświadczalnych.*

SPIS TREŚCI

1.	WSTĘP	8
1.1	Definicja, podział, etiologia i epidemiologia skolioz	10
1.2	Charakterystyka deformacji w skoliozie	16
1.3	Wybrane elementy anatomii i biomechaniki kręgosłupa piersiowo- lędźwiowego.....	17
1.4	Zasady i historia operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej	20
1.4.1	Historia operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej w Polsce	24
1.5	Technika derotacji bezpośredniej w operacyjnym leczeniu skolioz	31
1.6	Pośrednie i bezpośrednie metody badania rotacji w skoliozie	34
1.7	Jakość życia.....	36
2.	ZAŁOŻENIA I CELE PRACY	38
3.	MATERIAŁ I METODY	40
3.1	Część kliniczna.....	40
3.1.1	Określenie stopnia derotacji po zastosowaniu 4 różnych technik operacyjnych oraz wpływu derotacji na wynik leczenia.....	40
3.1.1.1	Materiał badawczy	40
3.1.1.2	Pośrednia ocena derotacji kręgosłupa (metoda Perdriolle'a i skoliometr)	48
3.1.1.3	Metoda badania jakości życia.....	50
3.1.1.4	Analiza statystyczna	54
3.1.2	Określenie efektywności systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa	54
3.1.2.1	Materiał badawczy	54
3.1.2.2	Bezpośrednia ocena derotacji kręgosłupa (metoda Pankowskiego).....	58
3.1.2.3	Analiza statystyczna	64
3.2	Część doświadczalna.....	64
3.2.1	Materiał i metoda badania doświadczalnego	64

3.2.2	Konstrukcja stanowiska badawczego i systemu derotacji bezpośredniej	69
3.2.3	Metoda oceny krytycznego momentu siły symulowanej derotacji bezpośredniej	72
3.2.4	Metoda oceny złamań kręgosłupa	76
3.2.5	Metoda oceny kąтового zakresu symulowanej derotacji bezpośredniej na szczycie krytycznego momentu siły	83
3.2.6	Aparatura pomiarowa	83
4.	WYNIKI	86
4.1	Część kliniczna	86
4.1.1	Stopień derotacji kręgosłupa po zastosowaniu 4 różnych technik operacyjnych określony metodami pośrednimi (metodą Perdriolle'a i skoliometrem)	86
4.1.2	Jakości życia po zastosowaniu 4 różnych technik operacyjnych	91
4.1.3	Analiza statystyczna i korelacja stopnia derotacji z jakością życia	93
4.1.4	Efektywność systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa w ocenie bezpośredniej (metodą Pankowskiego)	94
4.2	Część doświadczalna	98
4.2.1	Wartość krytyczna momentu siły derotacji bezpośredniej powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego	98
4.2.2	Kątowy zakres derotacji bezpośredniej kręgosłupa piersiowego na szczycie krytycznego momentu siły	100
4.2.3	Biomechaniczna analiza złamań kręgosłupa	101
4.2.4	Ilościowa i jakościowa analiza złamań kręgosłupa	107
4.2.5	Współczynnik bezpieczeństwa derotacji bezpośredniej i bezpieczny moment derotacji bezpośredniej w zakresie akceptowalnym	113
4.2.6	Prototyp derotatora Pankowskiego	114
5.	DYSKUSJA	117
5.1	Część kliniczna	121
5.2	Część doświadczalna	129
6.	WNIOSKI	140
7.	PIŚMIENNICTWO	141

8. STRESZCZENIE.....	156
9. SUMMARY.....	160

1. WSTĘP

Problemy ludzkości związane ze skoliozą znane są już od starożytnych czasów. Pierwsze wzmianki dotyczące leczenia bocznych skrzywień kręgosłupa datowane są na ok. 3500 lat p.n.e. i pochodzą z Egiptu, Babilonii i Indii. Hipokrates w dziele „Corpus Hippocraticum” sprzed ponad 2000 lat opisał skoliozę i zależności pomiędzy długością życia chorego, a stopniem zniekształcenia kręgosłupa oraz próby leczenia tego schorzenia za pomocą wyciągu osiowego [65]. Galen w dziele „Ars Parva” po raz pierwszy użył terminu *scoliosis* dla opisanego skrzywienia boczno-kręgosłupa. Z kolei Ambroży Pare w XVI wieku skonstruował prototyp obecnego gorsetu korygującego skoliozę [28]. Nicolas Andry w 1741 roku zaproponował wyodrębnienie nowego działu medycyny zwanego ortopedią i nadał jej znak graficzny w postaci wykrzywionego drzewka w kształcie skoliozy [77, 78].

Z uwagi na trudności w zahamowaniu naturalnej tendencji do progresji skoliozy metodami nieoperacyjnymi pierwsze próby leczenia operacyjnego podjęto już w XIX wieku, kiedy to Volkmann wykonał pierwszą korekcję garbu żebrowego. W 1911 Hibbsowi udało się powstrzymać narastającą skoliozę poprzez operacyjne tylne usztywnienie kręgosłupa [37]. Poza zahamowaniem progresji deformacji drugim celem operacyjnego leczenia skoliozy jest korekcja skrzywienia. Derotacja kręgosłupa to najtrudniejszy do osiągnięcia element operacyjnej korekcji skoliozy idiopatycznej, dlatego rozwój technik operacyjnych przebiegał w kierunku udoskonalenia tego manewru. Pierwsza operacyjna technika korekcji skoliozy wprowadzona została przez Harringtona w 1962 roku i stosowana była przez ponad 25 lat [32]. W metodzie tej do korekcji stosowano wyłącznie siły dystrykcyjne, co nie miało żadnego wpływu na derotację [1]. Wprowadzona w połowie lat 80. przez Cotrela-Dubousseta

nowa technika operacyjna CD, miała umożliwić operacyjną derotację kręgosłupa z wykorzystaniem manewru obrotu pręta [15]. Oryginalna technika CD jak i jej nowoczesna modyfikacja z użyciem śrub przemasadowych była przez wiele lat traktowana jako złoty standard w leczeniu skoliozy. Wiele publikacji potwierdzało skuteczność derotacyjną instrumentarium CD [1, 18, 61, 75, 94]. Jednak według innych doniesień metoda CD nie miała wpływu na zmniejszenie rotacji kręgosłupa [26, 27, 30, 44, 54, 55, 56, 86, 94, 125]. Ustalono, że podczas obrotu pręta, nie tylko nie osiągnęto derotacji ale paradoksalnie dochodziło do nasilenia rotacji [112]. Rozwiązaniem okazał się wprowadzony przez Suka w 2004 roku system bezpośredniej derotacji kręgosłupa (DVR), który od 2008 roku stał się podstawową stosowaną przeze mnie techniką operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej [58]. System ten umożliwił osiągnięcie derotacji poprzez zastosowanie dodatkowej siły korekcyjnej w kierunku przeciwnym do obrotu pręta.

Do oceny derotacji najczęściej stosowałem badanie skoliometrem Bunnella oraz metodę Perdriolle'a. Doskonałe wyniki określone na podstawie tych badań w połączeniu z bardzo dobrą jakością życia nie pozostawiały wątpliwości co do wysokiego stopnia osiągniętej derotacji po operacjach z użyciem systemów derotacji bezpośredniej. Jednakże po wprowadzeniu przeze mnie w 2013 roku śródoperacyjnej tomografii komputerowej jako standardu podczas operacji skoliozy i zastosowaniu nowej oryginalnej metody badania rotacji okazało się, że rzeczywisty zakres derotacji jest niewielki. Kiedy zauważyłem w swoim materiale klinicznym ewidentną tendencję do poprawy wyników klinicznych wraz ze wzrostem derotacji, skupiłem się na poszukiwaniu możliwości udoskonalenia metody derotacji bezpośredniej kręgosłupa w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej. W pierwszej kolejności zmieniłem zasady przedoperacyjnego planowania instrumentacji kręgosłupa poprzez zmniejszenie liczby wkręcanych śrub transpedikularnych. Druga zmiana polegała na

stosowaniu forsownego manewru derotacji bezpośredniej, której bezpieczny zakres szacowałem opierając się jedynie na własnym subiektywnym wyczuciu i doświadczeniu. Obawiając się konsekwencji przekroczenia naturalnych oporów kręgosłupa, co mogłoby prowadzić do złamania, postanowiłem obiektywnie zbadać jaki jest graniczny zakres derotacji. W tym celu osobiście zaprojektowałem oryginalne badanie biomechaniczne krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej kręgosłupa możliwego do zastosowania w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej. Po nawiązaniu współpracy z polskim producentem implantów kręgosłupowych (firmą LfC), rozpocząłem cykl badań eksperymentalnych na zwłokach w Zakładzie Medycyny Sądowej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego oraz w laboratoriach firmy LfC w Zielonej Górze w poszukiwaniu sposobu na poprawę wyników leczenia skoliozy idiopatycznej.

1.1 Definicja, podział, etiologia i epidemiologia skolioz

Definicja

Skolioza idiopatyczna to rozwojowe, strukturalne i trójpłaszczyznowe zniekształcenie kręgosłupa i tułowia, gdzie kąt skrzywienia boczno-tylnego mierzony sposobem Cobba na rentgenogramie przednio-tylnym wynosi co najmniej 10° [71]. Rozwój skrzywienia jest ściśle związany z procesem wzrostu kręgosłupa. Przekroczenie krytycznej wielkości deformacji prowadzi do ciągłej progresji skoliozy powyżej 5 stopni rocznie, o dynamice adekwatnej do tempa wzrostu kręgosłupa.

Podział skolioz

Istnieje kilka podziałów skolioz w zależności od zastosowanych kryteriów różnicujących takich jak: etiologia, wiek w którym występuje oraz lokalizacja skrzywienia kręgosłupa.

A. Podział Cobba

Klasyfikuje skrzywienia pod kątem ich etiologii na cztery podstawowe grupy [14].

- kostnopochodne (wrodzone, torakopochodne, układowe)
- nerwopochodne (wrodzone, porażenne wiotkie, porażenne spastyczne)
- mięśniowopochodne (wrodzone, dystrofie mięśniowe, inne)
- idiopatyczne (o nieustalonej etiologii).

B. Podział chronologiczny skolioz idiopatycznych [79].

Oparty jest na wieku, w którym rozpoznawane jest po raz pierwszy skrzywienie.

- skolioza wczesnodziecięca (*scoliosis infantilis*) dotyczy chorych od 0 do 2 lat i 11 miesięcy
- skolioza dziecięca (*scoliosis juvenalis*) od 3 lat do 9 lat i 11 miesięcy
- skolioza młodzieńcza (*scoliosis adolescentium*) od 10 roku życia do 17 lat i 11 miesięcy – najliczniejsza grupa.
- skolioza dorosłych (*scoliosis adultorum*) rozpoznawana powyżej 18 roku życia.

C. Podział skolioz ze względu na lokalizację skrzywienia pierwotnego [71].

- skoliozy szyjne (C4-C6)
- szyjno-piersiowe (C7 lub Th1)

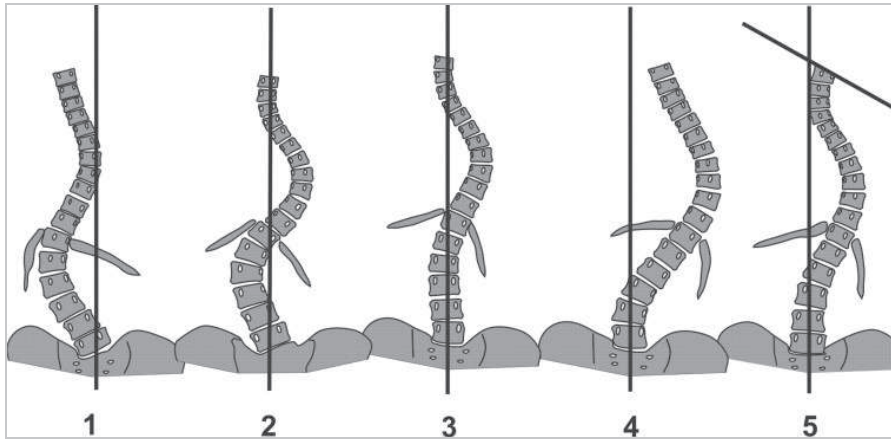
- piersiowe (Th2-Th11)
- piersiowo-lędźwiowe (Th12-L1)
- lędźwiowe (L2-L4)
- lędźwiowo-krzyżowe (L5-S1)

D. Podział skolioz wg Scoliosis Research Society (SRS)

- wysokie piersiowe
- piersiowe
- piersiowo-lędźwiowe
- lędźwiowe
- większe piersiowe i mniejsze lędźwiowe
- podwójne – piersiowe i lędźwiowe
- podwójne piersiowe i piersiowo-lędźwiowe
- podwójne piersiowe
- wielołukowe

E: Podział skolioz wg Kinga [52]

- skolioza dwułukowa z przewagą lędźwiowej
- skolioza dwułukowa z przewagą piersiowej
- skolioza jednołukowa piersiowa
- skolioza długołukowa piersiowa w której L4 pochyla się w stronę wygięcia
- podwójna skolioza piersiowa



Ryc. 1. Podział skolioz wg Kinga

Fig. 1. King classification of scoliosis

F. Podział skolioz wg Lenke [60]

Podział ten jest obecnie najbardziej popularny na świecie i stosowany praktycznie przez wszystkich, którzy zajmują się leczeniem skolioz.

Tabela 1. Podział skolioz wg Lenke

Table 1. Lenke classification of scoliosis

Typ <i>Type</i>	Skrzywienie w odcinku piersiowym bliższym <i>Proximal thoracic</i>	Skrzywienie w odcinku piersiowym dalszym <i>Main thoracic</i>	Skrzywienie w odcinku piersiowo-lędźwiowym/lędźwiowym <i>Thoracolumbar/lumbar</i>	Typ skrzywienia <i>Curve type</i>
I	Niestrukuralne	Strukturalne	Niestrukuralne	Skolioza jednołukowa piersiowa
II	Strukturalne	Strukturalne	Niestrukuralne	Skolioza podwójna piersiowa
III	Niestrukuralne	Strukturalne	Strukturalne	Skolioza podwójna piersiowa i lędźwiowa z przewagą piersiowej

Typ <i>Type</i>	Skrzywienie w odcinku piersiowym bliższym <i>Proximal thoracic</i>	Skrzywienie w odcinku piersiowym dalszym <i>Main thoracic</i>	Skrzywienie w odcinku piersiowo-lędźwiowym/lędźwiowym <i>Thoracolumbar/lumbar</i>	Typ skrzywienia <i>Curve type</i>
IV	Strukturalne	Strukturalne	Strukturalne	Skolioza trójłukowa
V	Niestrukuralne	Niestrukuralne	Strukturalne	Skolioza jednołukowa piersiowo-lędźwiowa lub lędźwiowa
VI	Niestrukuralne	Strukturalne	Strukturalne	Skolioza podwójna piersiowa i lędźwiowa z przewagą piersiowo-lędźwiowej lub lędźwiowej

Etiologia

Przyczyna powstawania skolioz idiopatycznych do dnia dzisiejszego nie została jednoznacznie określona [63]. W przeszłości uważano, że zaburzenia w budowie kręgow były przyczyną powstawania skolioz [117]. Obecnie uważa się, że etiologia skolioz idiopatycznych jest wieloczynnikowa. Można wyróżnić kilka grup czynników etiologicznych takich jak: zaburzenia genetyczne, hormonalne, nieprawidłową strukturę tkanki łącznej, wady w budowie płytek krwi i nieprawidłowości w funkcjonowaniu ośrodkowego układu nerwowego [67]. Spadek produkcji melatoniny po usunięciu szyszynki u kurcząt miał wpływać na występowanie skoliozy u tych zwierząt doświadczalnych [24]. Teorie genetyczne z kolei podkreślały prawdopodobną rolę dziedziczenia dominującego genów powodujących skrzywienie kręgosłupa [48, 67]. Hipotezy dotyczące zaburzeń budowy kolagenu tkanki łącznej i mięśni przykręgosłupowych także brane były pod uwagę w etiologii skoliozy idiopatycznej [67]. Dysfunkcja ośrodkowego układu nerwowego pod postacią zaburzonego czucia głębokiego to kolejny prawdopodobny czynnik sprawczy [67]. Biorąc pod uwagę tak wiele wątpliwości dotyczących etiologii skoliozy nasuwa się refleksja, że skolioza może nie być chorobą jako taką, ale jednym z objawów uogólnionego zespołu chorobowego nie poznanego do tej pory przez świat medycyny.

Epidemiologia

Najliczniejszą grupą skolioz stanowiącą około 90% wszystkich typów to skoliozy idiopatyczne. Częstość występowania skoliozy idiopatycznej w populacji ludzkiej uzależniona jest wielkości skrzywienia zmierzonego metodą Cobba. Dla skrzywień większych niż 10° częstość ta wynosi 0,59-3% [72, 95]. Skrzywienia większe niż 20° występują w 0,24-0,7% populacji, a większe niż 30° w 0,04-0,2% populacji [107]. Można stwierdzić, że im skolioza jest większa

tym rzadziej występuje. Skoliozy niewielkiego stopnia stwierdza się z porównywalną częstością u dziewcząt i chłopców. Większa wartość kąta deformacji częściej występuje u dziewcząt. Płeć żeńska jest też bardziej narażona na progresję skoliozy [66]. W Polsce szacuje się, że tylko 1% dzieci z każdego rocznika wymaga leczenia z powodu rozpoznanej skoliozy [71]. Przedstawione fakty pozostają w dużym kontraście z ogólnie panującym poglądem o występowaniu epidemii skolioz w populacji polskiej. Rozbieżności te wynikają z nierozróżniania wad postawy od skolioz, w szczególności przez terapeutów.

1.2 Charakterystyka deformacji w skoliozie

W początkowej fazie rozwoju skoliozy piersiowej dochodzi do zmniejszenia się naturalnej kifozy w wyniku patologicznie zwiększonej długości kolumny przedniej w stosunku do tylnej. Objawem klinicznym tego jest zespół płaskich pleców. W efekcie tych zmian dochodzi do powstania niestabilności osiowej kręgosłupa i rotacji kręgów. Rotacja kręgów przebiega w odcinku piersiowym zazwyczaj trzonem w stronę prawą, co powoduje ujawnienie się patologicznego przodowygięcia kręgosłupa jako prawostronnego skrzywienia bocznego. Objawem klinicznym rotacji kręgosłupa jest powstawanie rotacyjnych zaburzeń w budowie klatki piersiowej czyli zewnętrznego garbu żebrowego oraz jego odpowiednika w odcinku lędźwiowym - wału lędźwiowego. To właśnie ten element deformacji jest główną przyczyną problemów emocjonalnych dzieci i młodzieży ze skoliozą, determinując w znacznym stopniu ich złą jakość życia [22, 41, 43, 58, 100]. Na uwagę zasługuje fakt, że wielkość garbu rośnie wraz z progresją skoliozy, co ma ciągły negatywny wpływ na chorych. Wraz z powiększającym się garbem

zewnątrznym powstaje garb wewnętrzny, który systematycznie zmniejsza przestrzeń na narządy wewnętrzne klatki piersiowej, stopniowo obniżając wydolność krążeniowo-oddechową chorych. Dodatkowym elementem deformacji kręgosłupa w skoliozie jest torsja kręgów, będąca klinicznym objawem ich zaburzeń wzrostowych w odpowiedzi na niesymetryczne obciążenia, zgodnie z teorią remodelowania kości Delpecha i Wolfa. Z jednej strony torsja może wywoływać cały patomechanizm skrzywienia w mechanizmie pierwotnego przodowygięcia kręgosłupa, a z drugiej może być efektem tego procesu. W przypadku skolioz lędźwiowych kolejność powstających deformacji w trzech płaszczyznach zaczyna się od wygięcia bocznego, następnie dochodzi do rotacji i w ostatnim etapie zmniejsza się wielkość lordozy lędźwiowej. Kiedy skolioza przekroczy wartość krytyczną poza możliwości samokontroli układu posturalnego człowieka, dochodzi do ciągłej progresji trwającej nawet po zakończeniu wzrostu kręgosłupa i ustąpieniu czynnika etiologicznego [71].

1.3 Wybrane elementy anatomii i biomechaniki kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego

Kręgosłup w odcinku piersiowym i lędźwiowym składa się łącznie z 17 kręgów połączonych ze sobą 16 segmentami ruchowymi, co czyni go złożonym układem biomechanicznym podatnym na powstawanie deformacji w przeciwieństwie do litej „nieruchomej” kości. W obrębie każdego kręgu wyróżnić można część przednią, czyli trzon kręgowy oraz tylną zwaną łukiem kręgowym. Obie części łączą się ze sobą nasadą łuku będącą miejscem o największej wytrzymałości biomechanicznej. Z tego powodu oraz ze względu na właściwości anatomiczne to właśnie nasada jest doskonałym miejscem w obrębie kręgu, gdzie możliwa jest bezpieczna implantacja śrub

transpedikularnych, wykorzystywanych podczas operacyjnego leczenia skoliozy. Jednakże w przebiegu skoliozy dochodzi także do zniekształcenia nasad szczególnie po stronie wklęsłej w mechanizmie torsji, co powoduje wielokrotnie duże utrudnienia z możliwością prawidłowego wprowadzenia implantu na szczycie skrzywienia po tej stronie, a więc tam gdzie planowana jest korekcja rotacji w największym zakresie [87]. Wewnętrzną przestrzeń pomiędzy trzonem a łukiem w obrębie jednego kręgu stanowi otwór kręgowy, przez co nakładające się na siebie sąsiednie kręgi tworzą kanał kręgowy, zawierający rdzeń. Na poziomie krążka międzykręgowego L1/L2 rdzeń kręgowy kończy się stożkiem, poniżej którego biegną korzenie nerwowe otoczone oponami tworząc ogon koński. Należy pamiętać, że w przebiegu skoliozy deformacja kostna w naturalny sposób oddziałuje na rdzeń, który przybiera jej kształt. Istotna jest także zmiana położenia rdzenia w obrębie kanału z pośrodkowego na boczny. Rdzeń przebiega po cięciwie koła wyznaczonego przez łuk skolioz i opiera się o ściany kanału kręgowego po wklęsłej stronie skrzywienia. Ten patologiczny stan podwyższa ryzyko wystąpienia powikłań neurologicznych na wypadek nieprawidłowości w pozycji zainstrumentowanej śruby transpedikularnej. Wraz z zniekształcającym się rdzeniem kręgowym podążają niezwykle delikatne naczynia krwionośne, co w trakcie korekcji może wiązać się z krytycznym obniżeniem się ich wydolności hemodynamicznej i konsekwencjami neurologicznymi. Szczególną rolę w zjawiskach niedokrwienia rdzenia kręgowego po korekcji odgrywa tętnica Adamkiewicza, będąca największą tętnicą korzeniową odcinka lędźwiowego rdzenia kręgowego. Naczynie to jest zazwyczaj nieparzyste, odchodzi na wysokości Th9-Th10 od tętnicy międzyżebrowej lub tętnicy lędźwiowej i ma średnicę około 1 mm. Wnika do kanału kręgowego na wysokości między Th10 oraz L2 przez otwory międzykręgowe. Gałąź przednia tętnicy dzieli się na część wstępującą zaopatrującą rdzeń aż do dolnego odcinka piersiowego i część zstępującą,

biegnącą do nici końcowej. Niewydolność tętnicy Adamkiewicza po korekcji prowadzi do zaburzenia w krążeniu rdzeniowym i niedokrwienia rdzenia w obrębie przednich sznurów ruchowych. Obserwuje się wówczas niedowład spastyczny kończyn dolnych i zaburzenia sznurowe czucia bólu i temperatury. Ryzyko wystąpienia zaburzeń neurologicznych podczas operacyjnego leczenia skoliozy dodatkowo wzrasta w przypadku obecności wrodzonych wad w budowie rdzenia takich jak: jamistość, zakotwiczenie czy rozdwojenie rdzenia kręgowego [6, 116]. Kręgosłup jest kolumną wielosegmentową stanowiącą centralną oś biomechaniczną ciała ludzkiego, stąd często nazywa się go narządem osiowym. Dzięki wielocłonowej budowie może spełniać dwie podstawowe funkcje: podporową i ruchową. Ruchy kręgosłupa zachodzą w trzech płaszczyznach z tego powodu skolioza jest deformacją trójpłaszczyznową. W płaszczyźnie strzałkowej odbywa się ruch prostowania i zginania, w płaszczyźnie czołowej ruchy zginania bocznego natomiast w płaszczyźnie poprzecznej ruchy rotacyjne. Kolejno występujące po sobie ruchy zgięcia do przodu, w prawo, do tyłu i w lewo lub odwrotnie dają złożony ruch obwodzenia. Budowa anatomiczna warunkuje zakres ruchu w wymienionych płaszczyznach. W odcinku piersiowym największy ruch odbywa się w płaszczyźnie czołowej natomiast w odcinku lędźwiowym w płaszczyźnie strzałkowej. Fizjologiczny zakres rotacji jest zarówno w piersiowym jak i lędźwiowym odcinku minimalny. Z jednej strony chroni to kręgosłup przed zjawiskiem nadmiernej rotacji w przebiegu skoliozy idiopatycznej, a z drugiej utrudnia uzyskanie zadowalającej derotacji podczas operacyjnej korekcji [123].

1.4 Zasady i historia operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej

Wskazaniami do leczenia operacyjnego są: wielkość kąta skrzywienia wg Cobba powyżej 40° , progresja więcej niż 5° na rok, skoliozy ze współistniejącą hypokifozą lub lordozą w odcinku piersiowym kręgosłupa, zespoły bólowe kręgosłupa i zaburzenia neurologiczne, współwystępujące z nieleczonym skrzywieniem bocznym kręgosłupa u dorosłych [71].

Podstawowym celem leczenia skoliozy idiopatycznej jest powstrzymanie progresji deformacji oraz bezpieczna dla chorego trójplaszczynowa korekcja kręgosłupa i klatki piersiowej. Z uwagi na nieznaną etiologię skoliozy stosowane leczenie jest wyłącznie objawowe i polega na hamowaniu i likwidowaniu skutków rozwijającej się deformacji kręgosłupa i klatki piersiowej [122]. Powstrzymanie progresji można osiągnąć w wyniku usztywnienia kręgosłupa (spondylodezy), co ogranicza występowanie w przyszłości niekorzystnych skutków obecności deformacji takich jak: zmiany zwyrodnieniowe kręgosłupa i towarzyszące im zespoły bólowe, zaburzenia krążeniowo-oddechowe oraz zmniejszenie ogólnej wydolności życiowej [50]. Obecnie leczenie skoliozy polega na doskonaleniu korekcji deformacji z objęciem coraz mniejszej ilości kręgów przeznaczonych do usztywnienia [5, 23]. Pozwala to znacząco poprawić sylwetkę chorych i funkcjonalność kręgosłupa oraz skrócić okres powrotu do zdrowia po operacji [51].

Dostęp do kręgosłupa podczas operacji jest możliwy poprzez złuszczenie mięśni przykręgosłupowych od strony tylnej lub poprzez otwarcie dużych jam ciała (torakotomia lub laparotomia) od strony przedniej. Po odsłonięciu kręgosłupa możliwe jest wielopunktowe zainstrumentowanie kręgosłupa (trzon kręgu, wyrostki kolczyste i poprzeczne, łuki oraz nasady) i zastosowanie wielokierunkowych sił, co pozwala na osiągnięcie korekcji [119].

O doborze techniki operacyjnej decyduje dojrzałość kostna określana najczęściej testem Rissera [99]. Wynika to z faktu, że usztywnienie kręgosłupa powinno być wykonane po zakończeniu wzrostu kostnego, w przeciwnym razie zachodzi ryzyko wystąpienia wtórnych deformacji (*cranshaft phenomenon*). U chorych niedojrzałych kostnie (Risser = 0-1) zalecane są techniki kilkietapowej korekcji ze spondylodezą w ostatnim etapie leczenia, lub wykorzystanie tzw. implantów rosnących. W grupie chorych z bardzo dużymi skrzywieniami (powyżej 90°) stosuje się w pierwszym etapie leczenia przednie uwolnienie kręgosłupa w połączeniu z tylną korekcją i usztywnieniem. U chorych z dojrzałością kostną (Risser = 3-5) i skrzywieniem przeciętnej wielkości można wykorzystać najwięcej technik chirurgicznych.

Najczęściej stosowaną taktyką leczenia skoliozy idiopatycznej, określanej mianem „złotego standardu” jest tylna korekcja, stabilizacja i usztywnienie. W 1914 r. Hibbs usztywnił skoliozę z dostępu tylnego z wykorzystaniem autogennych przeszczepów kostnych uzyskanych z resekowanych wyrostków kolczystych oraz tylnej powierzchni łuków kręgowych [37]. Udoskonalenie Albee'ego tej techniki polegało na zastosowaniu autoprzeszczepu części kości piszczelowej w celu wytworzenia masywniejszej spondylodezy [65]. W 1962 roku Paul Harrington podobnie jak Hibbs wykorzystał tylny dostęp ale poza usztywnieniem po raz pierwszy zastosował implanty kręgosłupowe [32]. Metoda Harringtona polegała na dystrakcji kręgosłupa na pręcie w płaszczyźnie czołowej i stosowana była na świecie przez ponad 20 lat [17]. Ta rewolucyjna technika operacji w retrospektywnej analizie wykazała jednak wiele słabych punktów. Korekcja skrzywienia była niewielka i tylko w jednej płaszczyźnie. Obserwowano zniesienie fizjologicznych krzywizn kręgosłupa określonych jako zespół „płaskich pleców”. Wytrzymałość mechaniczna prętów była ograniczona, co w parze ze słabym „zakotwiczeniem” haków w kręgosłupie powodowało konieczność wielomiesięcznego unieruchomienia zewnętrznego w postaci

gorsetów oraz dodatkowych hospitalizacji związanych z poprawą korekcji [34]. Niezależnie od wymienionych mankamentów metoda Harringtona stała się podstawą do opracowywania nowych systemów do leczenia operacyjnego skolioz [98].

Modyfikacja Luque'a przedstawionej metody polegała na zastosowaniu podłukowych pętli drutów, przez co korekcja przybrała charakter segmentalnej w mechanizmie translacji szczytu skrzywienia do centralnej linii krzyżowej wyznaczonej przez pręt dystrykcyjny [36]. Umożliwiło to osiągnięcie lepszej korekcji skrzywienia z poprawą balansu strzałkowego kręgosłupa, zwiększył się odsetek spondylodezy i w niektórych przypadkach nie było potrzeby stosowania unieruchomienia zewnętrznego [36, 109]. Największą wadą metody Harringtona-Luque'a był wysoki odsetek powikłań neurologicznych, związanych z uszkodzeniem opon mózgowo rdzeniowych i rdzenia przez wewnątrzkanalowo wprowadzone pętle drutu.

Zgodnie z naturalną tendencją do osiągnięcia korekcji we wszystkich płaszczyznach przełomem w chirurgii skolioz, była filozofia 3-płaszczyznowej korekcji deformacji, opracowana przez Cotrela-Dubousseta (CD) na początku lat osiemdziesiątych [15]. Mechanizm uzyskania korekcji w tej metodzie oparty był na obrocie odpowiednio dogiętego pręta, osadzonego na uprzednio planowo rozmieszczonych hakach nasadowych lub łukowych w punktach strategicznych skrzywienia. Obrót dogiętego pręta miał powodować derotację i odtworzenie fizjologicznych krzywizn [15, 30]. Dodatkowo korekcję uzupełniano odcinkową dystrykcją i kompresją między odpowiednimi hakami. Przez zastosowanie znacznej ilości haków oraz dwóch prętów połączonych łącznikami, osiągnięto sztywny ramowy układ stabilizujący kręgosłupa bez konieczności stosowania gorsetów w okresie pooperacyjnym [3, 7, 35, 124]. Mankamentem metody CD była niewystarczająca korekcja rotacji oraz ograniczona stabilność wynikająca z użycia systemów hakowych z punktami zakotwiczenia w obrębie tylnej

kolumny kręgosłupa, co pozwalało jedynie na pośrednie oddziaływanie siły korekcyjnej na zrotowane trzony kręgowy [38]. W związku z tym niektóre systemy hakowe dodatkowo wspomagano zastosowaniem pętli drutu, co umożliwiało translację kręgosłupa do pręta dystrykcyjnego (Wisconsin, Chiba) [126].

Jak wynikało z badań doświadczalnych, najbardziej wytrzymałym mechanicznie elementem w obrębie kręgu okazała się nasada łuku [113]. Z tego powodu śruby wyparły z użycia haki w operacyjnym leczeniu skoliozy, a nowa taktyka leczenia oparta na takiej instrumentacji kręgosłupa została nazwana zmodyfikowaną metodą CD. Poprzez przyłożenie siły do odpowiednio wprowadzonych śrub transpedikularnych, możliwa była znacznie lepsza korekcja w obrębie wszystkich trzech kolumn kręgosłupa [64, 73, 110]. Podobnie jak w przypadku oryginalnej metody CD podstawowym manewrem korygującym była derotacja na pręcie, dystrykcja strony wklęsłej skrzywienia z kompresją wypukłej oraz dodatkowa korekcja *in situ* [13, 57]. Wielu autorów opisało lepsze wyniki trójplaszczyznowej korekcji skolioz przy użyciu nowoczesnej metody CD [46, 64, 68, 113]. Zmodyfikowane systemy CD cechowała znacznie lepsza stabilność, co umożliwiało jednoetapowe leczenie dużego stopnia skolioz oraz redukcję zakresu spondylodezy [23, 59, 74]. Obecnie dzięki zastosowaniu nowoczesnych przyrządów takich jak ramię „C”, ramię „O” czy nawigacji, możliwe jest precyzyjne i bezpieczne wprowadzenie śrub przeznasadowych na wszystkich poziomach kręgosłupa [53, 77, 79, 96]. Śruby przeznasadowe, umiejscowione prawidłowo w nasadzie łuku, nie zajmują miejsca w kanale kręgowym w przeciwieństwie do haków i podłukowych pętli drutu, gdzie częstość uszkodzeń struktur neurologicznych była większa [36].

Ostatnim krokiem w rozwoju technik operacyjnego leczenia skolioz było udoskonalenie korekcji rotacji i wprowadzenie techniki derotacji bezpośredniej kręgosłupa. Zbiegło się z uznaniem derotacji szczytu skrzywienia jako

najważniejszego elementu leczenia skoliozy idiopatycznej [22]. W licznych badaniach, stwierdzono korzystny wpływ korekcji rotacji szczytowej kręgów na efekt kosmetyczny i zmniejszenie garbu żeberowego, opracowując coraz lepsze rozwiązania techniczne służące do tego celu [41, 58].

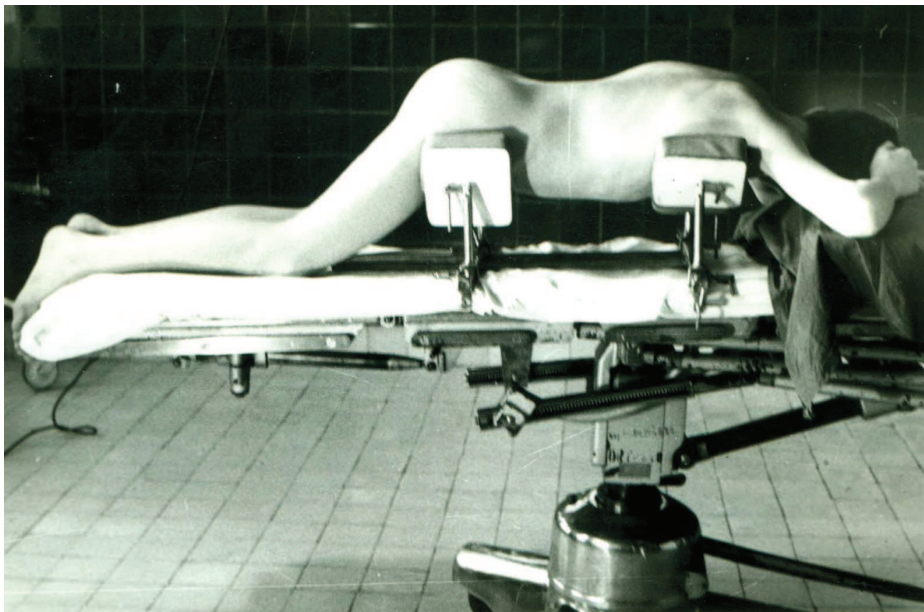
Równocześnie z rozwojem technik operacyjnych z dostępu tylnego, rozwijały się metody i systemy chirurgiczne z zastosowaniem przedniego dostępu do kręgosłupa. Pierwsze takie systemy zaproponowali Dwyer i Zielke [25, 130]. W chwili obecnej stosuje się wiele różnych systemów dedykowanych dla tego dościa.

Wybór dostępu w leczeniu operacyjnym skolioz idiopatycznych w głównej mierze zależy od preferencji i doświadczenia chirurga.

1.4.1 Historia operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej w Polsce

Historia polskiej ortopedii związana jest z historią leczenia skoliozy. W 1840 r. został otworzony oddział ortopedyczny w Poznaniu, który specjalizował się w leczeniu skolioz i wad postawy. Pomiędzy rokiem 1900 a 1930 spośród 603 publikacji prezentowanych na łamach dwumiesięcznika *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska* 31 prac dotyczyło problematyki leczenia skoliozy i gruźlicy kręgosłupa. W ciągu 75 lat działalności Polskiego Towarzystwa Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu 4-krotnie tematem wiodącym podczas ogólnopolskich zjazdów naukowych było leczenie skoliozy (Warszawa 1965, Katowice 1970, Gdańsk 1992, Szczecin 2004). W 1956 roku Gruca zastosował w leczeniu skoliozy sprężyny umieszczone po stronie wypukłej skrzywienia, które miały zastąpić osłabione mięśnie. Metoda była popularna na całym świecie łącznie z USA. W 1956 roku Król z Poznania wprowadził instrumentarium Marino-Zucco do operacyjnego leczenia skoliozy. Pierwsze operacje skoliozy w Klinice Ortopedii w Gdańsku wykonano w roku

1957. Procedura operacyjna różniła się od działań wykonywanych dzisiaj. Przygotowanie przedoperacyjne chorych trwało od 3 do 6 tygodni i polegało na doprowadzeniu chorego do optymalnego stanu ogólnego poprzez zastosowanie ćwiczeń ogólnorozwojowych, ćwiczeń antygravitacyjnych, oddechowych, rozluźniających i rozciągowych. Następnie wykonywało się redresje i korekcie skrzywienia w gorscie Rissera i dopiero wtedy przystępowano do operacji. Stosowano znieczulenie ogólne w neuroleptoanalgezji metodą Henschla. Chorego układano twarzą w dół na podstawie Reltona-Halla (ryc. 2). Wykonywano spondylodezę zgodnie z techniką podaną w 1913 roku przez Albee. Do usztywnienia kręgosłupa stosowano autogenny przeszczep kości piszczelowej w kształcie listwy kostnej, który był stabilizowany do kręgosłupa za pomocą pętli drutu, a w przypadkach równoczesnej torakoplastyki dodatkowo stosowano przeszczepy uzyskane z resekowanych żeber (ryc. 3) [115].



Ryc. 2. Ułożenie chorego na stole operacyjnym na podstawie Reltona-Halla. Gdańsk 1957

Fig. 2. Position of the patient on the operating table with Relton-Hall stand. Gdańsk 1957

a)

Nr Księgi Głównej 572 Nr Księgi Oddziałowej 94 Kolejny Nr operacji 6
 Nazwisko i imię Broski Jan lat 53
 Rozpoznanie przedoperacyjne Sclerost Thomas-Lundala odcinka 4/1
 Czy uzyskano zgodę na operację tak
 Przybył(a) dnia 1.11.57 Operowany(a) dnia 12.11.57 na sali

Zmianaślon dokoła	Rodzaj zmianaślon	Dotyczy	Czas trwania zabiegu od - do	Czas trwania operacji od - do
Dojciek	skier + 62	zabiegowa	10.00	11.30

Operujący Hlavaty Asystenci Birta, Bartka, B.

Rodzaj i przebieg operacji: Wykonano kręgosłupa przemieszczenie kostki L4/L5 w kierunku kręgosłupa piersiowego. Zmiana położenia i odwrócenie od linii środkowej ciała mięsni jestone kęty odstawienie linii stonę wyrodkow wyślye i łukow kręgosłupa. Wyrodkow piersiowa i łukow odwrócenie pę w ten sposób kręgosłupa dla przemieszczenia i piersiowej kęty. Zmianaślon około 15 mm powiększenie oraz odwrócenie do łukow odwrócenia. Zmianaślon przylegać emie do łukow. Siepat od kęty piersiowej do Zmianaślon umocniono 3 pętlami i dokoła do łukow kręgosłupa. Słony umocniono słony sprężynny. Wronie zabiegu pod kęty grupy A 350 ml. penicylina 700 tys. jednostek i streptomycyny. Po zabiegu chęty powstał wstrząs i

Rozpoznanie pooperacyjne Hlavaty
 Podpis operującego

b)

Nr Księgi Głównej 1431 Nr Księgi Oddziałowej Kolejny Nr operacji
 Nazwisko i imię Jurewicka Roman lat
 Rozpoznanie przedoperacyjne Sclerost Thomas-Lundala odcinka 4/1
 Czy uzyskano zgodę na operację tak
 Przybył(a) dnia 26.11.69 Operowany(a) dnia 27.11.69 na sali

Zmianaślon dokoła	Rodzaj zmianaślon	Dotyczy	Czas trwania zabiegu od - do	Czas trwania operacji od - do
Rekucyka	MLA		855	855

Operujący doc. Hlavaty Asystenci doc. Szerekot
 Pracownicy szpitalni Wójcik
 Instrumentarzysta S. Jurek

Rodzaj i przebieg operacji: Operacja zgodnie z Harringtonem.

Operacja została wykonana zgodnie z Harringtonem. Zmianaślon zostało przemieszczone w kierunku kręgosłupa piersiowego. Zmiana położenia i odwrócenie od linii środkowej ciała mięsni jestone kęty odstawienie linii stonę wyrodkow wyślye i łukow kręgosłupa. Wyrodkow piersiowa i łukow odwrócenie pę w ten sposób kręgosłupa dla przemieszczenia i piersiowej kęty. Zmianaślon około 15 mm powiększenie oraz odwrócenie do łukow odwrócenia. Zmianaślon przylegać emie do łukow. Siepat od kęty piersiowej do Zmianaślon umocniono 3 pętlami i dokoła do łukow kręgosłupa. Słony umocniono słony sprężynny. Wronie zabiegu pod kęty grupy A 350 ml. penicylina 700 tys. jednostek i streptomycyny. Po zabiegu chęty powstał wstrząs i

Rozpoznanie pooperacyjne Hlavaty
 Podpis operującego

Ryc. 3. a) Opis operacji usztywnienia kręgosłupa sposobem Albee. Gdańsk 1957

b) Opis operacji sposobem Harringtona. Gdańsk 1969

Fig. 3. a) The protocol of spinal fusion surgery performed with Albee technique. Gdańsk 1957

b) The protocol of spinal fusion surgery performed with Harrington technique. Gdańsk 1957



Ryc. 4. Zmodyfikowane dystryktory i kontraktory Harringtona. Gdańsk 1969
Fig. 4. Modified Harrington distractors and contractors. Gdańsk 1969

W 1968 roku Waisflog z Bytomia opracował specjalny dystryktor do leczenia operacyjnego skoliozy, a nową technikę nazwał metaloplastyką. W 1968 roku Król z Poznania jako pierwszy w Polsce wprowadził technikę Harringtona. W tym samym roku w Gdańsku podjęto próbę leczenia skoliozy sposobem Cotrela używając, jako rozpórki przeszczepu homogenego liofilizowanego. W dniu 27 marca 1969 roku w Gdańsku Hlavaty i Szczekot wykonali pierwszą operację skoliozy zmodyfikowanym sposobem Harringtona z użyciem własnej produkcji zmodyfikowanych dystryktorów i kontraktów Harringtona (ryc. 4). Implanty w Gdańsku były wykonane przez inż. Janusza Martina w Pracowni Doświadczalnej Wojewódzkich Warsztatów Ortopedycznych w Gdańsku działającej przy Klinice Ortopedii. Były one wykonane ze stali H18N10MT i posiadały różną długość. Oryginalny dystryktor

Harringtona posiadał mechanizm zapadkowy, podczas gdy dystraktor „gdański” był nagwintowany. Dzięki takiej innowacji możliwe było zastosowanie nakrętki z przeciwnakrętką, co istotnie zmniejszyło ryzyko ześlizgu górnego haka lub złamanie dystraktora w odcinku mechanizmu zapadkowego, co obserwował również sam Harrington [31, 39]. Dystrakcję operowanego skrzywienia uzyskiwano za pomocą dokręcania nakrętek umieszczonych pod górnymi hakami, które kontrowano przeciwnakrętkami po zakończonej dystrakcji. Operacja skoliozy w tamtym czasie uznawana była za najtrudniejszą w ortopedii, bardzo obciążającą chorego i stanowiła poważne trudności techniczne dla operatorów i anestezjologów. Ryzyko wynikało z wyjściowo względnej niewydolności oddechowej pacjentów oraz znacznej utraty krwi rzędu 800-1500 ml. Należy pamiętać, że jedynym w owym czasie sposobem opanowania krwotoku po dekortykacji kręgosłupa były okłady pola operacyjnego wałkami gazy nasączonymi gorącą solą fizjologiczną. Okres pooperacyjny był także bardzo ciężki dla operowanych pacjentów. Trzy tygodnie po wygojeniu rany pooperacyjnej zakładano chorym domodelowany gorset gipsowy na ramie Cotrela z umiarkowanym wyciągiem. Chorzy pozostawali w gorsecie w pozycji leżącej przez 3 miesiące. Po tym okresie rozpoczynano pionizację. Jeżeli utrata korekcji przekraczała 10 stopni leżenie przedłużano o kolejny miesiąc. Pół roku po operacji usuwano gorset zlecając w okresie następnego półrocza ograniczenie aktywności życiowej. Średni pobyt chorego w Klinice w Gdańsku wynosił 56 dni. Instrumentarium Harringtona usuwano średnio po 18 miesiącach od zabiegu, ale nie u wszystkich pacjentów. W roku 1975 Bącal i Wierusz z Zielonej Góry także zmodyfikowali instrumentarium Harringtona, a w 1978 roku opracowali i wyprodukowali polskie instrumentarium BW-2 do leczenia skoliozy i innych patologii kręgosłupa. W 1981 roku Polskie Towarzystwo Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu wyodrębniło Sekcję Spondyloortopedii, której prezesem został Stefan Malawski z Otwocka. W 1982

roku Zarzycki wprowadził technikę Luque'a z wykorzystaniem podłukowych pętli drutu. W 1985 roku Przybylski z Trzebnicy wykonał po raz pierwszy w Polsce operację skoliozy metodą Cotrel-Dubousseta. W 1986 roku Zarzycki wprowadził technikę Wisconsin w leczeniu skolioz, a w 1990 po raz pierwszy w Polsce wykonał operację skoliozy z dostępu przedniego z zastosowaniem instrumentarium Zielke. W 1990 Tylman i Marczyński z Warszawy zastosowali pręt rosnący w operacyjnym leczeniu skoliozy dziecięcej. W 1992 roku firma LfC z Zielonej Góry skonstruowała i rozpoczęła produkcję pierwszego w Polsce instrumentarium derotującego do leczenia skoliozy i innych deformacji kręgosłupa pod nazwą DERO [9, 128, 129]. W latach 1990-1997 w Gdańsku operacje skoliozy były wykonywane wprowadzoną przez Smoczyńskiego zmodyfikowaną techniką Harringtona Luque'a [105, 106]. Od 1998 do 2005 roku stosowana była w Gdańsku metoda Cotrel-Dubousseta do leczenia skolioz idiopatycznych z wykorzystaniem głównie polskiego instrumentarium DERO. W latach 1991-2010 Nowakowski z Poznania opublikował cykl artykułów odnośnie diagnostyki, epidemiologii i leczenia skolioz [77, 78, 79]. Z uwagi na niewielką ilość pacjentów wymagających operacyjnego leczenia skoliozy w Polsce (ok. 500 rocznie), a także na złożoną technikę operacyjną obecnie tylko niektóre ośrodki w Polsce zajmują się leczeniem skoliozy.

Mój osobisty wkład w rozwój operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej w Klinice Ortopedii w Gdańsku polegał na wprowadzeniu w 2005 roku zmodyfikowanej metody Cotrel-Dubousseta, polegającej na zastąpieniu haków wyłącznie śrubami przeznasadowymi w implantacji kręgosłupa. Kolejną nowością było wprowadzenie przeze mnie w 2008 roku pierwszego systemu bezpośredniej derotacji kręgosłupa VCM (*vertebral column manipulation* - Medtronic). Producent implantu udostępnił dla moich indywidualnych potrzeb grubsze niż standardowo stosowane w Polsce pręty dystrykcyjne o średnicy 6,35 mm, co pozwoliło mi na poprawę stopnia korekcji. Od tego czasu

wszystkie operacje skoliozy wykonywane były z wykorzystaniem techniki derotacji bezpośredniej. Stosowałem wiele różnych rozwiązań technologicznych dedykowanych do tego typu korekcji. Doświadczenie, które osiągnąłem umożliwiło mi zorganizowanie wielu kursów szkoleniowych dla lekarzy z Polski w celu propagowania techniki bezpośredniej derotacji kręgosłupa w operacyjnym leczeniu skoliozy. Wszystkie nowo wprowadzane przeze mnie techniki operacyjne były bardziej skuteczne w korekcji skoliozy [84]. Obserwowałem także korelację dodatnią pomiędzy stopniem korekcji deformacji szczególnie derotacyjnej, a jakością życia operowanych chorych [100]. Wprowadzone przeze mnie techniki operacyjne okazały się tak skuteczne, że ograniczeniem w uzyskaniu optymalnej korekcji nie była jak w poprzednich latach bariera mechaniczna w postaci sztywności skrzywienia, lecz biologiczna wrażliwość rdzenia na niedokrwienie w efekcie rozciągania. Biorąc to pod uwagę w 2009 r. wprowadziłem jako standard podczas operacyjnego leczenia skolioz ciągły neuromonitoring rdzenia kręgowego. Dla pełnej ochrony rdzenia zastosowałem połączenie monitoringu somatosensorycznych potencjałów czuciowych i ruchowych (SEPP i MEP), gdyż takie rozwiązanie gwarantowało największą skuteczność wykrywania uszkodzenia rdzenia kręgowego w czasie, gdy proces był jeszcze odwracalny [81, 82]. W celu jeszcze większej poprawy bezpieczeństwa pacjentów podczas operacyjnego leczenia skoliozy w 2013 roku zdecydowałem o potrzebie standardowego stosowania śródoperacyjnej tomografii komputerowej zintegrowanej z nawigacją operacyjną.

1.5 Technika derotacji bezpośredniej w operacyjnym leczeniu skolioz

Skolioza idiopatyczna jest trójwymiarową deformacją kręgosłupa. Z uwagi na to operacyjne systemy korekcyjne od zawsze uwzględniały ten fakt, ewoluując w kierunku kontroli wszystkich składowych deformacji w tym rotacji. Pierwsze operacje skolioz polegały właśnie na plastyce klatki piersiowej i resekcji garbu żebrowego, stając się później jedynie składową złożonej procedury operacyjnej [70]. Biorąc pod uwagę niekorzystny wpływ torakotomii na wyjściowo obniżoną wydolność oddechową pacjentów ze skoliozą, naturalną rzeczą było poszukiwanie rozwiązań, które zmniejszyłyby garb w mechanizmie derotacji [62]. Idealny system do korekcji skoliozy powinien umożliwić sztywną stabilizację kręgosłupa oraz maksymalną korekcję we wszystkich płaszczyznach przy minimalnym zakresie instrumentacji. Pierwszy derotacyjny system (CD) do leczenia skoliozy, okazał się mało efektywny w korekcji rotacji [26, 27, 30, 44, 54, 55, 56, 86, 94, 125]. W 1999 roku Suk opisał możliwości instrumentacji kręgosłupa z wykorzystaniem wyłącznie śrub przeznasadowych, co miało poprawić derotację przy niezmiennych założeniach oryginalnego systemu Cotrela-Dubousseta, a metodę umownie nazwano jako „zmodyfikowaną metodą CD” [114]. Taka zmiana umożliwiła zastosowanie większych sił korekcyjnych podczas operacji skoliozy, pomimo tego stopień osiągniętej derotacji jedynie poprzez obrót pręta był nadal niewystarczający [45, 58]. Derotacja pręta po stronie wklęsłej paradoksalnie nasilała rotację zamiast ją redukować, co wielokrotnie sam obserwowałem podczas wykonywanych przeze mnie operacji. Prostim rozwiązaniem, który stosowałem było uciskanie niespodziewanie powiększającego się garbu w trakcie dedykowanego w zupełnie innym celu manewru – derotacji pręta. Takie same spostrzeżenia skłoniły Suka do opracowania systemu bezpośredniej derotacji kręgosłupa (DVR – *direct vertebral rotation*), umożliwiającego nie tylko prewencję narastającej rotacji po

skręcie pręta, ale uzyskanie po raz pierwszy w historii rzeczywistej derotacji w skoliozie [58] (ryc. 5).



Ryc. 5. System Suka do bezpośredniej derotacji kręgosłupa
Fig. 5. Suk's direct vertebral rotation system

Podczas derotacji pręta chirurg generuje powstanie dwóch wektorów sił. Pierwszy wektor siły wywołany jest przestrzenną zmianą pozycji zgiętego pręta. Jest skierowany do tyłu i przyśrodkowo, przez co koryguje deformacje w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, nie mając wpływu na korekcję w płaszczyźnie poprzecznej. Drugi wektor siły powstaje podczas aktu obrotu pręta i jest skierowany wzdłuż jego osi, co także nie ma wpływu na korekcję rotacji. Koncepcja systemu derotacji bezpośredniej jest prosta i polega na zastosowaniu siły skierowanej w kierunku przeciwnym zarówno do rotacji jak i obrotu pręta. Punktem przyłożenia siły są główki śrub transpedikularnych wprowadzonych przez nasady do kręgów na szczycie skrzywienia. Umożliwia to przeniesienie siły na trzony kręgowe i korekcję deformacji osiowej czyli derotację bezpośrednią [58]. W typowej prawostronnej skoliozie piersiowej ruch derotacji

bezpośredniej odbywa się w lewą stronę czyli odwrotnie do ruchu wskazówek zegara.

Należy pamiętać, że wykonywanie forsownej korekcji zawsze wiąże się z ryzykiem obluzowania instrumentarium na drodze złamania kości lub płużenia implantu. Z tego powodu haki nie znalazły zastosowania w systemach derotacji bezpośredniej, gdyż nie gwarantowały wystarczająco dobrego punktu zakotwiczenia w kręgosłupie [43, 50]. Warunkiem wykonania zatem bezpośredniej derotacji jest wcześniejsza instrumentacja kręgosłupa wyłącznie śrubami transpedikularnymi. W celu zachowania dalszego bezpieczeństwa siła derotująca jest przykładana do kilku śrub wprowadzonych na szczycie skrzywienia, spiętych łącznikami w jeden blok. Dzięki takiemu wielopunktowemu rozłożeniu przyłożonej siły zmniejsza się ryzyko złamania kręgosłupa w trakcie korekcji. Według tej koncepcji zaprojektowana jest większość systemów do derotacji bezpośredniej [8, 58, 111]. Wydawać by się mogło, że na tym etapie rozwoju technologii kręgosłupowych wyczerpały się możliwości dalszego udoskonalania systemów derotacji bezpośredniej. Zakres derotacji uzależniony jest zatem już tylko od doświadczenia chirurgów, którzy w obawie przed wywołaniem jatrogennego złamania nie stosują zbyt forsownej siły korekcyjnej. Potrzeba zastosowania zdecydowanej siły podczas derotacji bezpośredniej wynika zarówno z chęci osiągnięcia lepszej korekcji jak i konieczności pokonania oporów na styku pręta ze śrubami. Problem używania ryzykownie dużej siły w trakcie korekcji rotacji omawiałem już w 2009 r. z profesorem Davidem Skaggs'em z Uniwersytetu Południowej Kalifornii z Los Angeles w czasie kursu odbywającego się w Holandii poświęconego zastosowaniu techniki VCM (*Vertebral Column Manipulation*). W celu zmniejszenia siły potrzebnej do skutecznej derotacji rozwiązanie profesora Skaggsa polegało na stosowaniu oleju mineralnego pomiędzy prętem a kielichami śrub [40] (ryc. 6). Pozwoliło mu to zredukować opory spowodowane tarcieniem o siebie implantów. Nadal

jednak nieznaną była granica wytrzymałości kręgosłupa, a jedynym zabezpieczeniem przed oblużowaniem instrumentarium pozostało subiektywne wycucie i doświadczenie operatora.



Ryc. 6. Profesor David Skaggs (pierwszy od lewej). Kurs zasad użycia systemu bezpośredniej derotacji VCM (Medtronic). Leiden, Holandia 2009

Fig. 6. Professor David Skaggs (first from the left). Course of the principles of usage of vertebral column manipulation system (Medtronic). Leiden, Netherlands 2009

1.6 Pośrednie i bezpośrednie metody badania rotacji w skoliozie

Istnieje wiele metod pomiaru rotacji, z czego większość to metody pośrednie. Pierwsza próba oceny rotacji wykonana przez Cobba polegała na ocenie ustawienia wyrostków kolczystych kręgów tworzących deformację [11]. Kolejnymi badaczami rotacji i derotacji kręgosłupa byli Nash i Moe oraz Perdriolle, którzy analizowali radiogramy skolioz [76, 91]. W metodzie pośredniej zastosowanie znalazł także komputerowy program RACHIS przetwarzający obraz AP i boczny skoliozy w trójwymiarową symulację.

Najprostszym sposobem pośredniej oceny stopnia rotacji kręgosłupa jest kliniczny test Adamsa. Pomiar wielkości garbu żebrowego i wału lędźwiowego w pochyleniu chorego do przodu uzyskuje się poprzez porównanie dokumentacji fotograficznej pleców przed i po operacji lub pomiar wypukłości skoliometrem Bunnella. To właśnie badanie skoliometrem oraz metoda Perdriolle'a były w przeszłości najczęściej stosowane do oceny derotacji w moim ośrodku. Znacznie skorygowana sylwetka chorego, brak garbu żebrowego w badaniu pooperacyjnym i poprawa jakości życia nie pozostawiały wątpliwości co do wysokiego stopnia osiągniętej derotacji. Jednakże jak przedstawiłem w swoich wcześniejszych badaniach, pomiędzy pośrednimi badaniami rotacji kręgosłupa, a rzeczywistą weryfikacją w bezpośrednim badaniu TK istnieje różnica [85].

Najczulszą metodą badania rotacji kręgosłupa jest tomografia komputerowa. W 1981 roku Aaro i Dahlborn przedstawili własny bezpośredni sposób pomiaru rotacji kręgosłupa z wykorzystaniem TK [1]. Jednakże TK wykonana ambulatoryjnie przed i po operacji także nie dostarczała precyzyjnych wyników z uwagi na różną pozycję chorego i ucisk garbu o podłoże podczas dwóch badań, jak również nieregularne punkty odniesienia w ocenie derotacji. Dlatego najbardziej precyzyjnym badaniem rotacji kręgosłupa jest badanie TK w pozycji na brzuchu [47]. Idealne warunki do takiego badania można osiągnąć śródoperacyjnie kiedy pozycja chorego przed i po korekcyi pozostaje niezmienna, a punkty odniesienia w pomiarze są stałe.

Z tego powodu w 2013 roku wprowadziłem zasadę standardowego stosowania śródoperacyjnego badania TK podczas operacyjnego leczenia skoliozy w Klinice Ortopedii w Gdańsku. Zastosowałem ramię „O” w celu określenia poprawności wprowadzenia implantów do zainstrumentowanych trzonów kręgowych oraz potwierdzenia ich niezmiennego położenia po korekcyi skrzywienia wykluczającej złamanie kręgosłupa. Dodatkowo w wybranych przypadkach miałem możliwość użycia śródoperacyjnej nawigacji.

Dzięki temu podniosłem nie tylko bezpieczeństwo operowanych chorach, ale także zaobserwowałem, że rzeczywista derotacja kręgosłupa możliwa do osiągnięcia przy użyciu systemów derotacji bezpośredniej była niewielka. Te spostrzeżenia skłoniły mnie do poszukiwania nowych rozwiązań w technice operacyjnej, gwarantujących zwiększenie zakresu korekcji rotacji, a tym samym poprawę wyników leczenia.

1.7 Jakość życia

Jakość życia (*Quality of Life* – QOL) jest parametrem pozwalającym między innymi na obiektywizację wyników leczenia. Światowa Organizacja Zdrowia definiowała jakość życia jako „postrzeganie przez jednostkę jej pozycji życiowej w związku z kulturą i systemem wartości, w których żyje w relacji do jej celów i oczekiwań”. W medycynie istnieje koncepcja jakości życia uwarunkowanej stanem zdrowia (*Health Related Quality of Life* – HRQOL). Jest to „funkcjonalny efekt choroby i jej leczenia odbierany przez pacjenta” [118]. Narzędziami badawczymi do pomiaru jakości życia uwarunkowanej stanem zdrowia są kwestionariusze jakości życia, które pozwalają na subiektywną ocenę dokonywaną przez chorego, stanu zdrowia i/lub ocenę przeprowadzonego leczenia. W prezentowanej monografii w celu określenia jakości życia pacjentów ze skoliozą zastosowałem kwestionariusz SRS-24.

W przebiegu naturalnej historii skoliozy idiopatycznej powstaje wiele zmian funkcjonalnych u chorych takich jak: stopniowe pogarszanie się wydolności krążeniowo-oddechowej, wcześniejsze w stosunku do zdrowej populacji wystąpienie zmian zwyrodnieniowych zarówno w obrębie głównego skrzywienia, jak i skrzywień wyrównawczych oraz zniekształcenie sylwetki. Zmiany te wpływają na pogorszenie stanu fizycznego oraz na zaburzenia w

funkcjonowaniu w sferze psychicznej i socjalnej [29]. Obiektywne miary służące do interpretacji terapii, takie jak: badanie kliniczne, laboratoryjne, czy radiologiczne, nie stanowią kompleksowej oceny stanu zdrowia chorego ze skoliozą i tylko w pewnym stopniu określają samopoczucie pacjenta, jego dobrostan oraz funkcjonowanie w życiu codziennym [42]. Określenie więc jakości życia daje możliwość poznania sumarycznego stanu pacjenta determinowanego procesem leczenia [29].

2. ZAŁOŻENIA I CELE PRACY

Założenia pracy:

- w części klinicznej założeniem pracy jest, że poprawa wyników operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej uzależniona jest między innymi od stopnia osiągniętej derotacji;
- w części doświadczalnej założeniem pracy jest, że zwiększenie zakresu derotacji stosując większą ale kontrolowaną siłę korekcyjną, wpłynie na poprawę wyników operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej.

Cele pracy

w części klinicznej:

- określenie stopnia derotacji u chorych ze skoliozą idiopatyczną po zastosowaniu różnych technik operacyjnych (1 – technika Harringtona lub Harringtona Luque'a, 2 – oryginalna technika Cotrela-Dubousseta, 3 – zmodyfikowana technika Cotrela-Dubousseta, 4 – technika bezpośredniej derotacji kręgosłupa);
- określenie zależności pomiędzy stopniem derotacji, a wynikiem klinicznym operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej;
- określenie efektywności obecnie stosowanych systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa.

w części doświadczalnej:

- określenie krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego;
- określenie kąтового zakresu derotacji bezpośredniej kręgosłupa piersiowego na szczycie krytycznego momentu siły;

- konstrukcja prototypu derotatora pozwalającego na bezpieczną i bardziej efektywną derotację kręgosłupa.

3. MATERIAŁ I METODY

3.1 Część kliniczna

3.1.1 Określenie stopnia derotacji po zastosowaniu 4 różnych technik operacyjnych oraz wpływu derotacji na wynik leczenia

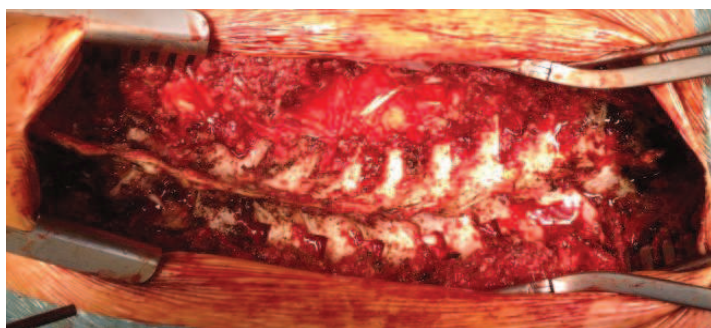
W trakcie swojej wieloletniej pracy w Klinice Ortopedii w Gdańsku praktycznie od samego początku związany byłem z leczeniem skoliozy. Dzięki temu już od 2000 roku brałem czynny udział w operacjach skoliozy idiopatycznej, stosując wiele różnych technik leczenia. Byłem świadkiem ewolucji systemów operacyjnych, które wielokrotnie osobiście wprowadzałem do użycia. Pozwoliło mi to zaobserwować zmiany w stopniu derotacji po zastosowaniu czterech różnych technik operacyjnych oraz wpływu derotacji na wynik leczenia.

3.1.1.1 Materiał badawczy

W celu wykazania zależności pomiędzy derotacją kręgosłupa, a wynikiem leczenia przeanalizowałem dane kliniczne dotyczące 325 chorych posiadających kompletną dokumentację medyczną, z których wyodrębniłem grupę 80 chorych. Analizę badawczą zaprojektowałem w ten sposób, że wybranych chorych podzieliłem na 4 jednorodne grupy pod względem liczebności, typu i wielkości skrzywienia, natomiast różnorodne pod względem zastosowanej techniki korekcji. U wszystkich chorych rozpoznałem ten sam I typ skrzywienia wg klasyfikacji Lenke, a średnia wartość skrzywienia przed operacją we wszystkich grupach nie różniła się statystycznie (tab. 2).

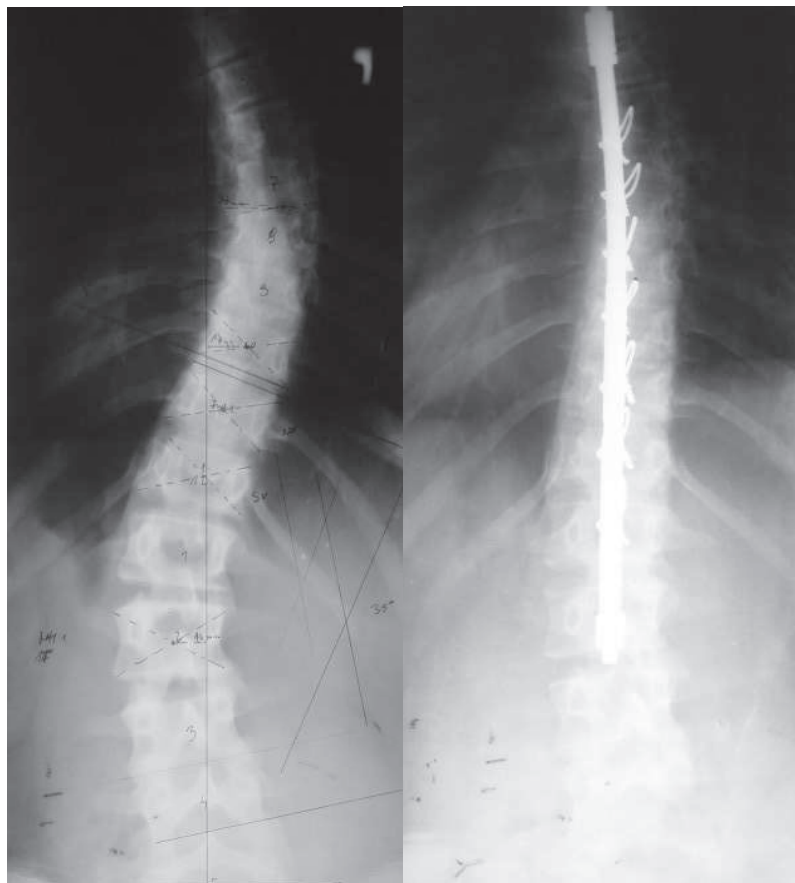
We wszystkich 4 grupach wykonano tylny dostęp chirurgiczny do kręgosłupa, który polegał na złuszczeniu mięśni prostowników grzbietu z

tylnych elementów kręgów przeznaczonych do stabilizacji z uwidocznieniem stawów międzykręgowych i wyrostków poprzecznych. Po wprowadzeniu implantów do kręgosłupa, wykonywano korekcję skrzywienia. Końcowym etapem każdej operacji było obłożenie przeszczepami kostnymi, lub syntetycznymi substytutami kości obszaru przeznaczonego do usztywnienia. Zakładano drenaż ssący, a ranę zaszywano warstwowo (ryc. 7).



Ryc. 7. Dostęp tylny do kręgosłupa
Fig. 7. Posterior approach to the spine

Do **grupy I** zakwalifikowałem 20 z 57 chorych operowanych w Klinice Ortopedii w Gdańsku metodą Harringtona (H) lub Harringtona Luque'a (HL) przez różnych operatorów w latach 1991-1997. W tej technice, po wykonaniu dojścia do kręgosłupa, zakładano dwa haki laminarne po stronie wklęsłej, na dwóch biegunach skrzywienia, zwykle jeden kręg powyżej i poniżej stabilnego. Następnie na hakach osadzano pręt rozporowy i stopniowo wykonywano dystrakcję uzyskując korekcję skrzywienia w płaszczyźnie czołowej. Modyfikacja Luque'a polegała na translacji w kierunku centralnej linii krzyżowej grupy 4-5 kręgów sąsiadujących, za pomocą przeprowadzonych śródkanałowo podłukowych pętli drutu, które były dokręcane do pręta Harringtona (ryc. 8). U żadnego chorego nie wykonano wtórnych zabiegów korygujących garb żebrowy, co mogło mieć wpływ na wynik w badaniu kontrolnym..

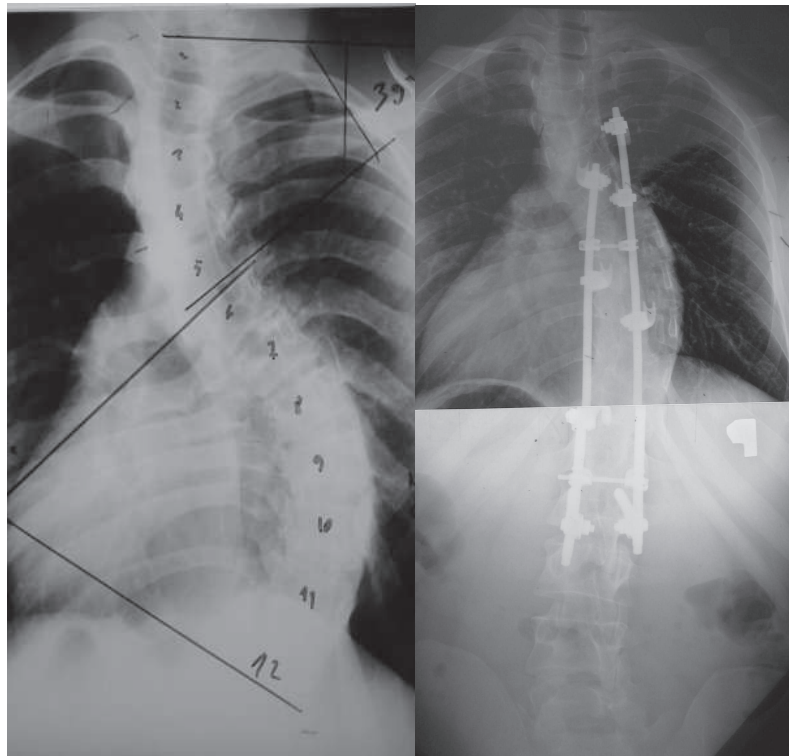


Ryc. 8. Radiogram w projekcji AP chorego z grupy pierwszej (H/HL) przed i po korekcji

Fig. 8. AP plain radiograph of the patient from first group (H/HL) before and post correction

Do **grupy II** zakwalifikowałem 20 z 79 chorych operowanych w Klinice Ortopedii w Gdańsku, zgodnie z oryginalną metodą Cotrel-Dubousseta (OCD) w latach 2000-2005. Do oceny wybrałem tylko tych chorych, których osobiście operowałem i spełniali wymagane kryteria badawcze. W tej technice zakładałem odpowiednio ukierunkowane (prawe, lewe) haki laminarne i nasadowe po obu stronach skrzywienia, na które po stronie wklęsłej montowałem odpowiednio dogięty do krzywizny pręt. Następnie wykonywałem korygujący skrzywienie

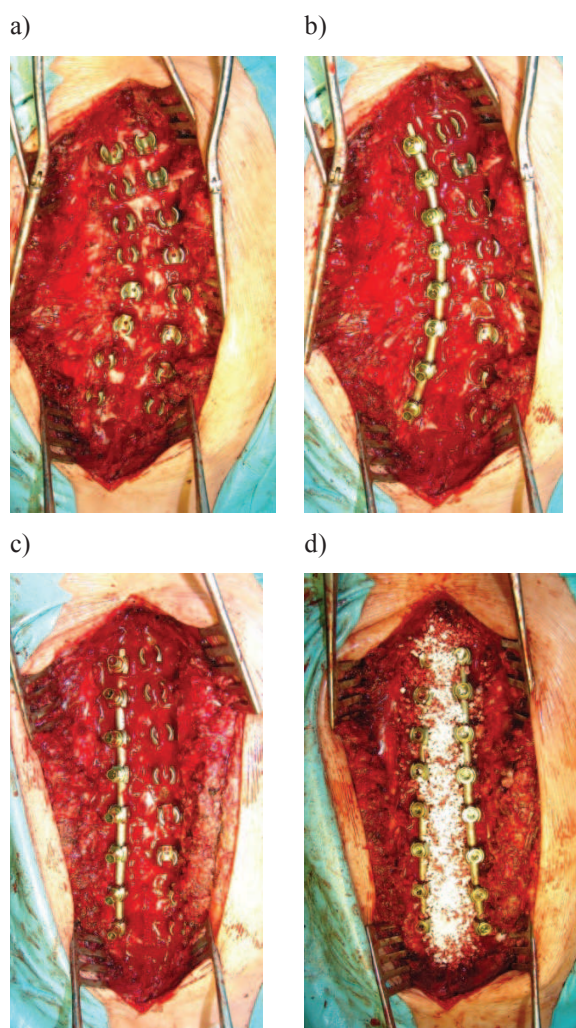
manewr – „derotacji na pręcie”, podczas którego zamieniałem patologiczne skrzywienie boczne na fizjologiczne skrzywienie kifotyczne w odcinku piersiowym (typ 1 wg Lenke). Manewr ten wykonywałem poprzez obrót pręta o 90° w kierunku strony wklęsłej. Po tak wykonanej korekcji dokonywałem następnie manewrów odcinkowej dystrakcji po stronie wklęsłej skrzywienia i kompresji po wypukłej oraz korekcję *in situ*.



Ryc. 9. Radiogram w projekcji AP chorego z grupy drugiej (OCD) przed i po korekcji
Fig. 9. AP plain radiograph of the patient from second group (OCD) before and post correction

W ostatnim etapie osadzałem drugi pręt po stronie wypukłej. Po jego zablokowaniu na hakach i połączeniu z prętem po stronie wklęsłej za pomocą

dwóch łączników uzyskiwałem bardzo stabilny układ ramowy (ryc. 9). U żadnego chorego nie wykonano wtórnych zabiegów korygujących garb żebrowy, co mogło mieć wpływ na wynik w badaniu kontrolnym.

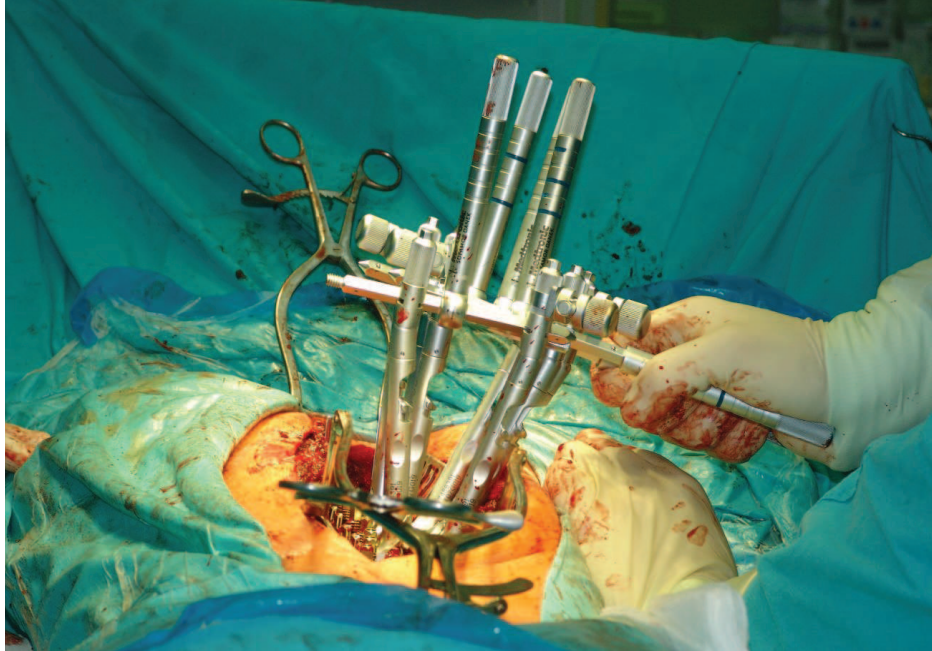


Ryc. 10. 4 etapy operacji:
a) implantacja śrub, b) dogięcie i osadzenie pręta po wklęsłej stronie, c) derotacja na pręcie, d) implantacja drugiego pręta i usztywnienie
*Fig. 10. 4 steps of the surgery:
a) screw placement,
b) implantation of the precontoured rod on concave side, c) single concave rod rotation, d) second rod implantation and fusion*

Do **grupy III** zakwalifikowałem 20 z 74 chorych, u których osobiście wykonałem operację skoliozy piersiowej zmodyfikowaną metodą Cotrela-Dubousseta (MCD) w latach 2005-2008.

W tej technice zastosowałem instrumentarium oparte wyłącznie na śrubach przeznasadowych, a korekcję wykonałem analogicznie jak w grupie II. U żadnego chorego nie wykonano wtórnych zabiegów korygujących garb żebrowy, co mogło mieć wpływ na wynik w badaniu kontrolnym (ryc. 10).

Do **grupy IV** zakwalifikowałem 20 z 115 chorych, u których osobiście wykonałem operację skoliozy z użyciem systemów bezpośredniej derotacji kręgosłupa (DVR) w latach 2008-2015. W tej technice zastosowałem instrumentarium oparte wyłącznie na śrubach przeznasadowych. Zasadą było obustronne zainstrumentowanie wszystkich kręgów przeznaczonych do stabilizacji. Po osadzeniu odpowiednio dogiętego pręta na śrubach po stronie wklęsłej, zakładałem na śruby znajdujące się w kręgach szczytowych dodatkowo instrumentarium do wykonania manewru derotacji bezpośredniej w kierunku przeciwnym do obrotu pręta. U 5 chorych użyłem systemu VCM (Medtronic), u 5 – systemu VBDS (DePuy - J&J), u 5 – systemu XIAlII (Stryker) oraz u 5 chorych zastosowałem system oparty na śrubach DIFAR (DePuy - J&J). Manewr ten wykonywałem po uprzedniej derotacji na pręcie, lub symultanicznie w trakcie obrotu pręta. U żadnego chorego nie wykonano wtórnych zabiegów korygujących garb żebrowy, co mogło mieć wpływ na wynik w badaniu kontrolnym (ryc. 11).



Ryc. 11. VCM (*vertebral column manipulation*) – najczęściej stosowany przeze mnie system derotacji bezpośredniej kręgosłupa

Fig. 11. VCM (vertebral column manipulation) – the most frequently used direct vertebral derotation system

Tabela 2. Charakterystyka 4 grup badawczych pod względem liczebności, typu skrzywienia, stosunku płci, wieku w chwili operacji, okresu obserwacji oraz średniej wartości skrzywienie kręgosłupa w odcinku piersiowym przed operacją
Table 2. Characteristics of 4 study groups in terms of numbers, type of curvature, sex ratio, age at surgery, the follow-up period and the average angle of thoracic curve before the surgery

	H/HL	OCD	MCD	DVR
Liczebność badanej grupy / <i>Number of patients of the study group</i>	n =20	n =20	n =20	n =20
Typ skrzywienie wg klasyfikacji Lenke <i>Curve type by Lenke classification</i>	1	1	1	1
Stosunek płci kobiety/mężczyźni <i>Sex ratio women / men</i>	16/4	15/5	17/3	16/4
*Średni wiek w chwili operacji [lat]/ <i>Mean age at surgery [years]</i>	15,76 (1,48)	15,51 (3,49)	15,76 (7,77)	15,81 (3,51)
*Okres obserwacji [lat] <i>Follow up period [years]</i>	21,03 (4,57)	11,95 (1,13)	7,92 (2,29)	5,17 (2,26)
*Średnia wartość kąta Cobba Th przed operacją [°] <i>Mean value of the thoracic Cobb angle before operation [°]</i>	66,9 (22,4)	60,8 (21,9)	52,8 (18,7)	55,9 (17,3)

*Wartość średnia (SD) / *Mean value (SD)*

H / HL – Metoda Harringtona lub Harringtona Luque'a / *Harrington or Harrington Luque method*

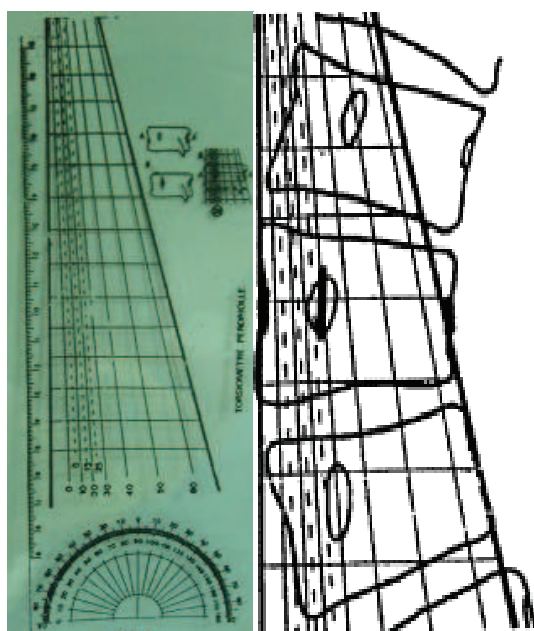
OCD – Oryginalna metoda Cotrela-Dubousseta / *Original Cotrel-Dubousset method*

MCD – Zmodyfikowana metoda Cotrela-Dubousseta / *Modified Cotrel-Dubousset method*

DVR – Metoda bezpośredniej derotacji kręgosłupa / *Direct vertebral rotation method*

3.1.1.2 Pośrednia ocena derotacji kręgosłupa (metoda Perdriolle'a i skoliometr)

Pierwszy sposób w jaki ustaliłem derotację kręgu szczytowego polegał na wykorzystaniu metody Perdriolle'a.

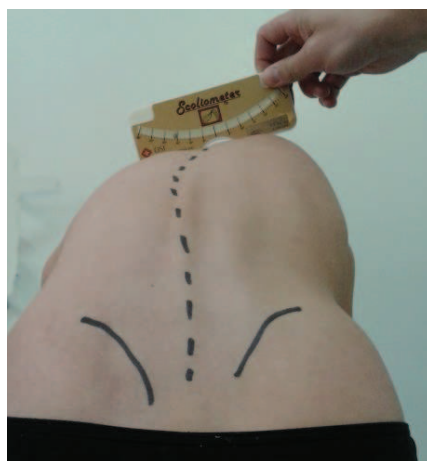


Ryc. 12. Wyznaczenie derotacji kręgosłupa w płaszczyźnie poprzecznej na zdjęciu tylnoprzodnym torsjometrem Perdriolle'a

Fig. 12. Evaluation of the spine derotation in transverse plane on the AP radiograph with Perdriolle torsionmeter

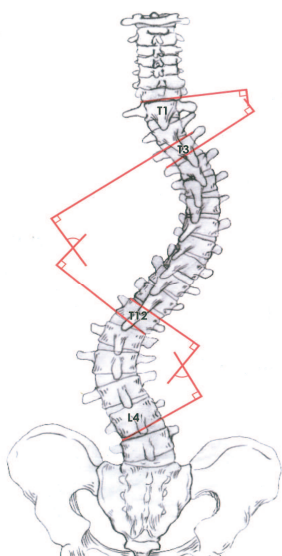
Badania wykonałem u wszystkich chorych na podstawie analizy zdjęć rentgenowskich wykonanych przed operacją, bezpośrednio po operacji i w badaniu kontrolnym (ryc. 12).

Drugim badaniem służącym do pośredniej oceny derotacji był pomiar wielkość garbu żebrowego skoliometrem Bunnella, który wykonywałem tylko raz w badaniu kontrolnym (ryc. 13).



Ryc. 13. Wyznaczanie wielkości garbu żebrowego skoliometrem Bunnella
Fig. 13. Evaluation of the rib hump value with Bunnell scoliometer

Dodatkowo u wszystkich chorych wykonałem pomiar kąta skrzywienia kręgosłupa wg Cobba przed i po korekcji (ryc. 14).



Ryc. 14. Sposób określania kąta skrzywienia metodą Cobba

Fig. 14. Cobb angle measurement technique

3.1.1.3 Metoda badania jakości życia

Zgodnie z wprowadzoną przeze mnie zasadą regularnego gromadzenia kompletnej dokumentacji klinicznej na temat chorych leczonych w naszym ośrodku z powodu skoliozy, badanie jakości życia odbywało w dniu przyjęcia chorego do kliniki, w dniu wypisu, 6 tygodni po operacji na pierwszej wizycie w Poradni Przyklinicznej, 12 miesięcy po operacji oraz później co 1 rok. Taka organizacja pracy realizowana w głównej mierze osobiście przeze mnie znacząco uporządkowała dane na temat chorych, dając łatwość dostępu do potrzebnych parametrów na potrzeby licznych badań naukowych. W prezentowanej monografii oparłem się na badaniu jakości życia podczas badania kontrolnego, które polegało na wypełnieniu przez chorego kwestionariusza SRS-24 (Scoliosis Research Society's Scoliosis Patient Questionnaire). Formularz ten jest standardowym narzędziem służącym do pomiaru jakości życia uwarunkowanej stanem zdrowia chorego, specyficznym dla skolioz oraz

dedykowanym do subiektywnej oceny przez pacjenta operacyjnego leczenia boczego skrzywienia kręgosłupa [120]. Kwestionariusz ten jest ogólnie dostępny na stronie Scoliosis Research Society i zgoda na jego użycie nie jest wymagana (ryc. 15, 16).

<p>Formularz SRS – 24</p> <p>NUMER BADANIA</p> <p>Data badania:.....</p> <p>Typ operacji: (wypełnia lekarz):</p> <p>Imię:.....</p> <p>Nazwisko:.....</p> <p>Data urodzenia:.....</p> <p>Adres:.....</p> <p>Telefon kontaktowy:.....</p> <p>mail:.....</p> <p>1. Na skali 1 - 9, gdzie 1 oznacza brak bólu a 9 oznacza najsilniejszy ból, wskaż natężenie bólu jaki czujesz regularnie 1 2 3 4 5 6 7 8 9</p> <p>2. Używając tej samej skali wskaż największy ból jaki doświadczyłeś w ostatnim miesiącu 1 2 3 4 5 6 7 8 9</p> <p>3. Gdybyś miał spędzić resztę życia z plecami jak teraz, jak byś się z tym czuł?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bardzo szczęśliwy • Nieco szczęśliwy • Ani szczęśliwy ani nieszczęśliwy • Nieco nieszczęśliwy • Bardzo nieszczęśliwy <p>4. Jaki jest Twój obecny poziom aktywności</p>	<p>9. Czy bóle pleców ograniczają twoje prace domowe?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tak • Nie <p>10. Czy chodzisz na zwolnienia lekarskie z powodu bólów pleców (praca, szkoła)?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tak • Nie <p>11. Czy twój stan zdrowia wpływa negatywnie na stosunki międzyludzkie?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tak • Nie <p>12. Czy z powodu bólu pleców ty i twoja rodzina macie problemy finansowe?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Nie • Niewiele • Znacznie <p>13. Czy wychodzisz z domu tak często jak twoi znajomi?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Więcej • Tak samo • Mniej <p>14. Czy czujesz się atrakcyjny?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tak • Raczej tak • Nie wiem • Nie za bardzo • Nie <p>15. W skali od 1 do 9 (1 oznacza bardzo źle, a 9</p>
--	---

<p>życiowej?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Leżący w łóżku/ jeżdżący na wózku inwalidzkim • Nieaktywny • Praca o małym natężeniu (prace domowe) • Praca o średnim natężeniu i łagodny sport (chodzenie i jeżdżenie na rowerze) • Pełna aktywność bez ograniczeń <p>5. Jak wyglądasz w ubraniach?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bardzo dobrze • Dobrze • Średnio • Źle • Bardzo źle <p>6. Czy doświadczasz bólu kręgosłupa podczas spoczynku?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bardzo często • Często • Czasami • Rzadko • Nigdy <p>7. Jak dużo obecnie pracujesz/uczysz się?</p> <ul style="list-style-type: none"> • 100% normy • 75% normy • 50% normy • 25% normy • 0% normy <p>8. Jakie i czy w ogóle zażywasz leki na bóle pleców?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Żadne • Typowe p/bólowe (ketonal, 	<p>bardzo dobrze) oceniasz swój wygląd?</p> <p style="text-align: center;">1 2 3 4 5 6 7 8 9</p> <p>16. Czy leczenie wpłynęło na twoją codzienną aktywność życiową?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Zwiększyło • Nie wpłynęło • Zmniejszyło <p>17. Czy leczenie wpłynęło na twoją aktywność sportową lub hobby?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Zwiększyło • Nie wpłynęło • Zmniejszyło <p>18. Czy leczenie wpłynęło na ból pleców?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Zwiększyło • Nie wpłynęło • Zmniejszyło <p>19. Czy leczenie wpłynęło na twoją pewność siebie w stosunkach międzyludzkich?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Zwiększyło • Nie wpłynęło • Zmniejszyło <p>20. Czy leczenie wpłynęło na to jak inni cię widzą?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Znacznie polepszyło • Polepszyło • Nie miało wpływu • Pogorszyło • Znacznie pogorszyło <p>21. Czy leczenie zmieniło twój wizerunek?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Zwiększyło • Nie wpłynęło • Zmniejszyło <p>22. Czy jesteś zadowolony z wyników leczenia?</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bardzo zadowolony • Zadowolony • Nie mam zdania • Niezadowolony • Bardzo niezadowolony
---	--

<p>ibuprom, paracetamol, itd.)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sterydy (Diprofos, Enkorton) • Rozluźniające mięśnie (sirdalud, Mydocalm, Myolastan) • Narkotyczne (Tramal, Morfina) 	<p>23. Czy twój wygląd po operacji polepszył się?</p> <p>Bardzo się polepszył</p> <ul style="list-style-type: none"> • Polepszył się • Nie zmienił się • Pogorszył się • Bardzo się pogorszył <p>24. Czy zgodziłbyś się ponownie taka operację</p> <ul style="list-style-type: none"> • Zdecydowanie tak • Prawdopodobnie tak • Nie wiem • Prawdopodobnie nie • Zdecydowanie nie
---	---

Ryc. 15. Kwestionariusz SRS-24
 Fig. 15. SRS-24 questionnaire

KLUCZ DO OBLICZANIA WYNIKU	
DOMENA	
Możliwy wynik (maksymalny) / uzyskany wynik (średni)	
a - (max) a` - (uzyskany) b a÷b	
BÓL _____ / (35max) (7min) _____	
1* 2 3 6 8 11 18	
SAMOOCENA OGÓLNA _____ / (15max) (3min) _____	
5 14 15	
SAMOOCENA POOPERACYJNA _____ / (15max) (3min) _____	
19 20 21	
FUNKCJONOWANIE POOPERACYJNE _____ / (10max) (2min) _____	
16 17	
FUNKCJONOWANIE OGÓLNE _____ / (15max) (3min) _____	
7 12 13	
AKTYWNOŚĆ _____ / (15max) (3min) _____	
4 9 10	
SATYSFAKCJA _____ / (15max) (3min) _____	
22 23 24	
RAZEM _____ / (120max) (24min) _____	
WYNIK ŚREDNI = a/a` X 100= (%) najlepszego wyniku	

Ryc. 16. Klucz do rozwiązania kwestionariusza SRS-24
 Fig. 16. Score sheet instructions to the questionnaire SRS-24

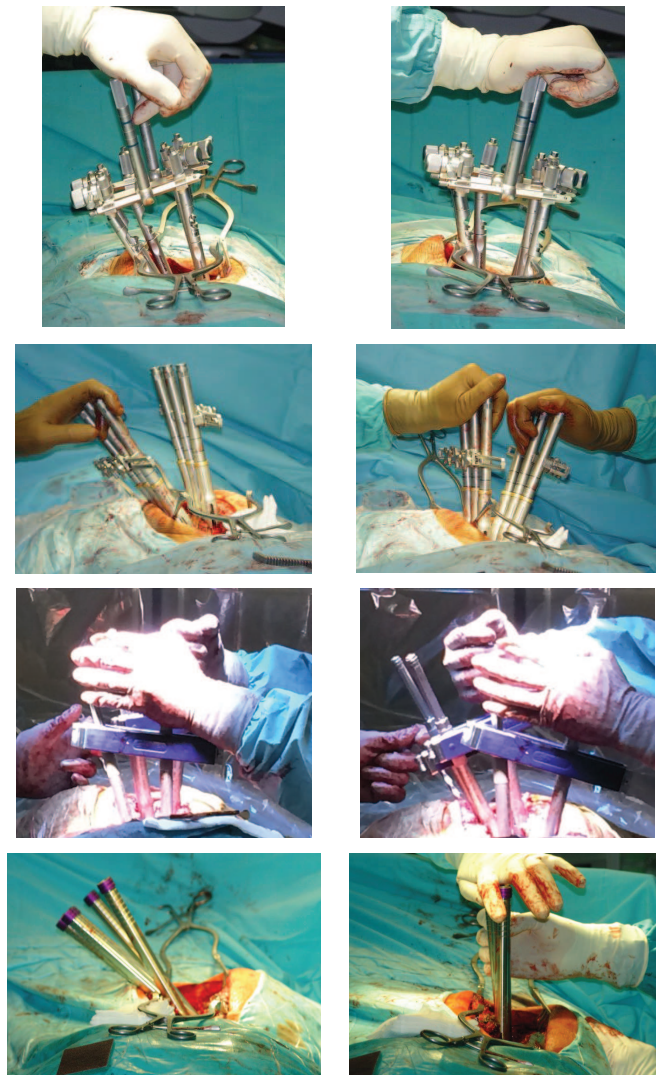
3.1.1.4 Analiza statystyczna

Ponieważ rozkład był normalny zostały wyznaczone średnie arytmetyczne oraz odchylenia standardowe (SD). Różnice między grupami ocenilem testem t-Studenta, korelacje badałem testem Pearsona. Za poziom istotności statystycznej przyjąłem $p < 0,05$. Wartość p podawałem szczegółowo do trzech miejsc po przecinku. W przypadku, gdy p było mniejsze podawałem $p < 0,0001$. Obliczenia wykonałem przy użyciu pakietu statystycznego SPSS v. 16. Współczynnik korelacji Pearsona według Stanisza [108].

3.1.2 Określenie efektywności systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa

3.1.2.1 Materiał badawczy

Do badania zakwalifikowałem 115 chorych, których osobiście operowałem z powodu skoliozy idiopatycznej dorastających w latach 2008-2015. Technika operacyjna polegała na wprowadzeniu śrub w odpowiednie kręgi z dostępu tylnego i wykonaniu 2 manewrów korekcyjnych tj. derotacji pręta i bezpośredniej derotacji kręgosłupa. Używałem 4 typy systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa: VCM-Legacy (Medtronic), DVR-XIA III (Stryker), VDBS-Expedium (DePuy, J&J), DIFAR-Expedium (DePuy, J&J) (ryc. 17).

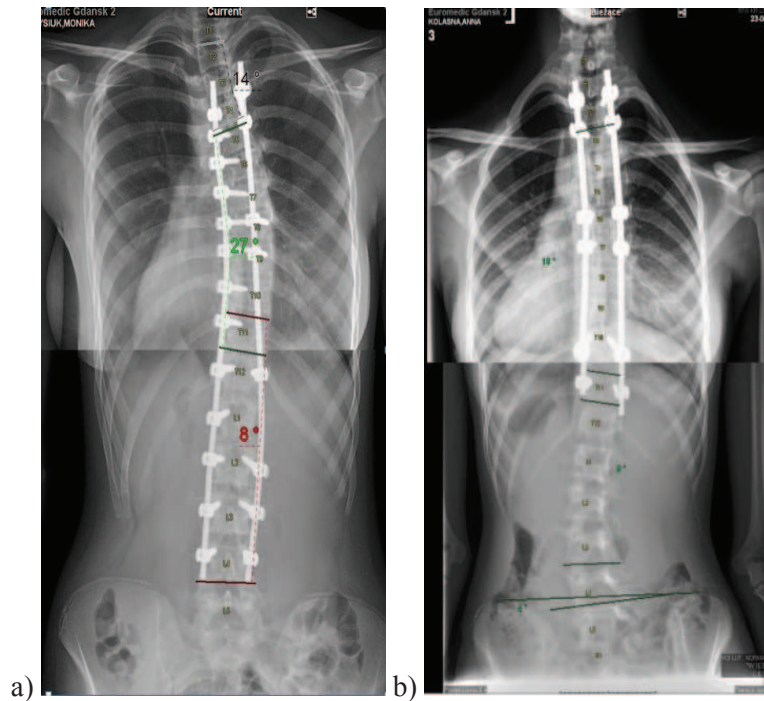


Ryc. 17. a) system VCM - Vertebral Column Manipulation, Legacy (Medtronic)
 b) System VBDS - Vertebral Body Derotation System, Expedium (DePuy, J&J)
 c) System DVR - Direct Vertebral Rotation XIA III (Stryker)
 d) System oparty na śrubach DIFAR - Dual Innie Favored Angle Screw, Expedium (DePuy, J&J)

*Fig. 17. a) system VCM - Vertebral Column Manipulation, Legacy (Medtronic)
 b) System VBDS - Vertebral Body Derotation System, Expedium (DePuy, J&J)
 c) System DVR - Direct Vertebral Rotation, XIA III (Stryker)
 d) System based on DIFAR screws - Dual Innie Favored Angle Screw, Expedium (DePuy, J&J)*

Do precyzyjnego i bezwzględnego określenia stopnia derotacji bezpośredniej kręgosłupa zastosowałem opisaną szczegółowo w następnym rozdziale śródoperacyjną tomografię komputerową. Z uwagi na to, że tylko u 43 chorych mogłem wykonać takie badanie, pozostali chorzy zostali wykluczeni z dalszej analizy. Wyodrębniony materiał badawczy podzieliłem dodatkowo na 2 grupy ze względu na odmienności w instrumentacji kręgosłupa oraz różną specyfikę zastosowanej przeze mnie derotacji bezpośredniej.

Do pierwszej grupy zakwalifikowałem 18 chorych (15 dziewcząt i 3 chłopców), u których wykonałem instrumentację wszystkich kręgów objętych stabilizacją po stronie wklęsłej kręgosłupa oraz selektywnie po stronie wypukłej skrzywienia. Korekcję skrzywienia wykonywałem poprzez obrót pręta z jednoczesnym zastosowaniem manewru derotacji bezpośredniej. System derotacji bezpośredniej najczęściej łączyłem z 4 śrubami wprowadzonymi w 2 kręgi na szczycie skrzywienia. Średni wiek chorych w czasie operacji w obrębie I grupy badawczej wynosił 16 lat (12,4-18). Stosunek dziewcząt do chłopców wynosił 5 do 1. Spośród 18 chorych w obrębie I grupy badawczej 10 miało 1-lukową skoliozę piersiową (Lenke 1), 1 miał skoliozę podwójnie piersiową (Lenke 2), 2 miało 2-lukową skoliozę piersiowo-lędźwiową (Lenke 3) i 5 miało 1-lukową skoliozę piersiowo-lędźwiową lub lędźwiową (Lenke5) (ryc. 18).



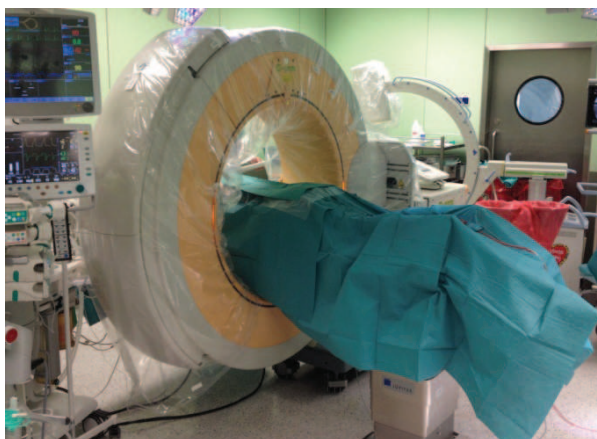
Ryc. 18. a) chory z pierwszej grupy badawczej z instrumentacją wszystkich kręgów po stronie wklęsłej, b) chory z drugiej grupy badawczej z instrumentacją selektywną
Fig. 18. a) A patient from the first study group with all levels instrumented on the concave side, b) A patient from the second study group with selective concave side instrumentation of the curve

Do drugiej grupy zakwalifikowałem 25 chorych (21 dziewcząt i 4 chłopców), u których wykonałem instrumentację selektywną kręgosłupa. Zasada polegała na pozostawieniu pomiędzy szczytem deformacji a górną i dolną granicą instrumentacji po dwa wolne segmenty, w których mógł odbywać się ruch korekcji. Ponadto manewr derotacji bezpośredniej wykonywałem wobec oporu przyłożonego do śrub skrajnych, poprzez dodatkowe łączniki, które w trakcie korekcji utrzymywane były nieruchomo przez asystenta. Średni wiek w czasie operacji w grupie II wyniósł 15,8 lat (11,7-17,9). Stosunek dziewcząt do chłopców wynosił 5 do 1. Spośród 25 chorych w obrębie tej grupy badawczej 15

miało 1-lukową skoliozę piersiową (Lenke 1), 3 miało 2-lukową skoliozę piersiowo-lędźwiową (Lenke 3) i 7 miało 1-lukową skoliozę piersiowo-lędźwiową lub lędźwiową (Lenke5) (ryc. 18).

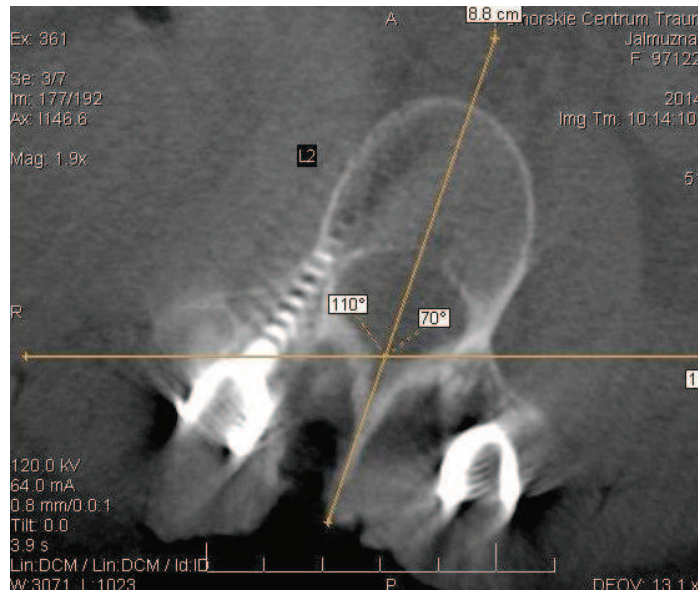
3.1.2.2 Bezpośrednia ocena derotacji kręgosłupa (metoda Pankowskiego)

W celu bezpośredniej oceny derotacji u wszystkich chorych w czasie operacji wykonywałem badanie TK za pośrednictwem ramienia „O” przed i po korekcji. Podczas badań chory pozostawał w niezmienionej pozycji na brzuchu (ryc. 19).



Ryc. 19. Śródoperacyjna tomografia komputerowa
Fig. 19. Intraoperative computed tomography

W pierwszym badaniu TK po wprowadzeniu śrub do zaplanowanych kręgów ale przed korekcją wykonywałem pomiar wyjściowej rotacji kręgu szczytowego metodą Aaro i Dahlborn (ryc. 20).



Ryc. 20. Wyznaczenie rotacji kręgu szczytowego wg metody Aaro i Dahlborn na podstawie śródoperacyjnego badania TK

Fig. 20. Intraoperative computed tomography evaluation and apical vertebral rotation measurement with Aaro and Dahlborn method

Do oceny derotacji porównywałem skany TK kręgosłupa przed i po korekcji z zastosowaniem oryginalnej metody własnego pomysłu (metody Pankowskiego). Rozwiązanie polegało na wyznaczeniu stałych punktów odniesienia jakimi były śruby wkręcone w kręgu szczytowego i dwa krańcowo zainstrumentowane górny i dolny. Do analizy wybierałem skany przedstawiające dokładny zarys całych śrub. Następnie wyznaczałem oś każdej śruby poddanej analizie, w taki sposób, że prowadziłem prostą przechodzącą przez środek głowy śruby, środek rdzenia śruby i środek jej wierzchołka. Wykreślona prosta krzyżowała się pod określonym kątem z referencyjną linią poziomą wyznaczaną automatycznie przez program komputerowy stosowany do obróbki zdjęć (ryc. 21). Różnica zmierzonych w ten sposób kątów zawartych pomiędzy śrubą szczytową a skrajnie zainstrumentowanymi górną i dolną określona przed

i po korekcji umożliwia mi oznaczenie w stopniach rzeczywistej derotacji kręgu szczytowego według następujących wzorów:

RKSz przed korekcją = rotacja według Aaro i Dahlborn

$$DKSz = \alpha - \beta$$

$$\alpha = (\acute{S}Sz \text{ po korekcji} - \acute{S}GG \text{ po korekcji} + SSz \text{ po korekcji} - \acute{S}GD \text{ po korekcji}) : 2$$

$$\beta = (\acute{S}Sz \text{ przed korekcją} - \acute{S}GG \text{ przed korekcją} + \acute{S}Sz \text{ przed korekcją} - \acute{S}GD \text{ przed korekcją}) : 2$$

RKSz – Rotacja Kręgu Szczytowego

DKSz – Derotacja Kręgu Szczytowego

acute{S}Sz –acute{S}ruba Szczytowa

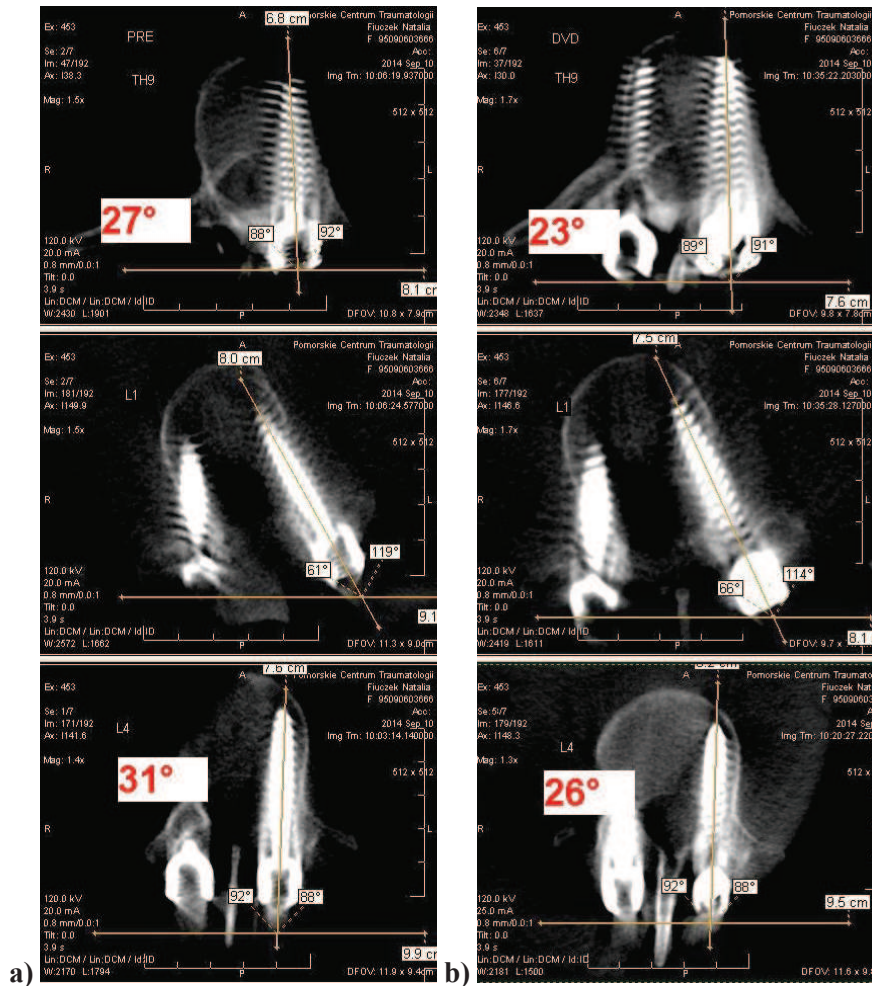
acute{S}GG –acute{S}ruba Graniczna Gorna

acute{S}GD –acute{S}ruba Graniczna Dolna

Zmniejszenie się średniego kąta pomiędzy śrubami ($\alpha - \beta$) o 1° lub więcej oznaczało rzeczywistą derotację i wynik przyjmował wartość ujemną $DKSz=-n$ [$^\circ$]. Dodatnia wartość $DKSz$ oznaczała zwiększenie średniej wartości kąta pomiędzy śrubami, a tym samym nasilenie $RKSz$ po korekcji. Ostateczną wartość $RKSz$ wyznaczyłem wg wzoru poniżej:

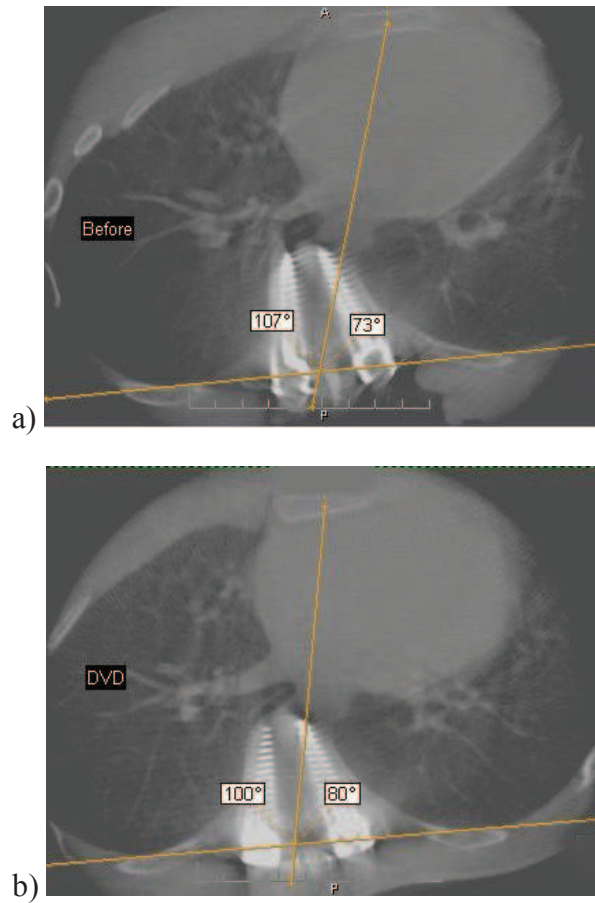
$$RKSz \text{ po korekcji} = RKSz \text{ przed korekcją} + DKSz$$

Dodatkowo przy pomocy śródoperacyjnych badań TK określałem wielkość kątową garbu żebrowego przed i po korekcji jako kąt pomiędzy prostą OO (Opłucna-Opłucna) łączącą 2 najwyższe punkty opłucnej na poziomie kręgu szczytowego a prostą KM (Kręgosłup – Mostek) łączącą środek mostka ze środkiem podstawy wyrostka kolczystego kręgu szczytowego (ryc. 22). Ponadto u wszystkich chorych wykonałem pomiar kąta skrzywienia kręgosłupa wg Cobba przed i po korekcji (ryc. 23).



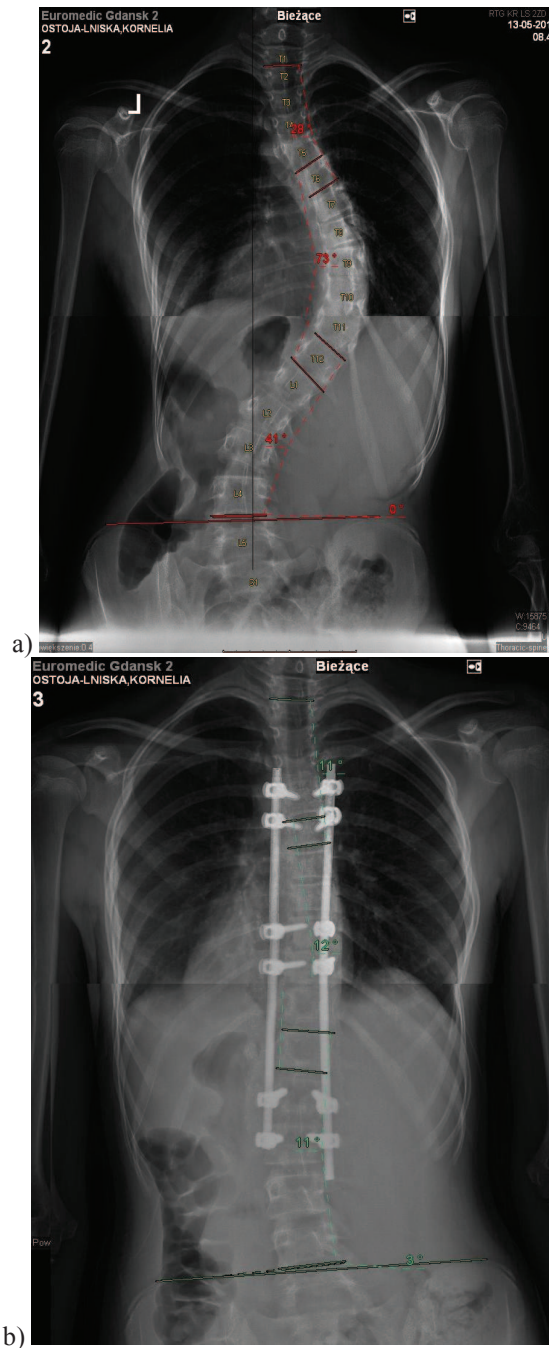
Ryc. 21. Oryginalna metoda Pankowskiego do pomiaru derotacji na podstawie śródoperacyjnej tomografii komputerowej: a) przed korekcją, b) po korekcji. Górne okno – śruba graniczna górna (ŚGG), środkowe okno – śruba szczytowa (ŚSz), dolne okno – śruba graniczna dolna ŚGD

Fig. 21. The original Pankowski method of derotation assessment with evaluation of the intraoperative computed tomography evaluation scans: (a) before correction, (b) after correction. Upper window: upper instrumented screw (UIS), middle window: apical screw (AS), and lower window: lower instrumented screw (LIS)



Ryc. 22. Wielkość kąta garbu żebrowego w śródoperacyjnej tomografii komputerowej: a) przed korekcją (17°), b) po korekcji (10°)

Fig. 22. Rib hump angle measurement with intraoperative computed tomography: a) before correction (17°), b) after correction (10°)



Ryc. 23. Pomiar wielkości skrzywienia wg Cobba: a) przed korekcją, b) po korekcji
Fig. 23. Cobb angle measurement a) before correction, b) after correction

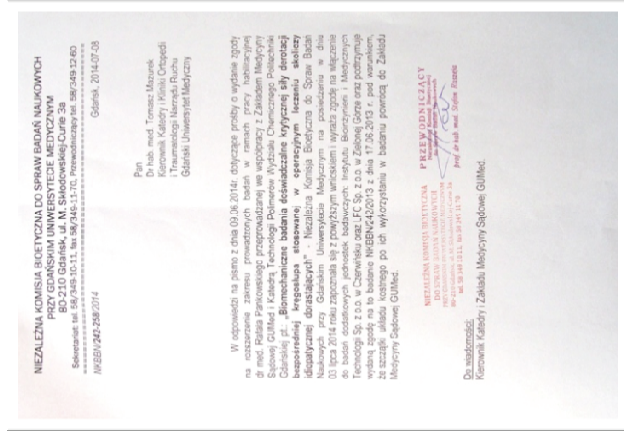
3.1.2.3 Analiza statystyczna

Analizę statystyczną przeprowadziłem na takich samych zasadach jakie zostały opisane w rozdziale 3.1.1.4. Ponieważ rozkład był normalny zostały wyznaczone średnie arytmetyczne oraz odchylenia standardowe (SD). Różnice między grupami oceniałem testem t-Studenta. Za poziom istotności statystycznej przyjąłem $p < 0,05$. Wartość p określałem szczegółowo do trzech miejsc po przecinku. W przypadku, gdy p było mniejsze oznaczałem wartość $p < 0,0001$. Obliczenia wykonałem przy użyciu pakietu statystycznego SPSS v. 16.

3.2 Część doświadczalna

3.2.1 Materiał i metoda badania doświadczalnego

Na rozpoczęcie badań doświadczalnych pt. „Biomechaniczne badania doświadczalne krytycznej siły derotacji bezpośredniej kręgosłupa stosowanej w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej dorastających” otrzymałem zgodę nr NKBBN/242/2013 Niezależnej Komisji Bioetycznej do Spraw Badań Naukowych przy Gdańskim Uniwersytecie Medycznym (ryc. 24). Z uwagi na charakter i zakres planowanych doświadczeń nawiązałem współpracę naukową z Instytutem Bioinżynierii i Medycznych Technologii Sp.z o.o. z Czerwieńska oraz LfC Sp.zo.o. z Zielonej Góry i otrzymałem zgodę Komisji Bioetycznej nr NKBBN/242-258/2014 na włączenie tych partnerów do badań.



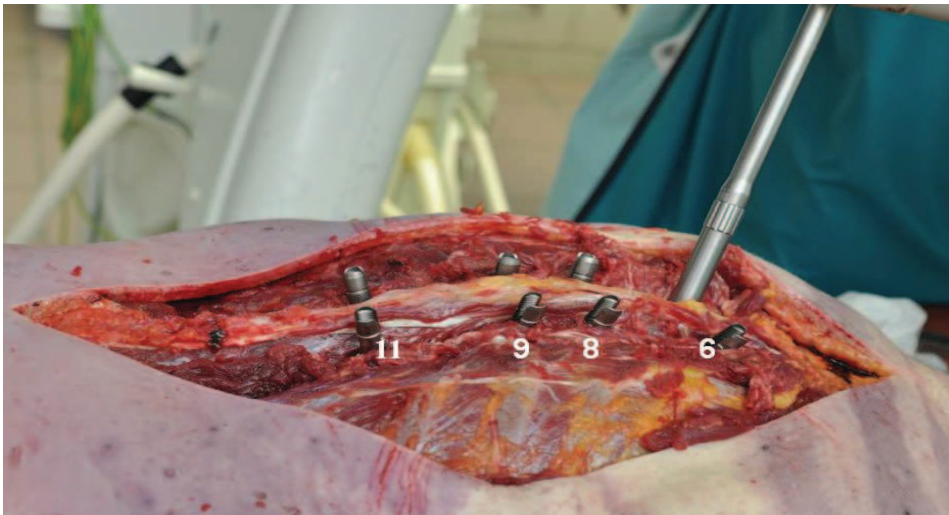
Ryc. 24. Zgoda Niezależnej Komisji Bioetycznej do Spraw Badań Naukowych przy Gdańskim Uniwersytecie Medycznym na badania doświadczalne; strona lewa – nr NKBBN/242/2013, strona prawa – nr NKBBN/242-258/2014
Fig. 24. Consent of the Independent Bioethics Committee for Scientific Research at Gdansk Medical University to the experimental study; left side – No NKBBN/242/2013, right side – No NKBBN/242-258/2014

Moim założeniem było wykonanie badań na maksymalnej możliwej do zakwalifikowania ilości zwłok. Kryteria kwalifikacji przewidywały, że zmarła osoba musi być w wieku 15-40 lat. Takie kryterium wynikało stąd, że jest to przedział wiekowy, w którym najczęściej wykonuje się operacyjne leczenie skoliozy idiopatycznej, podobnie jak w moim materiale klinicznym obejmującym 325 zoperowanych przypadków skoliozy idiopatycznej. Dodatkowe kryterium kwalifikacyjne zakładało, że badanie możliwe będzie do wykonania jedynie na zwłokach przeznaczonych do kremacji, aby w przypadku ekshumacji nie było konieczności składania dodatkowych wyjaśnień odnośnie przeprowadzonych doświadczeń. Ostatecznie wykonałem 10 badań eksperymentalnych. Średni wiek badanych zwłok wynosił 34,6 lat (21-40), stosunek mężczyzn do kobiet wynosił 9:1. W doświadczeniu wykorzystałem wyłącznie zwłoki nieuszkodzone z zachowanym układem mięśni, więzadeł i żeber mających wpływ na sztywność kręgosłupa, u których na polecenie prokuratur rejonowych zostały wcześniej wykonane sądowo-lekarskie sekcje zwłok w Katedrze i Zakładzie Medycyny Sądowej w Gdańskim Uniwersytecie Medycznym. Przyczyna zgonów była spowodowana przedawkowaniem narkotyków, alkoholu, uduszeniem lub samobójczym powieszeniem się. Testy biomechaniczne zostały przeprowadzone po upływie 48-72 godzin od sekcji, kiedy ustąpiło już stężenie pośmiertne. Eksperymenty nie spowodowały oszpecenia zwłok.

Metoda badania polegała na typowym podłużnym nacięciu powłok ciała długości ok. 30 cm, w okolicy kręgosłupa piersiowego i wkręceniu pod kontrolą fluoroskopu w trzony kręgowe (Th6, 8, 9, 11) monoaksjalnych śrub transpedikularnych takich samych jakie stosuje się podczas operacji skoliozy idiopatycznej (ryc. 25, 26).



Ryc. 25. Wykonanie tylnego dostępu do kręgosłupa
Fig. 25. Preparing of the posterior approach to the spine



Ryc. 26. Implantacja śrub do kręgów Th6, 8, 9, 11
Fig. 26. Screws implantation into Th6, 8, 9, 11 vertebrae

Technika implantacji była identyczna jak podczas operacji skoliozy. Pod kontrolą RTG wprowadzałem próbny troakar przez nasadę do trzonu kręgowego. Następnie po usunięciu troakaru sondą sprawdzałem prawidłowość wytworzonego w ten sposób kanału przeznaczonego dla śruby transpedikularnej. Oceniałem obecność wszystkich ścian łącznie z dnem. Po upewnieniu się o poprawności wykonanego kanału, poszerzałem go odpowiednim rozwiertakiem, po czym jeszcze raz oceniałem sondą. Dawało mi to pewność, że śruba wprowadzana była poprawnie. Wszystkie osiem śrub w każdym doświadczeniu wprowadzałem identycznie. Do każdego badania wykorzystałem system śrubowo-prętowy SGL (8 śrub o różnej długości w zależności od pomiaru oraz 2 pręty o średnicy 6 mm i L=200 mm), który instrumentowałem z wykorzystaniem zestawu narzędzi chirurgicznych LfC. Długość każdej śruby określałem indywidualnie przestrzegając zasady, aby nie przekroczyć przedniej korówki trzonu kręgowego. Śruby po lewej stronie stabilizacji luźno spinałem z prętami o długości 200 mm (ryc. 27).

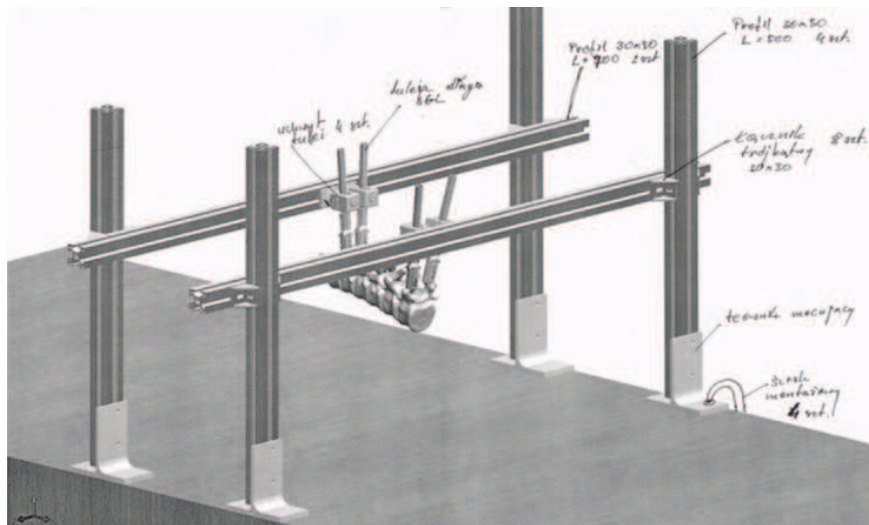


Ryc. 27. System śrubowo-prętowy SGL (LfC) z tuleją do derotacji bezpośredniej

Fig. 27. Rod-screw SGL (LfC) system with the derotation tube

3.2.2 Konstrukcja stanowiska badawczego i systemu derotacji bezpośredniej

W celu oceny momentu siły derotacji zaprojektowałem i wykonałem wspólnie z inżynierami z LfC oryginalne stanowisko badawczo-pomiarowe oraz nowy system derotacji bezpośredniej kręgosłupa. Założyłem że cały kręgosłup powyżej Th6 i poniżej Th11 miał pozostawać w czasie doświadczenia nieruchomy, aby precyzyjnie ocenić czystą derotację kręgów Th8 i Th9. Osiągnąłem to poprzez ufixowanie śrub wkręconych w Th6 i Th11 do specjalnej klatki stabilizującej, będącej elementem zaprojektowanego stanowiska badawczego oraz poprzez spięcie śrub wprowadzonych do Th8 i Th9 z systemem derotującym (ryc. 28, 29, 30, 31).

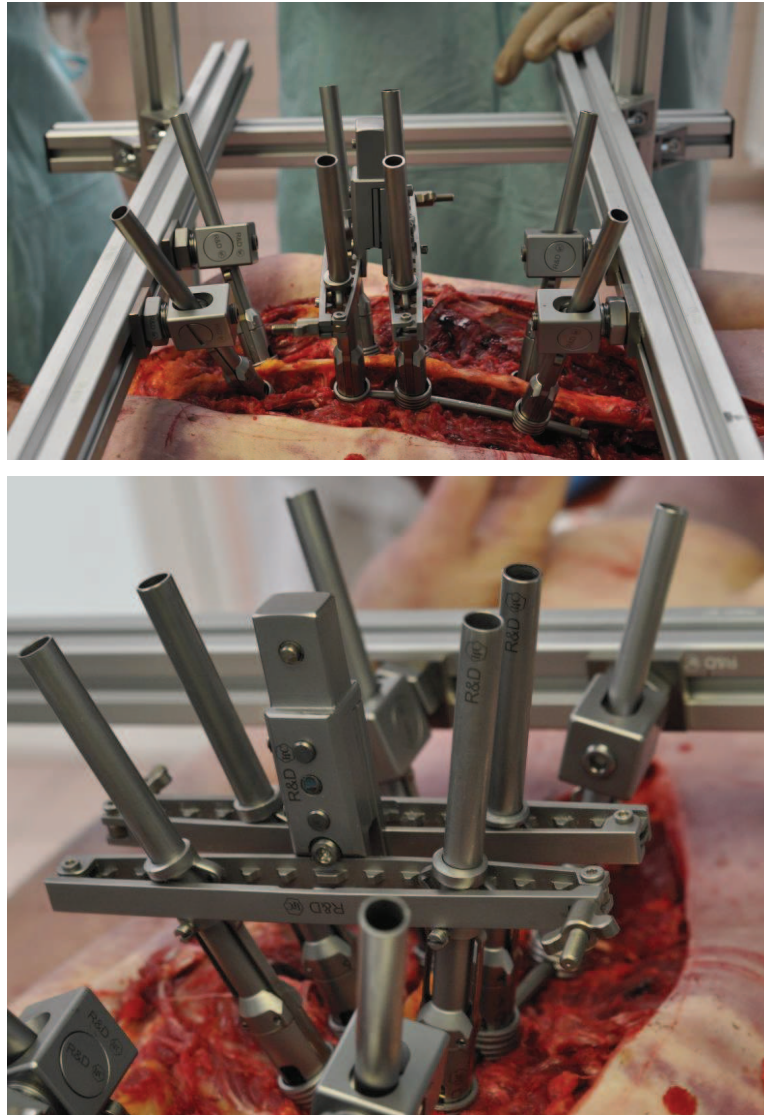


Ryc. 28. Koncepcja projektowa specjalnie opracowanego stanowiska badawczego z elementami ramowo-tulejowymi

Fig. 28. The concept design of specially developed research standing desk with frame-sleeve elements



Ryc. 29. Wersja testowa stanowiska badawczego i systemu derotacji bezpośredniej
Fig. 29. A test version of the research stand and a direct vertebral derotation system



Ryc. 30. Nowy oryginalny system derotacji bezpośredniej połączony ze stanowiskiem badawczym

Fig. 30. New original system of direct vertebral derotation connected with research stand



Ryc. 31. Montaż poszczególnych elementów stanowiska badawczego
Fig. 31. Assembly of the individual elements of the research standing desk

3.2.3 Metoda oceny krytycznego momentu siły symulowanej derotacji bezpośredniej

Po zainstrumentowaniu kręgosłupa wykonywałem symulowaną derotację bezpośrednią poprzez obrót w bloku dwóch zainstrumentowanych kręgów Th8 i Th9 stosując specjalnie zaprojektowany system derotacji bezpośredniej połączony z 4 śrubami wkręconymi w Th8 i Th9. Czysty ruch symulowanej derotacji bezpośredniej odbywał się w segmentach Th6-7-8 oraz Th9-10-11 w kierunku odwrotnym do ruchu wskazówek zegara (ryc. 32). Taki rodzaj zaplanowania instrumentacji doświadczalnej wynikał z mojego doświadczenia klinicznego. Podczas operacyjnego leczenia skoliozy to właśnie kręgi Th8 i 9

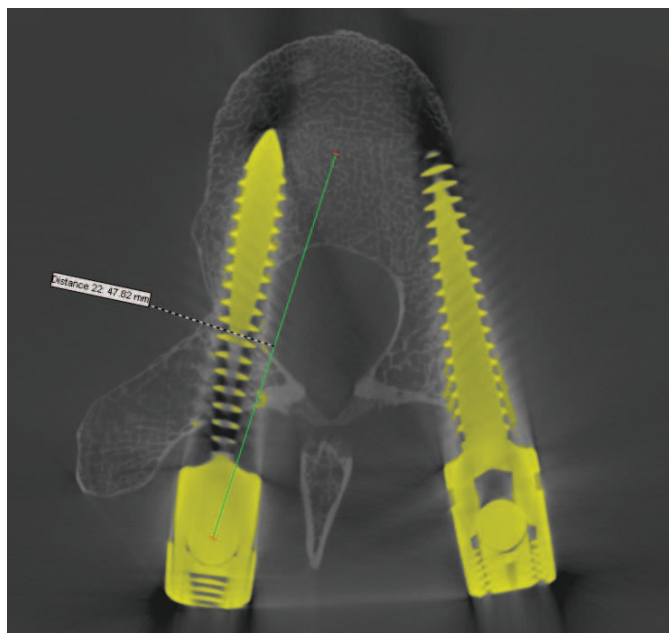
były kręgami szczytowymi w największym stopniu zrotowanymi i na ich poziomie najczęściej wykonywałem derotację bezpośrednią kręgosłupa.



Ryc. 32. Kompletnie stanowisko badawcze w trakcie realizacji doświadczenia – symulowana derotacja

Fig. 32. Complete research stand in the course of the experience - simulated derotation

Symulowana derotacja bezpośrednia odbywała się wokół technicznej osi wyznaczonej przez pręt znajdujący się w odległości od 47,10 mm do 50,69 mm od naturalnej osi obrotu kręgosłupa piersiowego znajdującej się w obrębie środka trzonu kręgowego (ryc. 33). Wykonywana była jednorazowo, ruchem jednostajnym w czasie od 17 do 25 sekund w kątowym przedziale od 0° do 60°. Różnice w czasie wynikały z różnego momentu wystąpienia złamania kręgosłupa. Podczas derotacji zminimalizowano opory na styku pręta z głowicami śrub mogącymi powodować zakłócenia podczas eksperymentów.

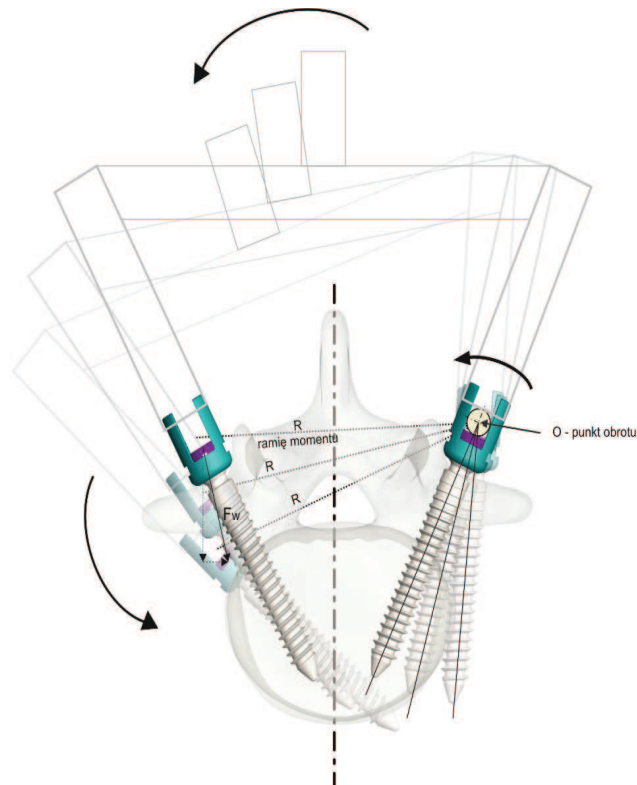


Ryc. 33. Pomiar za pomocą TK odległości pomiędzy osią techniczną a naturalną osią obrotu kręgosłupa piersiowego

Fig. 33. CT measurement of the distance between the technical and the natural axis of rotation of the thoracic spine

Doświadczalny system derotacji bezpośredniej składał się z 8 tulei, łączników i gniazda na dynamometr. Cztery tuleje (szczytowe) spinałem na sztywno z parzyście zainstrumentowanymi śrubami w kręgach Th8 i Th9 i łączyłem klamrą w 1 mechaniczny blok. Pozostałe tuleje spinałem ze śrubami granicznie zainstrumentowanymi górnymi i dolnymi i łączyłem do sztywnej ramy badawczej. Po osadzeniu pręta na 4 śrubach po lewej stronie kręgosłupa (wklęsłej) cały układ mechaniczny otrzymywał zawsze takie same właściwości mechaniczne, które determinowały dwie trajektorie ruchu śrub szczytowych Th8 i 9 w zależności od strony zaimplantowania. Na schemacie przedstawiłem układ idealny – bez odkształceń elementów implantowych oraz struktur kostno-mięśniowo-więzadłowych kręgosłupa oraz przy jednorodnej strukturze kości

(ryc. 34). W rzeczywistości układ był znacznie bardziej złożony, co wynikało z anizotropowości struktur biologicznych, gdzie przemieszczanie implantów mogło przebiegać inaczej, czyli po najsłabszych strukturach kości.

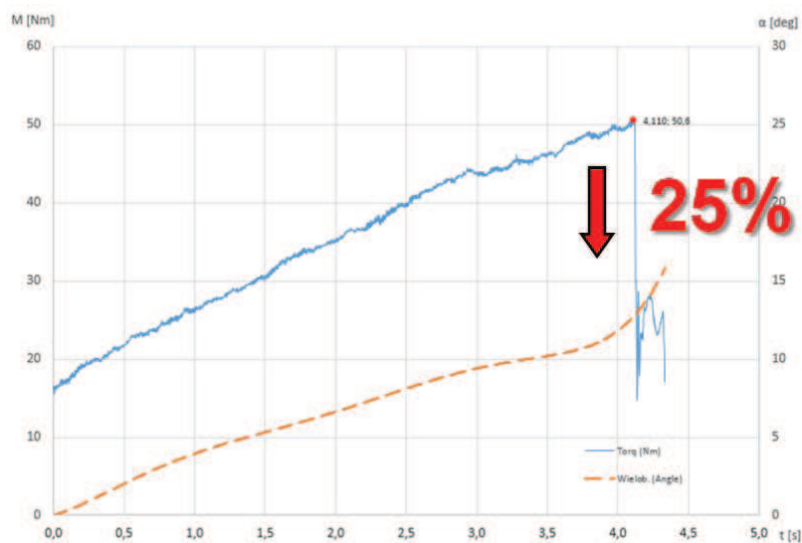


Ryc. 34. Symulacja derotacji bezpośredniej kręgosłupa. Schemat przemieszczenia śrub w obrębie zainstrumentowanych kręgów Th8 lub Th9

Fig. 34. Direct Vertebral Derotation simulation. Screws displacement scheme within instrumented vertebrae Th8 or Th9

Symulowaną derotację bezpośrednią kontynuowałem do momentu wyłamania śrub z trzonów kręgowych, wyznaczając w ten sposób krytyczny moment siły. Dowodem na wystąpienie złamania kręgosłupa było zarejestrowanie spad-

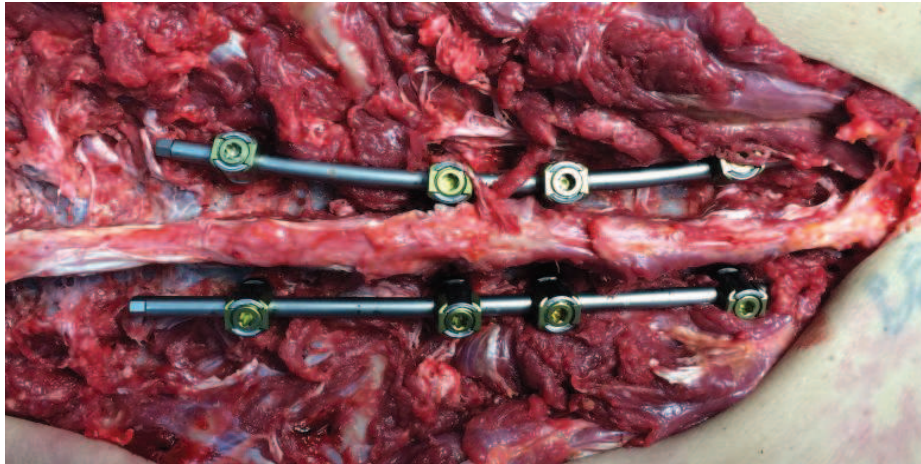
ku momentu siły o minimum 25% bezpośrednio po wcześniej słyszalnym głośnym trzasku łamanej kości (ryc. 35).



Ryc. 35. Spadek momentu siły o ponad 25% potwierdzający złamanie kręgosłupa
 Fig. 35. The torque decrease more than 25% confirming vertebral fracture

3.2.4 Metoda oceny złamań kręgosłupa

W celu potwierdzenia uszkodzenia tkanki kostnej po zakończonym doświadczeniu wyreparowywałem badane odcinki kręgosłupa ze zwłok i poddawałem je maceracji, co umożliwiło mi pełną identyfikację złamań kręgów (ryc. 36, 37, 38, 39, 41).



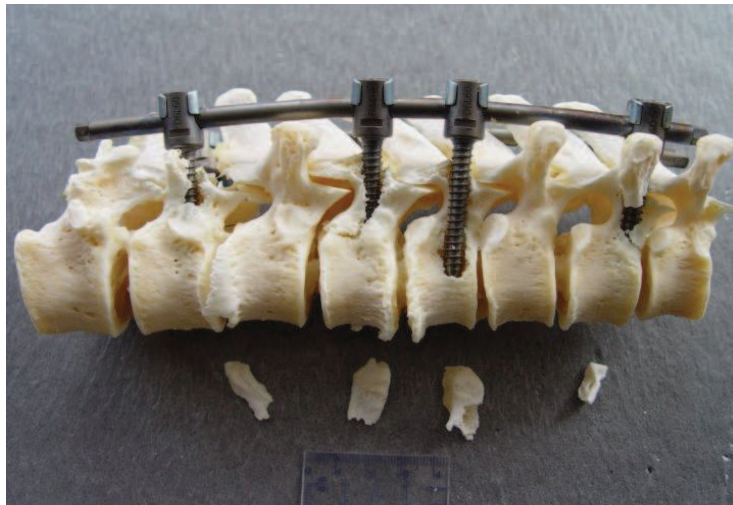
Ryc. 36. Stan po zakończonym eksperymencie. Ustabilizowany fragment kręgosłupa przeznaczony do wycięcia
Fig. 36. The state after the end of experiment. Stabilized fragment of the spine suitable for resection



Ryc. 37. Preparat kostny – widok z tyłu
Fig. 37. Bone specimen – view from the back



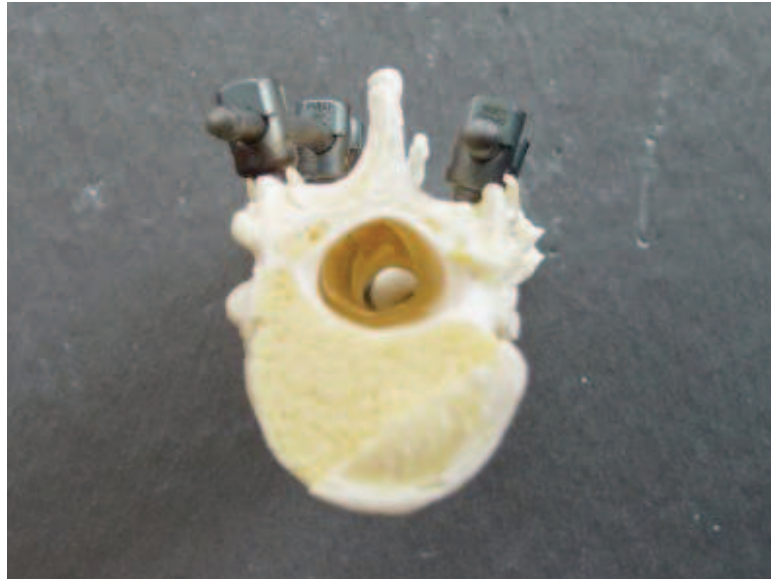
Ryc. 38. Preparat kostny – widok z lewej strony
Fig. 38. Bone specimen – view from the left side



Ryc. 39. Preparat kostny – widok z prawej strony
Fig. 39. Bone specimen – view from the right side

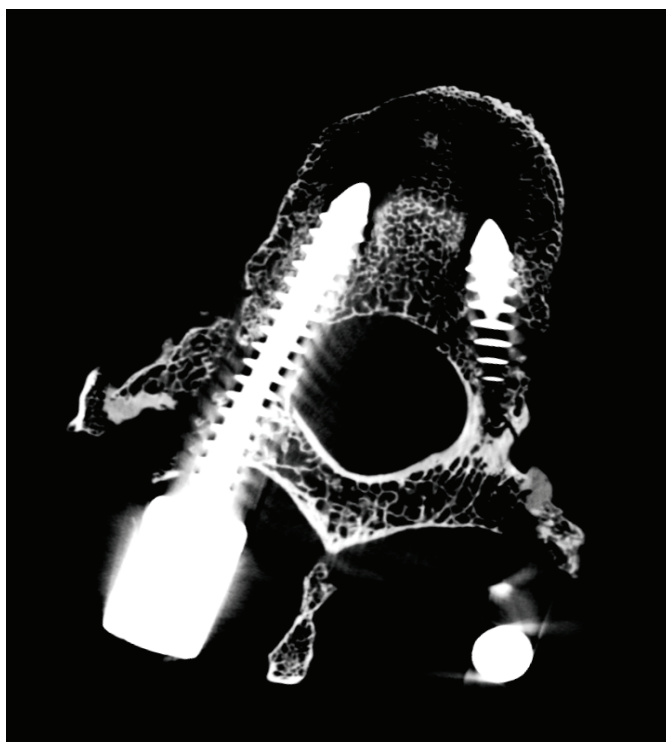


Ryc. 40. Preparat kostny – widok z przodu
Fig. 40. Bone specimen – view from the front

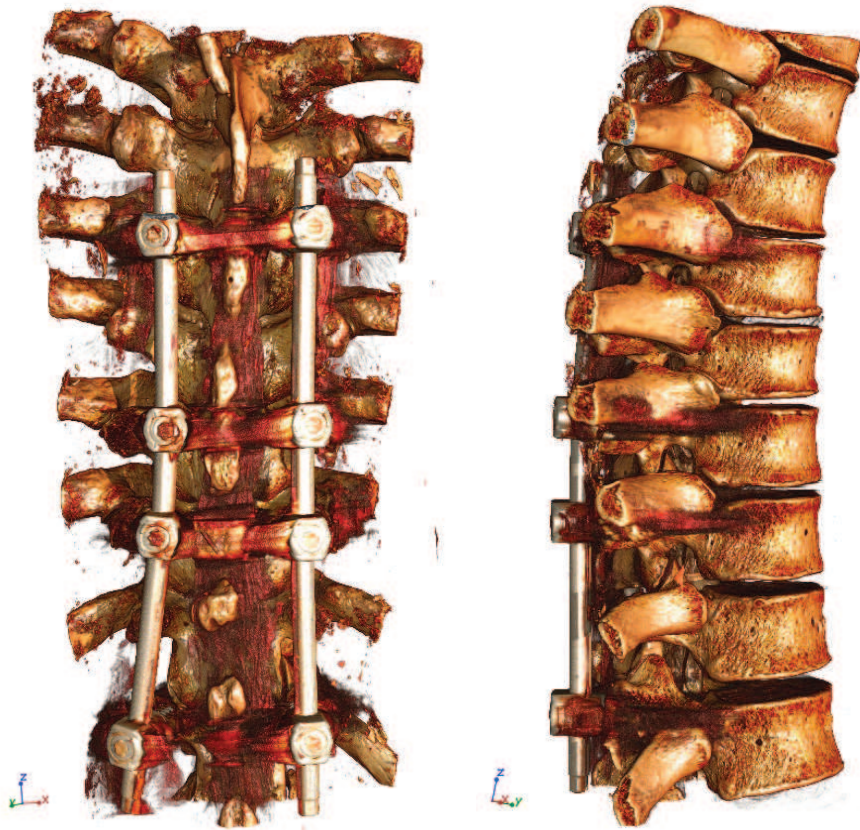


Ryc. 41. Preparat kostny – widok kanału kręgowego (przekrój poprzeczny)
Fig. 41. Bone specimen – view of the spinal canal (axial view)

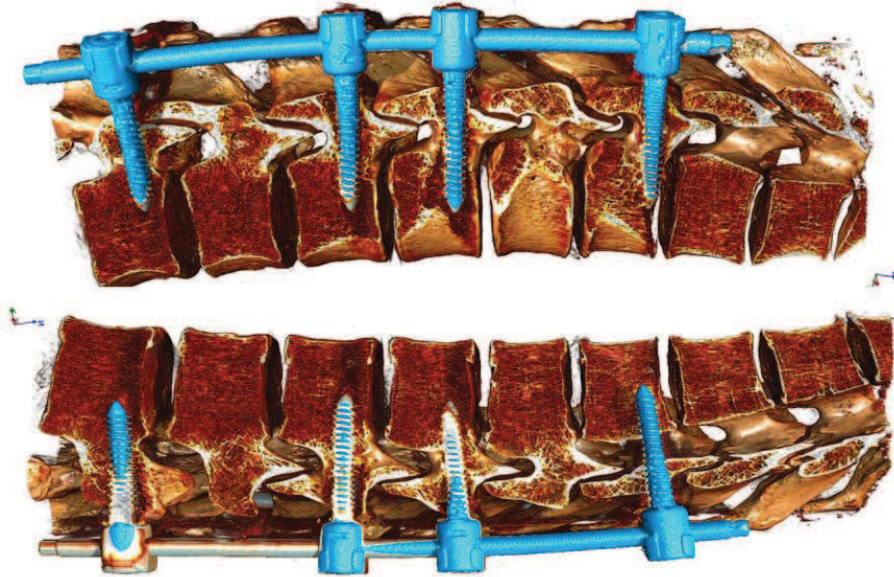
Dodatkowo wybrane próbki poddawałem badaniu TK w celu określenie innego rodzaju uszkodzenia tkanki kostnej, w tym odkształceń na styku śruba kość, przemawiających za obluzowaniem (ryc. 42, 43, 44, 45).



Ryc. 42. Podstawowy obraz kręgosłupa uzyskiwany z badania TK
Fig. 42. The axial scan of the spine image from the CT evaluation

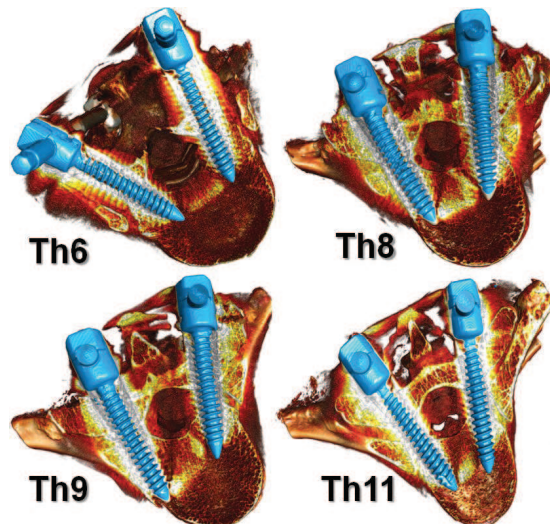


Ryc. 43. Trójwymiarowa rekonstrukcja TK preparatu kostnego w 2 rzutach
Fig. 43. 3-dimensional CT reconstruction of bone specimen in 2 projections



Ryc. 44. TK – projekcja strzałkowa preparatu kostnego w 2 warstwach obejmujących śruby po stronie lewej i prawej

Fig. 44. CT – Sagittal projection of bone specimen in two layers including screws on the left and right side



Ryc. 45. TK – projekcja poprzeczna badanego preparatu w kolejności Th6, 8, 9, 11

Fig. 45. CT – transverse projection of bone specimen in order Th6, 8, 9, 11

3.2.5 Metoda oceny kątownego zakresu symulowanej derotacji bezpośredniej na szczycie krytycznego momentu siły

W trakcie każdego doświadczenia określałem także kątowny zakres derotacji bezpośredniej na szczycie krytycznego momentu siły dzięki zastosowaniu kamery rejestrującej ruch po łuku całego zaprojektowanego systemu derotującego (ryc. 46).

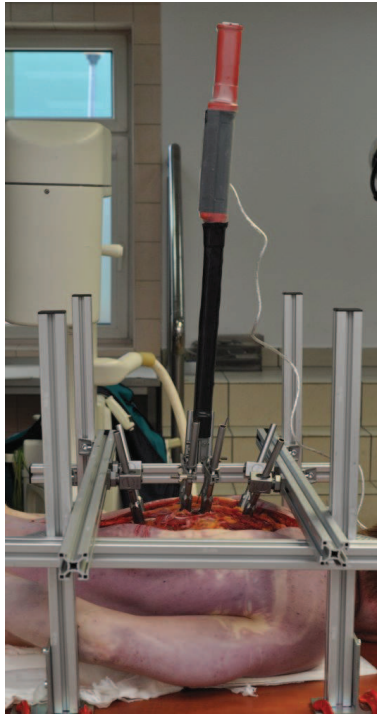


Ryc. 46. Widok z kamery z pomiarem zakresu symulowanej derotacji bezpośredniej
Fig. 46. Camera view of the measured range of simulated direct derotation

3.2.6 Aparatura pomiarowa

Do pomiaru momentu siły wykorzystałem klucz dynamometryczny BDS 30-300 Nm. Według aktualnego certyfikatu kalibracji dokładność wskazań dla zakresu pomiarowego wynosiła $\pm 0,25$, a więc aparatura była zgodna z wymogami/standardami ISO 6789.2003, EN ISO 6789/2003. Klucz połączony

był do komputera z zainstalowanym odpowiednim oprogramowaniem obliczeniowym (ryc. 47).



a)



b)

Ryc. 47. a) Widok całego stanowiska badawczego z podłączonym kluczem dynamometrycznym, b) komputer z zainstalowanym oprogramowaniem pomiarowym
Fig. 47. a) View of the entire research standing desk with the dynamometric key connected, b) computer with measurement software

Po eksperymencie zwłoki szczelnie zaszywałem i zabezpieczałem przed wyciekami płynów ustrojowych. Miejsca po doświadczeniach nie były widoczne po ubraniu zwłok i ułożeniu w trumnie w pozycji na plecach. Stabilność kręgosłupa po wycięciu preparatu badawczego przywracałem poprzez śródkanałowe wprowadzenie 1 drewnianej pałki, która ulegała całkowitej degradacji podczas kremacji zwłok.

4. WYNIKI

4.1 Część kliniczna

4.1.1 Stopień derotacji kręgosłupa po zastosowaniu 4 różnych technik operacyjnych określony metodami pośrednimi (metodą Perdriolle'a i skoliometrem)

Po analizie wyników badania derotacji metodami pośrednimi stwierdziłem, że przedoperacyjny średni stopień rotacji kręgu szczytowego wg Perdriolle'a w odcinku piersiowym, we wszystkich grupach, był podobnej wielkości (średnio 26,3°) z wyjątkiem chorych z grupy pierwszej – H/HL, gdzie był on istotnie większy niż w pozostałych grupach (32,0°). Największy stopień derotacji kręgu szczytowego istotny statystycznie ($p < 0,0001$), określony metodą Perdriolle'a zarówno bezpośrednio po operacji (74,9%) jak i w badaniu kontrolnym (74,1%) stwierdziłem w grupie czwartej (DVR). Najmniejszy stopień derotacji stwierdziłem w grupie pierwszej (H/HL), gdzie derotacji w ogóle nie udało się osiągnąć po operacji (-0,2%), natomiast w badaniu kontrolnym doszło dodatkowo do jej nasilenia (-9,9%). W obrębie grupy drugiej (OCD) po uzyskaniu niewielkiej derotacji bezpośrednio po operacji (11,7%) doszło do istotnej utraty korekcji w badaniu kontrolnym (-0,9%). Różnice w korekcji rotacji pomiędzy grupami I a II, II a III oraz III a IV po operacji i w badaniu kontrolnym były istotne statystycznie (tab. 3).

Tabela 3. Średnia wartość rotacji kręgu szczytowego określona metodą Perdriolle'a: przed operacją, bezpośrednio po operacji i w badaniu kontrolnym

Table 3. Mean apical vertebral rotation determined by Perdriolle method: before operation, immediately after operation, control examination

	*Średni kąt rotacji kręgu szczytowego wg Perdriolle'a [°] <i>Mean apical vertebral rotation by Perdriolle [°]</i>			
	H/HL	OCD	MCD	DVR
Przed operacją <i>Before operation</i>	32,0 (12,1)	28,1 (11,1)	25,4 (12,0)	25,3 (10,0)
Bezpośrednio po operacji / <i>Immediately after operation</i>	32,1 (12,1) ^o	24,9 (9,6) ^o	12,3 (8,5) ^o	6,1 (5,1)
Badanie kontrolne <i>Control examination</i>	36,6 (16,1)	28,4 (11,1)	11,9 (8,6)	6,3 (4,3)
	*Średni stopień korekcji rotacji kręgu szczytowego [%] <i>Mean correction of apical vertebral rotation [%]</i>			
	H/HL	OCD	MCD	DVR
Bezpośrednio po operacji / <i>Immediately after operation</i>	-0,2 (13,9) p=0,979	11,7 (48,7) p=0,271	53,5 (21,9) p<0,0001	74,9 (15,9) p<0,0001
Istotność pomiędzy grupami / <i>Statistical significance between groups</i>		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
Badanie kontrolne <i>Control examination</i>	-9,9 (12,9) p=0,415	-0,9 (37,5) p=0,939	52,8 (34,8) p<0,0001	74,1 (16,1) p<0,0001
Istotność pomiędzy grupami <i>Statistical significance between groups</i>		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001

*Wartość średnia (SD) / *mean value (SD)*

H/HL – Metoda Harringtona lub Harringtona Luque'a / *Harrington or Harrington Luque method*

OCD – Oryginalna metoda Cotrela-Dubousseta / *Original Cotrel-Dubousset method*

MCD – Zmodyfikowana metoda Cotrela-Dubousseta / *Modified Cotrel-Dubousset method*

DVR – Metoda bezpośredniej derotacji kręgosłupa / *Direct vertebral rotation method*

Największą średnią wartość garbu żebrowego (21,2°) w ocenie skoliometrem w badaniu kontrolnym zaobserwowałem w grupie pierwszej (H/HL), natomiast najmniejszą (6,8%) w grupie czwartej (DVR). Pomiędzy grupami I a II, II a III oraz III a IV różnice w wielkości garbu żebrowego były istotne statystycznie (tab. 4).

Stwierdziłem, że zastosowanie systemów bezpośredniej derotacji kręgosłupa podczas wykonywanych przeze mnie operacji chorych ze skoliozą idiopatyczną wpłynęło w największym stopniu na korekcję garbu żebrowego w stosunku do innych stosowanych technik operacyjnych (ryc. 48).

Tabela 4. Średnia wielkość garbu żebrowego po korekcji mierzona skoliometrem Bunnella w poszczególnych grupach w badaniu kontrolnym

Table 4. A mean postcorrectional rib hump measurement with Bunnell scoliometer in control examination

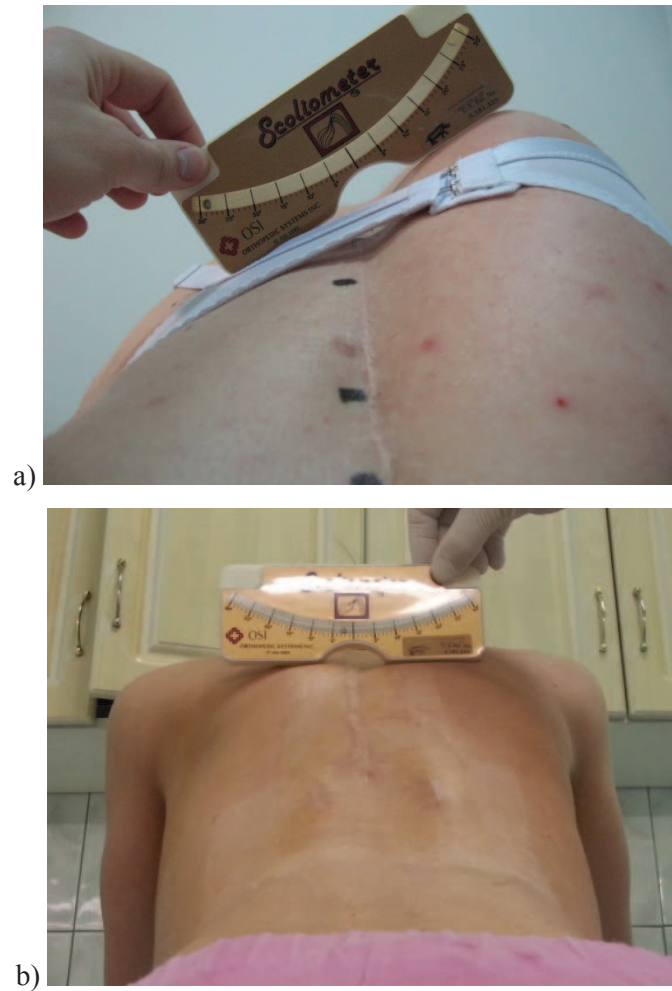
	H/HL	OCD	MCD	DVR
Średnia wielkość garbu żebrowego po korekcji mierzona skoliometrem [°] <i>Mean postcorrectional rib hump value measurement with scoliometer [°]</i>	21,2	15,4	10,1	6,8
Istotność różnicy pomiędzy grupami <i>Statistical significance between groups</i>		p<0,001	p=0,025	p=0,035

H/HL – Metoda Harringtona lub Harringtona Luque'a / *Harrington or Harrington Luque method*

OCD – Oryginalna metoda Cotrela-Dubousseta / *Original Cotrel-Dubousset method*

MCD – Zmodyfikowana metoda Cotrela-Dubousseta / *Modified Cotrel-Dubousset method*

DVR – Metoda bezpośredniej derotacji kręgosłupa / *Direct vertebral rotation method*



Ryc. 48. Badanie kontrolne wielkości garbu żebrowego skoliometrem Bunnella: a) chora z grupy pierwszej – H/HL, b) chora z grupy czwartej – DVR
Fig. 48. A rib hump value measurement with Bunnell scolometer: a) patient from first group – H/HL, b) patient from fourth group – DVR

Tabela 5. Średnia wartość kąta skrzywienia wg Cobba w 4 grupach badawczych: przed operacją, bezpośrednio po operacji i w badaniu kontrolnym

Table 5. Mean Cobb angle in 4 research groups: before operation, immediately after operation, control examination

	*Średnia wartość kąta skrzywienia piersiowego wg Cobba [°] Mean thoracic curve Cobb angle [°]			
	H/HL	OCD	MCD	DVR
Przed operacją <i>Before operation</i>	66,1 (22,4)	60,4 (21,8)	51,5 (18,1)	55,9 (17,4)
Bezpośrednio po operacji <i>Immediately after operation</i>	45,3 (20)	34,4 (18,2)	18,2 (11,2)	13,4 (6,7)
Badanie kontrolne <i>Control examination</i>	64,7 (27,6)	50,1 (23,4)	23,2 (12,3)	18,0 (7,9)
	*Średni stopień korekcji [%] Mean correction [%]			
	H/HL	OCD	MCD	DVR
Korekcja bezpośrednio po operacji <i>Correction immediately after operation</i>	31,5 (9,67) p<0,0001	43,1 (18,9) p<0,0001	63,4 (17,4) p<0,0001	75,7 (10,0) p<0,0001
Istotność pomiędzy grupami <i>Statistical significance between groups</i>		p<0,0001	p<0,0001	p=0,0001
Korekcja ostateczna w badaniu kontrolnym <i>Final Correction in control examination</i>	3,71 (2,0) p=0,715	16,9 (23,0) p=0,115	54,9 (25,6) p<0,0001	67,8 (15) p<0,0001
Istotność pomiędzy grupami <i>Statistical significance between groups</i>		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001

*Wartość średnia (SD) / mean value (SD)

H/HL – Metoda Harringtona lub Harringtona Luque'a / *Harrington or Harrington Luque method*

OCD – Oryginalna metoda Cotrela-Dubousseta / *Original Cotrel-Dubousset method*

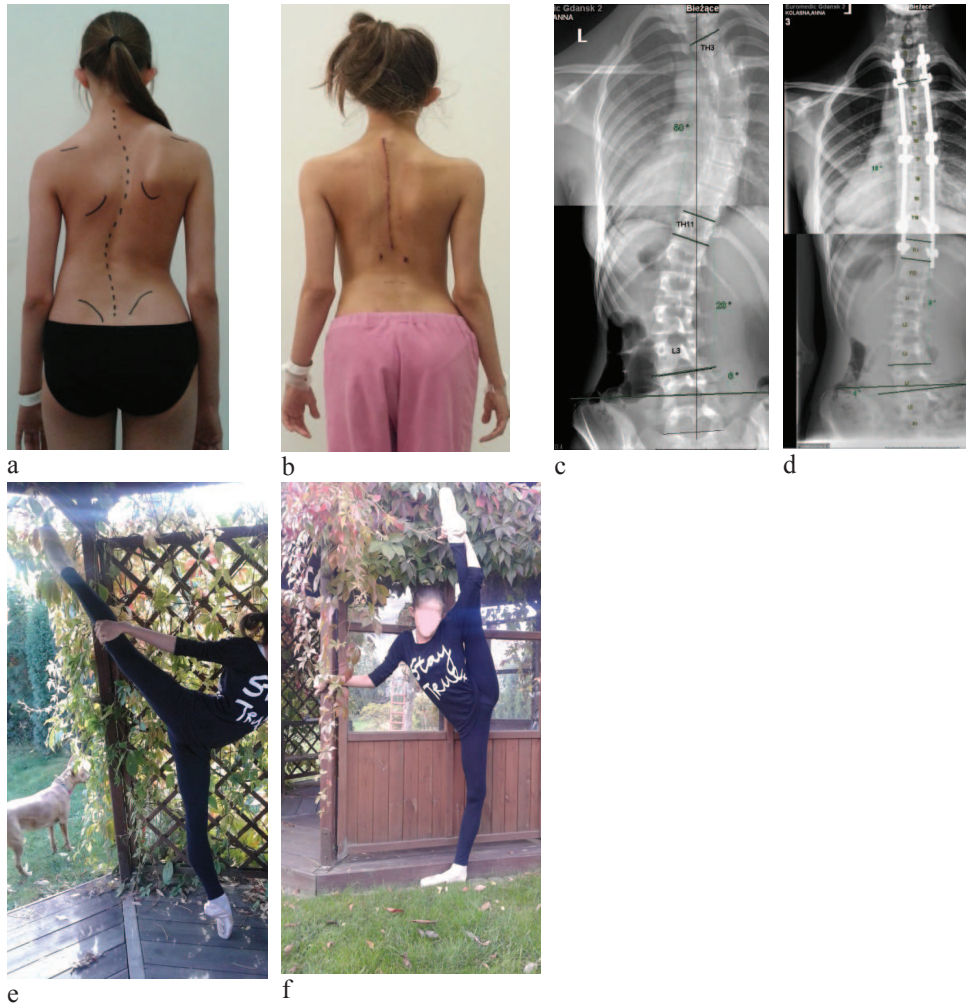
MCD – Zmodyfikowana metoda Cotrela-Dubousseta / *Modified Cotrel-Dubousset method*

DVR – Metoda bezpośredniej derotacji kręgosłupa / *Direct vertebral rotation method*

Na podstawie badania kąta Cobba stwierdziłem, że średni stopień skrzywienia kręgosłupa we wszystkich grupach przed operacją był podobny (średnio 58,5°). Po wykonaniu pomiarów tego parametru bezpośrednio po operacji stwierdziłem, że każda z 4 zastosowanych metod leczenia istotnie wpłynęła na zmniejszenie wielkości skrzywienia ($p < 0,0001$). Jednakże najlepszą korekcję (75,7%) uzyskałem w grupie czwartej, gdzie stosowane były systemy bezpośredniej derotacji kręgosłupa (DVR). W badaniu kontrolnym stwierdziłem podobną tendencję (67,8%). W badaniu tym zauważyłem także, że doszło do znacznej utraty korekcji w obrębie grupy pierwszej (97,3%) i drugiej (83,1%), podobnie jak w przypadku opisanej wyżej utraty derotacji. Różnice w uzyskanej korekcji pomiędzy grupami I a II, II a III oraz III a IV były istotne statystycznie bezpośrednio po operacji jak i w badaniu kontrolnym. (tab. 5).

4.1.2 Jakości życia po zastosowaniu 4 różnych technik operacyjnych

Najlepszą jakość życia prezentowali chorzy z grupy czwartej (DVR) – 81,1%, a najgorszą chorzy z grupy pierwszej (H/HL) – 62,4% (ryc. 49). Średnia wartość jakości życia określona w grupach została przedstawiona w tabeli 6. Istotne różnice w jakości życia zaobserwowałem pomiędzy grupą I a III ($p < 0,0001$), I a IV ($p < 0,0001$) oraz między II a IV ($p < 0,0001$).



Ryc. 49. Pacjentka z grupy czwartej (DVR). Stan przed operacją (a, c); 5 dnia po operacji (b, d); 5 miesięcy po operacji (e, f)

Fig. 49. A patient from the fourth group (DVR). Before operation (a, c); 5 days after operation (b, d); 5 months after operation (e, f)

Tabela 6. Średnia jakość życia oceniona wg SRS-24 w 4 grupach badawczych
Table 6. Mean quality of life in SRS-24 in 4 research groups

	H/HL	OCD	MCD	DVR
*SRS-24	75,9 (62,4%)	82,1 (67,2%)	92,2 (75,5%)	97,1 (81,1%)

*Wartość uzyskana (% wartości maksymalnej)

H/HL – Metoda Harringtona lub Harringtona Luque'a / *Harrington or Harrington Luque method*

OCD – Oryginalna metoda Cotrela-Dubousseta / *Original Cotrel-Dubousset method*

MCD – Zmodyfikowana metoda Cotrela-Dubousseta / *Modified Cotrel-Dubousset method*

DVR – Metoda bezpośredniej derotacji kręgosłupa / *Direct vertebral rotation method*

4.1.3 Analiza statystyczna i korelacja stopnia derotacji z jakością życia

Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej stwierdziłem, że istniała ujemna korelacja o przeciętnej wartości, pomiędzy wielkością rotacji w badaniu kontrolnym, a jakością życia w skali SRS-24 (im większa była rotacja kręgosłupa w badaniu kontrolnym tym gorsza była jakość życia). Analogiczna zależność dotyczyła garbu żeberowego, którego wielkość wpływała na pogorszenie jakości życia (tab. 7).

Tabela 7. Korelacja rotacji kręgu szczytowego wg Perdriolle'a oraz wielkości garbu żebrowego z jakością życia w skali SRS-24 (r – współczynnik korelacji w teście Pearsona)

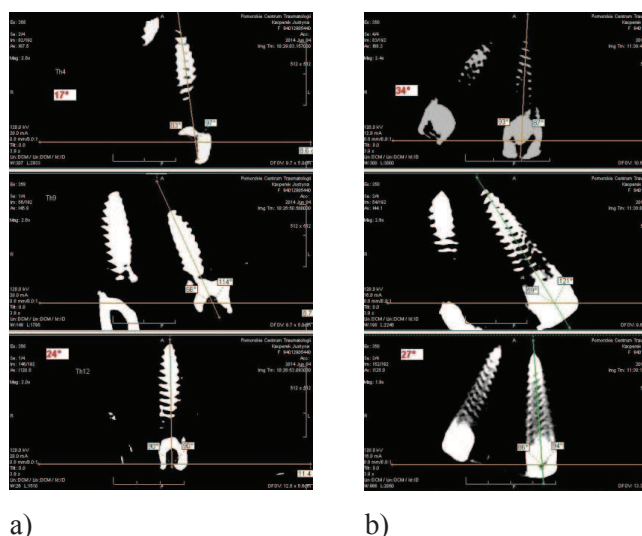
Table 7. Correlation between apical vertebral rotation measured by Perdriolle and rib hump value and quality of life in SRS-24 (r – correlation coefficient in Pearson test)

Parametry <i>Parameters</i>		Korelacja <i>Correlation</i>
Rotacja kręgu szczytowego w badaniu kontrolnym wg Perdriolle'a [°] <i>Apical vertebral rotation measured by Perdriolle method in control examination [°]</i>	SRS-24	$r = -0,352$ $p < 0,0001$ korelacja umiarkowana <i>moderate correlation</i> Im większa rotacja skrzywienia tym gorsza jakość życia <i>Greater rotation the worse quality of life</i>
Wielkość garbu żebrowego mierzona skoliometrem Bunnella w badaniu kontrolnym [°] <i>Rib hump value measurement with Bunnell scoliometer in control examination [°]</i>	SRS-24	$r = -0,368$ $p = 0,001$ korelacja umiarkowana <i>moderate correlation</i> Im większy garb żebrowy tym gorsza jakość życia <i>Greater rib hump the worse quality of life</i>

4.1.4 Efektywność systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa w ocenie bezpośredniej (metodą Pankowskiego)

W grupie 1 (18 chorych) średnia wartość rotacji kręgu szczytowego według Aaro i Dahlborn przed korekcją wynosiła 16,8 (SD=10)°. Średnia wartość kąta pomiędzy śrubami przed i po korekcji wynosiła odpowiednio 10,5 (SD=7,6)° i 9,3 (SD=7,6)°. Średnia wartość derotacji wynosiła tylko 1,2° (11,4%). Była to korekcja nieistotna statystycznie $p=0,170$ (tab. 8). Rzeczywistą derotację ($\geq 1^\circ$) stwierdziłem u 9 chorych, u 3 chorych nie doszło do zmiany rotacji po korekcji, u 4 doszło do zwiększenia rotacji i u 2 chorych z dwułukową skoliozą

piersiowo-lędźwiową w obrębie jednego łuku doszło do zmniejszenia rotacji a w obrębie drugiego do zwiększenia (ryc. 50). Poza badaniem rotacji w tej grupie dokonałem także pomiaru najbardziej charakterystycznego parametru radiologicznego w ocenie skoliozy, którym jest wielkość skrzywienia zgodnie z metodą Cobba. Średnia wartość skrzywienia w odcinku piersiowym i lędźwiowym przed korekcją wynosiła odpowiednio 49 (SD=15)° i 38 (SD=11,3)°. Po korekcji wartości wynosiły odpowiednio 15 (SD=5,7)° i 7 (SD=7)° ($p<0,001$). Średni stopień korekcji skrzywienia piersiowego wyniósł 69%, a lędźwiowego 80% (ryc. 51). Na podstawie śródoperacyjnego badania TK stwierdziłem dodatkowo, że średnia wielkość garbu żebrowego w przed i po korekcji wynosiła odpowiednio 23 (SD=6,5)° i 16 (SD=6,4)°. Stopień korekcji był istotny i wyniósł 30% ($p=0,035$).

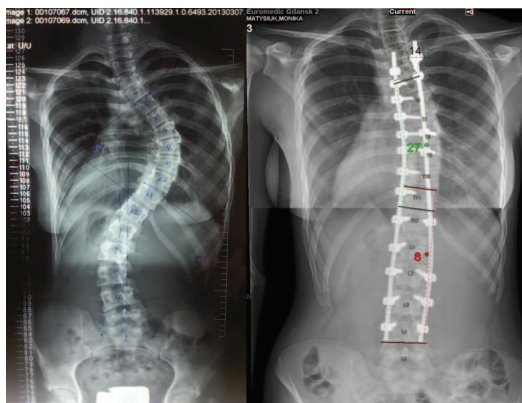


Ryc. 50. Jeden z 4 chorych z grupy I, u którego doszło do nasilenia się rotacji po korekcji

Fig. 50. One of 4 patients from group I where there was an increase of rotation after correction

W drugiej grupie (25 chorych) średnia wartość rotacji kręgu szczytowego według Aaro i Dahlborn przed korekcją wynosiła 18,65 (SD=4,8)°.

Średnia wartość kąta pomiędzy śrubami przed i po korekcji wynosiła odpowiednio $9,3$ ($SD=4,3$) $^{\circ}$ i $6,2$ ($SD=2,9$) $^{\circ}$. Średnia wartość derotacji wyniosła $3,1$ $^{\circ}$ ($33,3\%$). Była to korekcja istotna statystycznie $p=0,047$. Stwierdziłem także, że uzyskana derotacja w tej grupie była prawie trzykrotnie większa niż w grupie pierwszej, co było różnicą istotną statystycznie ($p<0,001$). U wszystkich chorych obserwowałem rzeczywiste zmniejszenie rotacji kręgu szczytowego ($\geq 1^{\circ}$) (tab. 8). Poza badaniem rotacji w tej grupie podobnie jak w poprzedniej grupie dokonałem pomiaru wielkości skrzywienia. Średnia wartość kąta skrzywienia wg Cobba dla odcinka piersiowego i lędźwiowego przed korekcją wynosiła odpowiednio $46,2$ ($SD=5,6$) $^{\circ}$ i $37,0$ ($SD=11$) $^{\circ}$, a po korekcji $16,6$ ($SD=4,3$) $^{\circ}$ i $7,5$ ($SD=7$) $^{\circ}$. Średni stopień korekcji skrzywień piersiowych i lędźwiowych wyniósł odpowiednio 64% i 80% i był istotny statystycznie $p<0,001$ (ryc. 52). Na podstawie śródoperacyjnego badania TK stwierdziłem także w tej grupie, że średnia wielkość garbu żebrowego przed i po korekcji wynosiła odpowiednio $19,5$ ($SD=5,9$) $^{\circ}$ i $12,1$ ($SD=5,7$) $^{\circ}$. Średni stopień korekcji garbu był istotny statystycznie i wyniósł $37,9\%$ ($p=0,023$). Stwierdziłem także, że uzyskana korekcja garbu żebrowego w tej grupie była istotnie większa niż w grupie pierwszej ($p=0,049$).



Ryc. 51. Chora z grupy I: gęsta instrumentacja wszystkich poziomów po stronie wklęsłej skrzywienia strukturalnego i selektywna po wypukłej

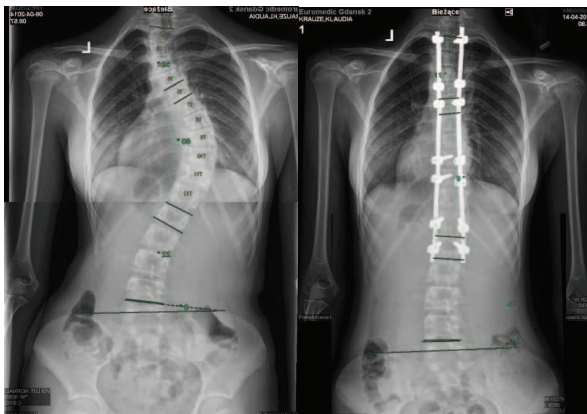
Fig. 51. Patient from group I: all level instrumentation of the concave side (structural curve) and selective on the convex side

Tabela 8. Przed- i pokorekcyjne parametry w obu grupach (RTG i Śródoperacyjna Tomografia Komputerowa)

Table 8. Pre and postcorrectional parameters in both groups (RTG and Intraoperative Computed Tomography)

	1 grupa (n=18) 1st group		2 grupa (n=25) 2nd group	
Średni kąt skrzywienia Th wg Cobba przed korekcją [°] <i>Mean thoracic Cobb angle before correction [°]</i>	49,0 (15,0)		46,2 (5,6)	
Średni kąt skrzywienia Th wg Cobba po korekcji [°] <i>Mean thoracic Cobb angle after correction [°]</i> {stopień korekcji w %} / {degree of correction in %}	15 (5,7) {69}	p<0,001	16,6° (4,3) {64}	p<0,001
Średni kąt skrzywienia L wg Cobba przed korekcją [°] <i>Mean lumbar Cobb angle before correction [°]</i>	38,0 (11,3)		37,0 (11)	
Średni kąt skrzywienia L wg Cobba [°] po korekcji <i>Mean lumbar Cobb angle after correction [°]</i> {stopień korekcji w %} / {degree of correction in %}	7 (7) {80}	p<0,001	7,5 (7) {80}	p<0,001
Średni kąt rotacji kręgu szczytowego przed korekcją [°] <i>Mean apical vertebral rotation before correction [°]</i>	16,8 (10,0)		18,65 (4,8)	
Średni kąt pomiędzy śrubami przed korekcją [°] <i>Mean angle between screws before correction [°]</i>	10,5 (7,6)		9,3 (4,3)	
Średni kąt pomiędzy śrubami po korekcji [°] <i>Mean angle between screws after correction [°]</i>	9,3 (7,6)		6,2 (2,9)	
Średni kąt derotacji [°] <i>Mean derotation angle [°]</i>	1,2	p=0,170	3,1	p=0,047
Średni stopień derotacji [%] <i>Mean degree of derotation [%]</i>	11,4		33,3	p<0,001
Średni kąt rotacji kręgu szczytowego po korekcji [°] <i>Mean apical vertebral rotation after correction [°]</i>	15,6 (3,9)		15,55 (4,8)	
Średnia wielkość garbu żebrowego przed korekcją [°] <i>Mean rib hump angle before correction [°]</i>	23 (6,5)		19,5 (5,9)	
Średnia wielkość garbu żebrowego po korekcji [°] <i>Mean ICT rib hump angle after correction [°]</i>	16 (6,4)	p=0,035	12,1 (5,7)	p=0,023
Średni stopień korekcji garbu żebrowego [%] <i>Mean degree of rib hump correction [%]</i>	30		37,9	p=0,049

W tabeli podano wartości średnie (SD) / The table shows mean values and (SD)



Ryc. 52. Chora z grupy II (selektywna instrumentacja z wolnymi segmentami pomiędzy szczytowo i obwodowo zainstrumentowanymi kręgami)

Fig. 52. Patient from group II (selective instrumentation with free segments left between apex and limited instrumented vertebrae)

4.2 Część doświadczalna

4.2.1 Wartość krytyczna momentu siły derotacji bezpośredniej powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego

Na podstawie przeprowadzonych doświadczeń na zwłokach określiłem 10 różnych wartości krytycznego momentu siły (momenty niszczące derotacji – $M_{n(der)}$) wywołujących złamanie kręgosłupa podczas symulowanej derotacji bezpośredniej. Po odrzuceniu 2 skrajnych wyników średnia wartość momentu niszczącego wyniosła $M_{n(śred)} = 73,3$ Nm (tab. 9), (ryc. 53, 54).

Tabela 9. Wyniki niszczących (krytycznych) momentów derotacji bezpośredniej powodujących złamanie kręgosłupa piersiowego i definiowanych spadkiem momentu derotacji bezpośredniej o co najmniej 25%

Table 9. The results of destructive (critical) direct vertebral derotation torque causing thoracic spine fracture and defined as decrease 25% of direct vertebral derotation torque

M _{n(der)} [Nm]										M _{n(śred)} [Nm]	SD [Nm]
K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10		
50,6	66,4	116,4	78,0	74,2	76,0	73,1	68,4	82,2	67,8	75,3	18,81
×	66,4	×	78,0	74,2	76,0	73,1	68,4	82,2	67,8	73,3	5,49

M_{n(śred)} – Wartość średnia momentu niszczącego (krytycznego) [Nm] / Mean value of destructive (critical) torques [Nm]

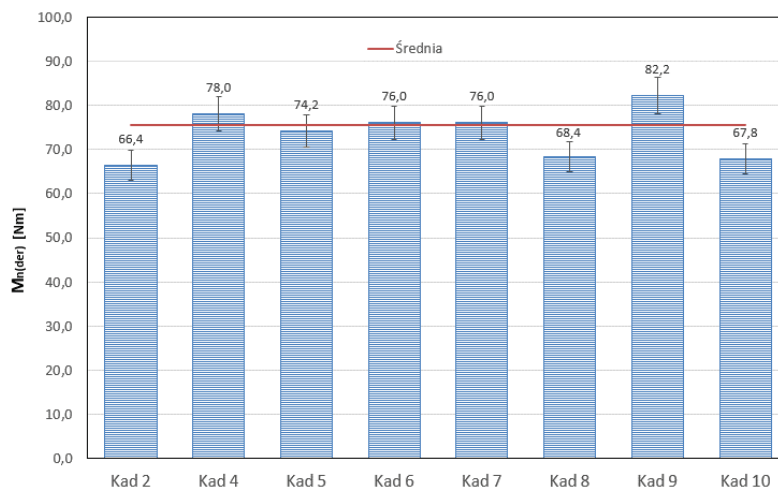
M_{n(der)} – Moment niszczący (krytyczny) derotacji bezpośredniej / Destructive torque of direct derotation [Nm]

2 wiersz – dla poszczególnych prób (K1÷K10) / for each tests (K1÷K10)

3 wiersz – po odrzuceniu wartości skrajnych: min. (K1) i max (K3) / after rejecting the extreme values: min (K1) and max (K3)

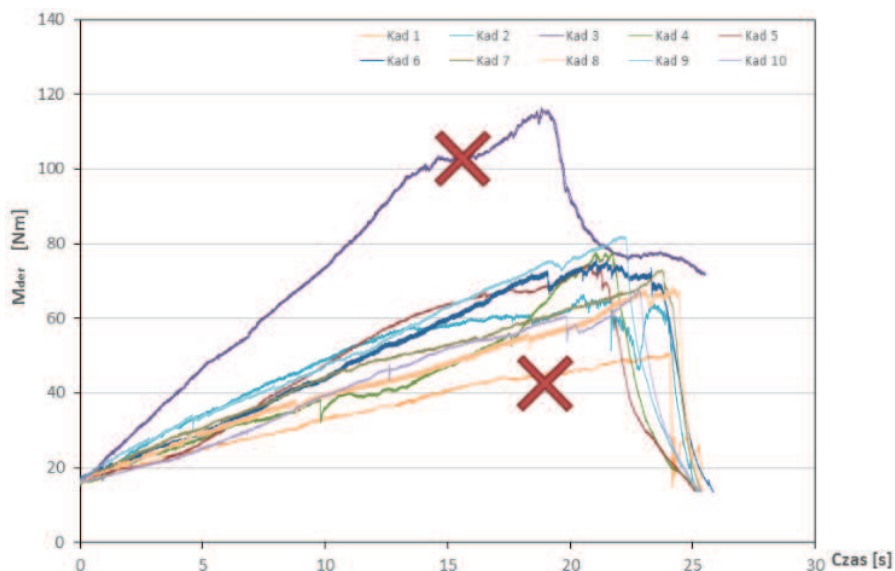
(Uwaga: Próby K5 i K6: były realizowane bez pręta. Próby K1 i K3: wartości skrajne – odrzucone)

(Comments Tests K5 and K6 carried out without the rod. Tests K1 and K3: the extreme values – rejected)



Ryc. 53. Wartości niszczących (krytycznych) momentów derotacji bezpośredniej ($M_{n(der)}$) dla poszczególnych prób (K2, K4, K5, K6, K7, K8, K9 i K10) z 5% słupkami błędów po odrzuceniu wartości skrajnych: min. (K1) oraz max (K3)

Fig. 53. Values of direct derotation destructive (critical) torques of ($M_{n(der)}$) for each trials (K2, K4, K5, K6, K7, K8, K9 i K10) with 5% error posts after rejection of outliers: min (K1) and max (K3)



Ryc. 54. Zmiana wartości momentu derotacji bezpośredniej M_{der} [Nm] w funkcji czasu t [s] dla wszystkich prób K1÷K10

Fig. 54. The change of direct derotation torque values M_{der} [Nm] as a function of time t [s] for all trials K1÷K10

4.2.2 Kątowy zakres derotacji bezpośredniej kręgosłupa piersiowego na szczycie krytycznego momentu siły

Po analizie obrazów wideo rejestrujących przebieg wszystkich doświadczeń stwierdziłem, że średni zakres symulowanej derotacji bezpośredniej na szczycie krytycznego momentu siły wyniósł $44,8^\circ$. Po odrzuceniu 2 próbek ze skrajnymi wartościami momentu siły (K1 i K3), średnia wartość zakresu symulowanej derotacji bezpośredniej wyniosła $44,5^\circ$ (tab. 10).

Tabela 10. Wyniki maksymalnych wartości kąta symulowanej derotacji bezpośredniej na szczycie niszczącego (krytycznego) momentu siły wywołującego złamanie kręgosłupa piersiowego [°]

Table 10 The results of maximum value of the angle of simulated direct derotation on the top of destructive (critical) torque causing thoracic spine fracture [°]

α_{\max} [°]										$\alpha_{\text{śred}}$ [°]	SD [°]
K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10		
48,5	61,8	43,3	44,3	32,3	45,5	42,3	42,1	45,8	42,1	44,8	7,33
X	61,8	X	44,3	32,3	45,5	42,3	42,1	45,8	42,1	44,5	8,16

$\alpha_{\text{śred}}$ – średnia wartość kąta symulowanej derotacji bezpośredniej / *mean value of the angle of the simulated direct derotation*

α_{\max} – maksymalna wartość kąta symulowanej derotacji bezpośredniej / *maximum value of the angle of the simulated direct derotation*

2 wiersz – dla poszczególnych prób (K1÷K10) / *for each tests (K1÷K10)*

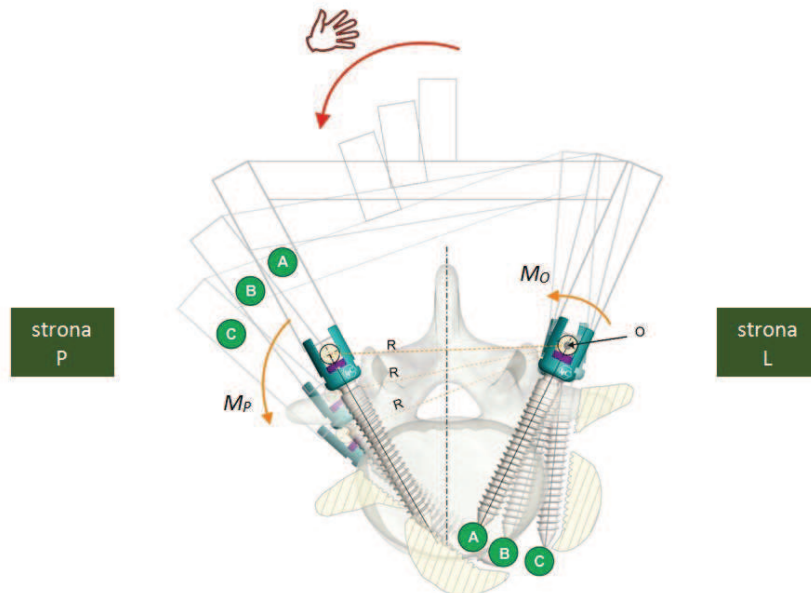
3 wiersz – po odrzuceniu wartości skrajnych: min. (K1) i max (K3) / *after rejecting the extreme values: min (K1) and max (K3)*

(Uwaga: Próby K5 i K6 były realizowane bez pręta. Próby K1 i K3: wartości skrajne – odrzucone)

(Comments: Tests K5 and K6 carried out without the rod. Tests K1 and K3: the extreme values – rejected)

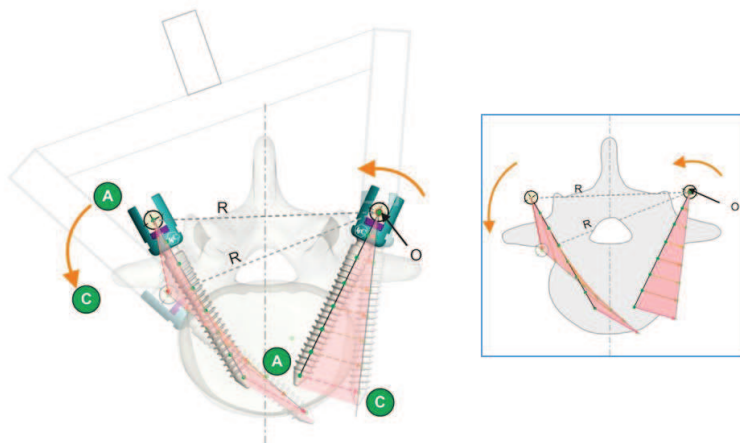
4.2.3 Biomechaniczna analiza złamań kręgosłupa

Wszystkie typy uszkodzenia tkanki kostnej wywołane były ruchem śrub w obrębie zainstrumentowanych kręgów w kierunku odkanałowym, powodując uszkodzenia tkanki kostnej bocznie od zainstrumentowanych śrub (odkanałowo) zgodnie z charakterystyką biomechaniczną całego układu derotującego (ryc. 55, 56).



Ryc. 55. Etapy (A, B, C) przemieszczenia śrub P i L względem kręgów Th8 lub Th9 podczas symulowanej derotacji na pręcie, gdzie O – oś obrotu, R – ramię momentu, M_O i M_P – momenty sił

Fig. 55. Stages (A, B, C) of shifting of the screws R and L in relation to Th8 or Th9 vertebrae during the simulated derotation on the rod. O – the axis of rotation, R – the torque arm, M_O and M_P – torques



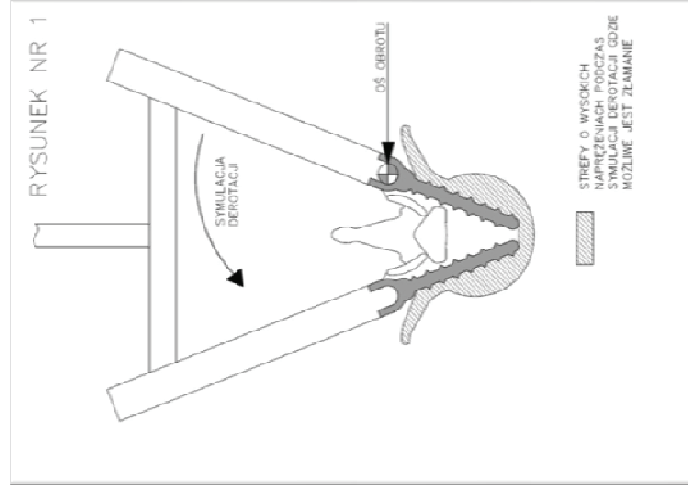
Ryc. 56. Obszary wymuszonych przemieszczeń dla śrub P i L, wskazujące na poziom/wielkość nacisków powierzchniowych na kość

Fig. 56. Areas of forced displacement for screws R and L, indicating the level / volume of surface pressure on the bone

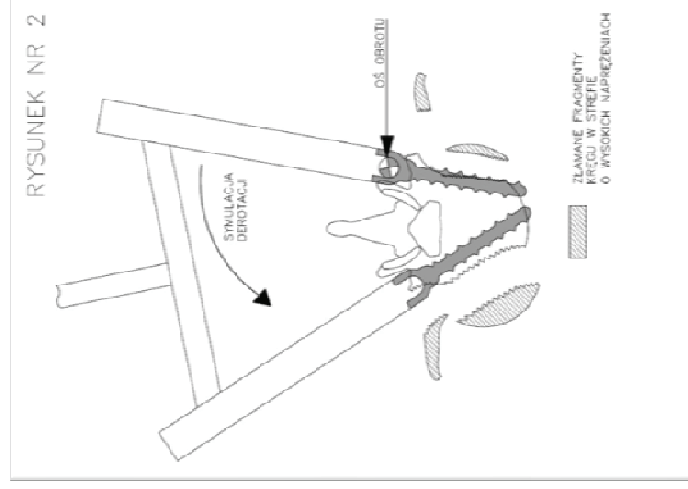
Biomechanika układu derotującego po obu stronach zainstrumentowanych kręgów miała odmienne oddziaływanie na kość, co determinowało różny charakter uszkodzeń.

Po stronie lewej obrót implantu zachodził względem osi obrotu „O” usytuowanej w przęcie kręgosłupowym. W efekcie największe przemieszczenia występowały na końcu części gwintowej śruby (im większe ramię/długość śruby tym większa siła), powodując odpowiednie naprężenia i odśrodkowe oddziaływanie na boczną ścianę trzonu kręgowego. W przypadku nasady łuku występowało niewielkie oddziaływanie mechaniczne, związane jedynie z ruchem obrotowym realizowanym na małym ramieniu w kierunku jego przyśrodkowej (dokanałowej) części. Po stronie prawej obrót implantu zachodził na ramieniu R względem osi obrotu usytuowanej w punkcie „O”, powodując wystąpienie dodatkowego momentu. W takiej sytuacji działała siła wypadkowa F_w , powodująca wciskanie śruby w trzon z jednoczesnym wypychaniem na zewnątrz głowicy śruby. Takie oddziaływanie powodowało uszkodzenia zewnętrznej ściany prawej nasady łuku oraz ściany bocznej trzonu (tab. 11), (ryc. 55, 56, 57).

a)

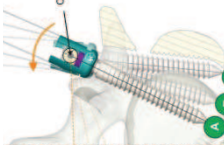


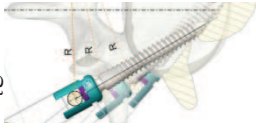
b)



Ryc. 57. System derotacji bezpośredniej kręgosłupa a) przed złamaniem, b) po złamaniu
Fig. 57. *Direct Vertebral Derotation System a) before the fracture, b) after the fracture*

Tabela 11. Biomechanika i oddziaływanie na kość układu derotującego.
 Table 11. Biomechanics and effects on bone of the derotational system

Strona <i>Side</i>	Biomechanika <i>Biomechanics</i>	Oddziaływanie na kość <i>Effects on bone</i>	Charakter uszkodzenia <i>Nature of damage</i>
Lewa <i>Left</i>	W wyniku działania wymuszonego momentu M_O następuje obrót implantu (śruby L) względem osi obrotu O usytuowanej w płaszczyźnie kregosłupowym przechodzącej przez jego głowicę	<p>M_O powoduje przemieszczenie śruby L względem kręgu. Wektory przemieszczeń dla poszczególnych punktów w implantach mają taki sam kierunek i zwrot, różnią się natomiast wartością, która wzrasta ze wzrostem odległości od punktu O (<i>im większa odległość/długość śruby tym większe przemieszczenie, dłuższa do pokonania droga</i>).</p> <p>Obracająca się w kości śruba L względem O wywiera naciski powierzchniowe (naprężenia powierzchniowe) na fragmenty kostne w obszarze pedikulum oraz trzonu. Implant napiera na kość w kierunku odkałowym i bocznym kręgu powodując jego rozrywanie.</p> <p>Biorąc pod uwagę strukturalno-anatomiczne własności kości duże opory pojawiają się w wąskim kanale pedikulum, zbudowanym głównie z twardej korówki i ograniczonym wymiarowo. W trzonie, zbudowanym z kości gąbczastej trzpień śruby najprawdopodobniej płuży, aż do momentu oparcia o boczną ścianę trzonu.</p> <p><i>Wniosek: sytuowanie śrub dwukorówkowo oraz bocznie zwiększa bezpieczeństwo przed uszkodzeniem kości poprzez ograniczenie płużenia w trzonie (obrotu śruby) i niekorzystnego oddziaływania na pedikulum</i></p>	Kierunkowane odkałowo-bocznie naciski implantu na pedikulum i ścianę trzonu, powodujące oderwanie bocznych fragmentów kostnych tych elementów kręgu 

Strona <i>Side</i>	Biomechanika <i>Biomechanics</i>	Oddziaływanie na kość <i>Effects on bone</i>	Charakter uszkodzenia <i>Nature of damage</i>
Prawa <i>Right</i>	W wyniku działania momentu M_O następuje przemieszczanie implantu (śruby P) na sztywnym/stałym ramieniu R względem środka obrotu usytuowanego w punkcie O (głowica śruby L), powodujące wystąpienie dodatkowego momentu M_P	<p>M_P powoduje przemieszczenie śruby względem nieruchomego kręgu.</p> <p>Wektory przemieszczeń dla poszczególnych punktów w implantach charakteryzują się różnym zwrotem, wartością oraz kierunkiem działania.</p> <p>Wypadkowa siła działająca na implant powoduje jego wypychanie w głąb kości oraz wypychanie na zewnątrz kręgu powodując naciski powierzchniowe (naprężenia powierzchniowe) na fragmenty kostne w obszarze pedikulum oraz trzonu o charakterze rozrywająco-ścinającym.</p> <p>Biorąc pod uwagę strukturalno-anatomiczne własności kości największe oddziaływanie następuje na boczną ścianę pedikulum. W trzonie śruba może pluznąć aż do momentu oparcia o przednią ścianę trzonu.</p>	<p>Kierunkowane odkanatowo oraz przednio-bocznie naciski na pedikulum i ścianę trzonu, powodujące oderwanie bocznych fragmentów kostnych tych elementów kręgu</p> 

Uwagi:

Schemat uwzględnia stan idealny – bez odkształceń elementów implantowych oraz struktur kostno-mięśniowo-więzadłowych kręgosłupa oraz przy jednorodnej strukturze kości. W rzeczywistości układ był bardziej złożony. Wynikało to z niejednorodności i anizotropowości mechanicznej oraz strukturalnej elementów biologicznych (głównie tkanki kostnej), gdzie przemieszczanie implantów mogło przebiegać inaczej – po najslabszych strukturach kości.

4.2.4 Ilościowa i jakościowa analiza złamań kręgosłupa

Analizę ilościową i jakościową preparatów kostnych wykonałem po zakończonym procesie maceracji (ryc. 37, 38, 39, 40, 41).

Stwierdziłem złamania wyrostka poprzecznego, złamania bocznej ściany nasady łuku, złamania bocznej ściany trzonu kręgowego, nietypowe złamania na granicy nasady i trzonu kręgowego. Różnice pomiędzy doświadczeniami polegały na rozległości uszkodzeń oraz ich konfiguracji przestrzennej (tab. 12). Największą ilość i rozległość złamań stwierdziłem w obrębie derotowanych kręgow Th8 i 9, z nieco większym nasileniem po stronie lewej (wklęsłej). Na poziomach skrajnie zainstrumentowanych Th6 i 11 także zaobserwowałem złamania jednak o znacznie mniejszej rozległości i nasileniu, symetrycznie po obu stronach. W żadnym przypadku nie stwierdziłem uszkodzeń przyśrodkowej ściany nasady łuku przez implant, co wiązałoby się z penetracją śruby do kanału kręgowego. Wykonałem szczegółową dokumentację fotograficzną wszystkich złamań (ryc.58). Szczegółowy opis uszkodzeń tkanki kostnej przedstawiłem w tabeli 13.

Tabela 12. Rodzaje złamań kręgosłupa określone na podstawie oględzin preparatów kostnych

Table 12. Types of vertebral fracture found during the examination of bone specimens


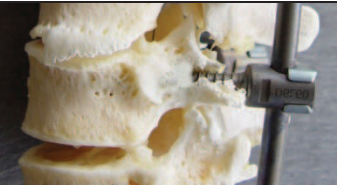

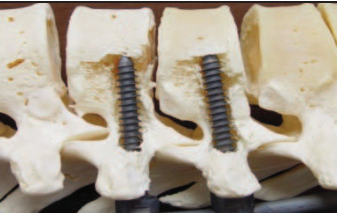

0	brak uszkodzeń <i>no damage</i>	
1	złamanie wyrostka poprzecznego <i>transverse process fracture</i>	
2	złamanie bocznej ściany nasady łuku <i>lateral wall of pedicle fracture</i>	
3	złamanie bocznej ściany trzonu kręgowego <i>lateral wall of vertebral body fracture</i>	
4	inne złamanie na granicy nasady i trzonu <i>other fracture on the border of pedicle and vertebral body</i>	

Tabela 13. Ilościowa i jakościowa charakterystyka złamań kręgosłupa powstałych na szczycie krytycznego momentu siły, na podstawie analizy preparatów kostnych po maceracji

Table 13. Quantitative and qualitative characteristics of vertebral fractures occurring on the top of critical torque, based on analysis of bone specimens after maceration

Nr No	STRONA LEWA - "WKLESŁA" Left side - "concave"					STRONA PRAWA - "WYPUKŁA" Right side - "convex"				
	Th6	Th8	Th9	Th11	KSK	Th6	Th8	Th9	Th11	KSK
1	0	2,3	2	0	-	2	1,2	1,2	0	-
2	1,2	0	1,2	1,2	-	2	1,2,3	1,2	1	-
3	0	2,3	0	1,2	-	0	1,2	1,2	0	-
4	0	2,3	2,3	1,2	-	2	2	0	0	-
5	1,2,3	1,2,3	2,3	4	-	0	1,2	0	4	-
6	1	2,3	1,2,3	1,2	-	0	1,2	1	0	-
7	2	1,2,3	1,2,3	0	-	0	1,2	1,2	0	-
8	0	2	2	0	-	2,3	1,2	1,2	1	-
9	0	1,2	1,2	0	-	1,2	0	0	0	-
10	0	1,2	1,2	1,2	-	0	1,2,3	1,2,3	0	-

KSK konflikt śruba - kanał / screw-spinal canal conflict

Typy złamań oznaczono cyframi wg następujących kryteriów: 0 - brak złamań, 1 - złamanie wyrostka poprzecznego, 2 - złamanie bocznej ściany nasady łuku, 3 - złamanie bocznej ściany trzonu kręgowego, 4 - inne złamania

Types of fractures were determined according to the following criteria numbers: 0 - no fractures, 1 - transverse process fracture, 2 - fracture of the lateral wall of pedicle, 3 - fracture of the lateral wall of the vertebral body, 4 - other fractures

1) Preparat 1



2) Preparat 2



3) Preparat 3



4) Preparat 4



5) Preparat 5



6) Preparat 6



7) Preparat 7



8) Preparat 8



9) Preparat 9



10) Preparat 10



Ryc. 58. Dokumentacja fotograficzna preparatów kostnych po zakończonym procesie maceracji
Fig. 58. *Photographic documentation of bone specimens after maceration process*

4.2.5 Współczynnik bezpieczeństwa derotacji bezpośredniej i bezpieczny moment derotacji bezpośredniej w zakresie akceptowalnym

Z uzyskanych wyników pomiaru krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego odrzuciłem wartości skrajne, które wynikały w jednym przypadku z obluźnienia oprzyrządowania badawczego, a w drugim z obecnością zmian zwyrodnieniowych kręgosłupa wpływających na blokowanie elementów kostnych podczas derotacji. Na podstawie pozostałych wyników ustaliłem, że średnia wartość momentu niszczącego (krytycznego) wyniosła $M_{n(\text{śred})}=73,3$ Nm, przy odchyleniu standardowym wynoszącym 5,49 Nm. Najniższa wartość momentu niszczącego (krytycznego) wyniosła $M_{n(\text{min})}=66,4$ Nm.

Do wyznaczania bezpiecznego momentu derotacji bezpośredniej (M_B) w akceptowalnym zakresie wziąłem pod uwagę dwa elementy: wartość średnią z maksymalnych momentów oraz najmniejszą wartość momentu powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego. W porozumieniu z bioinżynieriami LfC oraz na podstawie „Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface” autorstwa Yuehuei przyjąłem, że muszą być spełnione dwa warunki:

1. współczynnik bezpieczeństwa derotacji (k_{RP}) powinien wynieść co najmniej 1,5 dla wartości średniej momentu niszczącego

$$M_{n(\text{śred})}/M_B \leq k_{RP}$$

($M_{n(\text{śred})}$ – średnia wartość momentu niszczącego, M_B – bezpieczny moment derotacji w zakresie akceptowalnym)

$$73,3/M_B \leq 1,5$$

$$M_B \leq 73,3/1,5$$

$$M_B \leq 48,9 \text{ Nm}$$

($k_{RP}=1,5$; warunek spełniony dla wartości $M_B \leq 48,9$ Nm)

2. bezpieczny moment derotacji (M_B) musi być znacząco mniejszy (o co najmniej 20%) od najniższej wartości momentu niszczącego ($M_{n(\min)}$) określonej w badaniach doświadczalnych

$$M_B < M_{n(\min)}$$

$$48,9 \text{ Nm} < 66,4 \text{ Nm}$$

(26,3%; warunek spełniony)

Mając na uwadze powyższe wyniki oraz błędy wskazań przyrządów pomiarowych przyjąłem, że bezpieczny, moment derotacji bezpośredniej (M_B) w akceptowalnym zakresie nie może być większy od 45 Nm ($k_{RP} = 1,6$). Wartość ta była wytyczną do zaprojektowania i kalibracji „derotatora Pankowskiego”.

4.2.6 Prototyp derotatora Pankowskiego

W ścisłej kooperacji z moimi partnerami naukowymi i przemysłowymi skonstruowałem innowacyjną i prototypową wersję „derotatora Pankowskiego”, mającego ewidentne cechy wynalazku. Derotator został skalibrowany do bezpiecznej wartości momentu derotacji bezpośredniej w akceptowalnym zakresie ($M_B=45$ Nm) zgodnie ze współczynnikiem bezpieczeństwa derotacji bezpośredniej (k_{RP}). Po przejściu odpowiedniej ilości prób klinicznych derotator Pankowskiego będzie używany w operacyjnym leczeniu skoliozy, zwiększając zakres derotacji. Derotator jest kompatybilny z instrumentarium śrubowo-prętowym SGL oraz z systemem derotacji bezpośredniej użytymi podczas badań doświadczalnych (ryc. 59, 60).



Ryc. 59. Prototyp derotatora Pankowskiego
Fig. 59. Prototype of the Pankowski spinal derotator



Ryc. 60. Prototyp derotatora Pankowskiego. Testy i kalibracja. Zielona Góra 2015
Fig. 60. Prototype of the Pankowski spinal derotator. Testing and calibration. Zielona Góra 2015

5. DYSKUSJA

Fundamentalnym celem leczenia skoliozy idiopatycznej jest powstrzymanie progresji skrzywienia, co gwarantuje zapobieganie niekorzystnym skutkom pogłębiania się deformacji w przyszłości takimi jak: zmiany zwyrodnieniowe kręgosłupa i towarzyszące im zespoły bólowe, zaburzenia krążeniowo-oddechowe oraz ogólne zmniejszenie wydolności życiowej [4, 10, 90, 97, 101]. Jednakże oczekiwania chorych skupiają się głównie na efekcie kosmetycznym. Przeciętny pacjent zainteresowany jest wyłącznie posiadaniem prostych pleców po zabiegu nie zważając na ryzyko związane z wykonaniem jednej z największych operacji w świecie chirurgii. Spełnienie tego oczekiwania poprzez likwidację garbu żebrowego w głównej mierze determinuje późniejszą jakość życia po operacji [22, 41, 58, 100, 103]. Nowoczesne leczenie skoliozy polega więc na utrwaleniu w czasie osiągniętej korekcji we wszystkich płaszczyznach w maksymalnym zadowalającym chorego zakresie [12, 16, 45, 49, 69, 80, 89, 92, 93].

Celem powyższej monografii było wykazanie znaczenia derotacji na wynik operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej oraz określenie bezpiecznego możliwego do osiągnięcia jej zakresu. W realizacji tego oparłem się na analizie mojego własnego materiału klinicznego wzbogaconego o grupę chorych operowanych do 1997 roku metodą Harringtona i Harringtona Luque'a przez innych operatorów. Wykorzystałem do badania między innymi moją oryginalną metodę pomiaru derotacji (met. Pankowskiego) na podstawie śródoperacyjnej tomografii komputerowej. Do określenia bezpiecznego zakresu derotacji bezpośredniej oparłem się z kolei na zaprojektowanym wyłącznie przez siebie oryginalnym i unikatowym w skali światowej badaniu doświadczalnym na zwłokach. Eksperymenty polegały na symulacji derotacji bezpośredniej u młodych ludzi w celu określenia krytycznej siły korekcyjnej jaką możemy

zastosować podczas operacji skoliozy idiopatycznej. Dzięki określeniu krytycznego momentu siły oraz wyznaczeniu współczynnika bezpieczeństwa i bezpiecznego momentu derotacji bezpośredniej w akceptowalnym zakresie możliwe było skonstruowanie oryginalnego prototypu derotatora Pankowskiego, którego kliniczne zastosowanie pozwoli uzyskać jeszcze lepsze wyniki leczenia skoliozy idiopatycznej.

Biorąc pod uwagę, że rotacja w skoliozie w sposób najbardziej istotny determinuje zniekształcenie pleców w postaci garbu, ewolucja systemów korekcji kręgosłupa z oczywistych przyczyn podążała właśnie w kierunku poprawy derotacji, co gwarantowało spełnienie głównego oczekiwania chorych. Pierwszy rodzaj korekcji skoliozy z użyciem dystraktorów Harringtona nie miał w ogóle wpływu na zmniejszenie rotacji, co wiązało się z obecnością garbu w okresie pooperacyjnym i złą jakością życia [1]. Rozwiązaniem miał się okazać system do korekcji trójplaszczyznowej skoliozy idiopatycznej wprowadzony w połowie lat 80. przez Cotrela-Dubousseta. Nowa technika operacyjna nazwana została w skrócie CD, a derotację można było osiągnąć po manewrze obrotu pręta po wklęsłej stronie skrzywienia [15]. Oryginalna technika CD później zmodyfikowana poprzez zastąpienie haków śrubami przemasadowymi była przez wiele lat traktowana jako złoty standard w leczeniu skoliozy. Jednakże naturalna ludzka ciekawość i tendencja do udoskonaleń wpłynęły na dogłębne analizowanie wydolności tej metody. Zaczęto stopniowo kwestionować możliwość rzeczywistej derotacji po jej zastosowaniu [26, 27, 30, 44, 54, 55, 56, 86]. W tej sytuacji ponownie nabrały tempa poszukiwania systemu umożliwiającego derotację, zwieńczone wprowadzeniem przez Suka w 2004 roku systemu derotacji bezpośredniej kręgosłupa (DVR). Technika polegała na zastosowaniu dodatkowej siły korekcyjnej przyłożonej do śrub wprowadzonych do kręgów na szczycie deformacji w kierunku przeciwnym do obrotu pręta [58]. Ten rewolucyjny pomysł spotkał się z pełną akceptacją wśród chirurgów

kręgosłupa, czego wyrazem było pojawienie się wielu systemów derotacji bezpośredniej do leczenia skolioz [19, 21, 58, 119, 121, 126, 127]. Wszystkie działały na podobnych zasadach jakie zaproponował Suk, natomiast różnice polegały na indywidualnych odmiennościach technologicznych. Wydawało się, że zakończyła się droga w poszukiwaniu doskonałego systemu derotacyjnego, w związku z powyższym naturalna ludzka potrzeba wynalazku wygasła w tej materii.

Jako zagorzały zwolennik filozofii derotacji bezpośredniej, odbyłem wiele kursów zagranicznych w celu doskonalenia tej techniki operacyjnej. Do swojej codziennej praktyki włączyłem wszystkie oferowane w Polsce i w Europie systemy derotacji bezpośredniej. Jednakże po fazie fascynacji przyszedł moment podsumowania i refleksji. Zauważyłem, że po obrocie pręta i zablokowaniu go zgodnie z zasadami na biegunach skrzywienia próba wykonania derotacji bezpośredniej związana była z koniecznością użycia dużych sił do pokonania oporów na granicy śruba-pręt. Opory wynikały z dużego tarcia pomiędzy elementami stabilizującymi, a także ze sztywności samej skoliozy, małego zakresu fizjologicznej rotacji oraz z powodu wyznaczenia przez pręt nowej technicznej osi rotacji, blokowanej przez naturalną oś z znajdującą się w okolicy środka krążka międzykręgowego [58, 123]. Podobne spostrzeżenie mieli Skaggs i Hoernschemeyer, którzy problem ten próbowali rozwiązać poprzez zastosowanie oleju mineralnego pomiędzy śrubami a prętem w celu uzyskania poślizgu [40]. Zaistniała sytuacja skłoniła mnie do zmian w technice śródoperacyjnej derotacji. W pierwszej kolejności zacząłem stosować znacznie bardziej forsowną korekcję, posuwając się często do ryzykownych granic. Drugim rozwiązaniem było pozyskanie od firmy Medtronic systemu do korekcji skolioz, wyposażonego w grubsze i twardsze zarówno śruby jak i pręty o profilu 6,35 mm wraz z kompatybilnym systemem VCM (*vertebral column manipulation*). Po raz pierwszy system ten użyłem w 2006 roku, podczas

zabiegu komercyjnego dedykowanego obywatelowi USA, kiedy nie miał jeszcze oficjalnego pozwolenia na stosowanie w Europie. W późniejszym okresie używałem jeszcze wiele innych systemów derotacji bezpośredniej. Pomimo wprowadzonych zmian nadal jednak miałem wrażenie, że uzyskana derotacja była niewielka. Wątpliwości wynikały z tego, że po wykonanej derotacji bezpośredniej i ufiksowaniu śrub do pręta, zwolnienie przyrządu derotacyjnego często związane było z jego powrotem do pozycji zbliżonej do wyjściowej. Okazało się, że wciąż obecne opory pomiędzy głowicami śrub a prętem, utrudniały ich wzajemną zmianę pozycji wobec siebie pomimo zastosowania forsownej korekcji i wzmocnionych implantów. W takich sytuacjach zamiast do rzeczywistej derotacji dochodziło do chwilowego zrolowania się pręta, co z oczywistych przyczyn nie mogło być utrwalone. Wprowadziłem więc kolejną modyfikację w technice operacyjnej polegającą na tym, że korekcja rotacji była wykonana poprzez jednoczasowy obrót pręta z agresywną derotacją bezpośrednią, co gwarantowało zmianę pozycji śrub szczytowych wokół dystraktora. Dzięki temu udało mi się poprawić zakres derotacji, choć nadal w nie do końca satysfakcjonującym mnie stopniu.

Podstawowy cel leczenia skoliozy, a więc powstrzymanie progresji skrzywienia poprzez spondylodezę praktycznie zawsze udawało się osiągnąć, nawet po operacjach sposobem Harringtona, a w szczególności po zastosowaniu śrubowych systemów stabilizujących. Miałem okazję się o tym wielokrotnie przekonać wykonując w przeszłości standardową procedurę usunięcia implantów Harringtona oraz CD z jednoczesną korekcją garbu żebrowego wg Betz'a. W tych przypadkach stopień spondylodezy był tak doskonały, że utrudniało to nie tylko usunięcie implantów ale nawet ich odnalezienie pod grubą warstwą kości. Zgodnie z wprowadzoną przeze mnie zasadą systematycznego gromadzenia danych pacjentów miałem stały dostęp do wyników z możliwością wykonywania statystycznych analiz. Dzięki temu

zauważyłem tendencję, że wraz z wdrażaniem przeze mnie nowych technologii operacyjnych, równoległe z poprawą korekcji skolioz we wszystkich płaszczyznach, a w szczególności w płaszczyźnie poprzecznej, poprawiała się jakość życia u moich chorych.

5.1 Część kliniczna

Z uwagi na pierwsze założenie tej monografii, że poprawa wyników operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej uzależniona jest między innymi od stopnia osiągniętej derotacji w pierwszej kolejności zbadałem tę zależność. W tym celu spośród 325 chorych posiadających kompletną dokumentację medyczną, wyodrębniłem grupę 80 chorych, których podzieliłem na 4 jednorodnych podgrupy pod względem liczebności, typu i wielkości skrzywienia, natomiast różnorodnych pod względem zastosowanej techniki korekcji. Wszystkich chorych dobrałem w ten sposób aby mieli ten sam I typ skrzywienia wg klasyfikacji Lenke. Średnia wartość skrzywienia przed operacją pomiędzy grupami nie różniła się statystycznie. W pomiarze rotacji kręgosłupa oparłem się na dwóch metodach badawczych. W radiologicznej ocenie derotacji wykorzystałem badanie Perdriolle'a, gdyż tylko ono pozwoliło mi na analizę porównawczą przed i pooperacyjnych zdjęć RTG. Nie miałem możliwości wykorzystania TK w tym celu, gdyż wszyscy chorzy z grupy 1, 2 i 3 oraz większość z grupy 4 nie miało wykonanego takiego badania przed operacją, a więc niemożliwa była analiza porównawcza w okresie pooperacyjnym. W klinicznej ocenie derotacji wykorzystałem z kolei badanie skoliometrem Bunnella. Na podstawie wymienionych wyżej pośrednich metod pomiaru derotacji wykazałem, że stosowane przeze mnie najnowsze techniki operacyjne z zastosowaniem systemów bezpośredniej derotacji były najskuteczniejsze w

osiągnięciu derotacji w porównaniu z wcześniej stosowanymi. Największy oraz istotny statystycznie stopień derotacji kręgu szczytowego ($p < 0,0001$), określony metodą Perdriolle'a zarówno bezpośrednio po operacji (74,9%) jak i w badaniu kontrolnym (74,1%) stwierdziłem w grupie chorych leczonych techniką derotacji bezpośredniej. Najmniejszy stopień derotacji stwierdziłem w grupie chorych leczonych techniką Harringtona, gdzie derotacji w ogóle nie udało się osiągnąć po operacji (-0,2%), natomiast w badaniu kontrolnym doszło dodatkowo do jej nasilenia (-9,9%). Potwierdziłem także w badaniu skoliometrem, że zastosowanie systemów derotacji bezpośredniej istotnie wpłynęło na zmniejszenie się wielkości garbu żebrowego. W badaniu kontrolnym w grupach badawczych 1, 2, 3, i 4 wartości garbu żebrowego wynosiły odpowiednio $21,2^\circ$, $15,4^\circ$, $10,1^\circ$ i $6,8^\circ$, a różnice pomiędzy grupami były statystycznie istotne: $p < 0,0001$, $p = 0,025$, $p = 0,035$. Moje obserwacje pozostają w zgodzie z wynikami licznych publikacji oceniającymi korzyści wynikające z zastosowania systemów bezpośredniej derotacji w operacyjnym leczeniu skoliozy. Kadoury osiągnął derotację w około 70%, przy użyciu metody derotacji bezpośredniej kręgosłupa [45]. Lee i Suk osiągnęli 20-krotnie lepszą korekcję rotacji po zastosowaniu systemu derotacji bezpośredniej w porównaniu z klasyczną derotacją na pręcie [58]. Wyniki badań Di Silvestre, także podkreślają przewagę systemów DVR w derotacji [22]. Podobne wnioski zaprezentowało jeszcze wielu innych autorów [12, 17, 41, 49, 69, 80, 88, 89, 92, 93, 109].

W kolejnym etapie badania klinicznego określiłem wpływ derotacji na wynik leczenia. Ze względu na to, że obiektywne miary takie jak badania obrazowe czy laboratoryjne nie do końca określają wynik leczenia, dlatego istotniejszym parametrem ocenianym obecnie w medycynie jest jakość życia czyli funkcjonalny efekt choroby i jej leczenia odbierany przez pacjenta [118]. Do oceny jakości życia wykorzystałem popularny kwestionariusz SRS-24, który

jest standardowym narzędziem służącym do tego celu, specyficznym dla skolioz i dedykowanym do subiektywnej oceny przez pacjenta operacyjnego leczenia skrzywienia bocznego. Okazało się że najlepszą jakością życia mieli chorzy operowani z zastosowaniem techniki derotacji bezpośredniej (81,1%), a najgorszą chorzy operowani metodą Harringtona (62,4%). Różnica była istotna $p < 0,0001$. Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej stwierdziłem, że istniała ujemna korelacja o przeciętnej wartości ($r = -0,352$), pomiędzy wielkością rotacji określoną metodą Perdriolle'a w badaniu kontrolnym, a jakością życia w skali SRS-24. Podobną korelację ($r = -0,368$) stwierdziłem pomiędzy wielkością garbu żebrowego, a jakością życia SRS-24.

Uzyskane wyniki pozwoliły mi na tym etapie badania wysnuć wnioski, że korekcja garbu żebrowego w mechanizmie derotacji istotnie wpływa na poprawę jakości życia po operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej ($p < 0,0001$). Podobne spostrzeżenia mieli inni badacze. Helenius stwierdził, że wynik subiektywny koreluje z pooperacyjnym efektem kosmetycznym [33]. Obserwacje Jaquith także potwierdzają tę zasadę [43]. Pierwsze operacje skoliozy z użyciem implantów wykonywane były w Klinice Ortopedii w Gdańsku już w 1969 roku. Były to bardzo długie operacje w znaczący sposób obniżające stan ogólny chorych. Okres pooperacyjny był także bardzo ciężki dla operowanych pacjentów. Trzy tygodnie po wygojeniu rany pooperacyjnej zakładano chorym domodelowany gorset gipsowy na ramie Cotrel'a z umiarkowanym wyciągiem. Chorzy pozostawali w gorsecie w pozycji leżącej przez 3 miesiące. Po tym okresie rozpoczynano pionizację. Jeżeli utrata korekcji przekraczała 10 stopni, leżenie przedłużano o kolejny miesiąc. Pół roku po operacji usuwano gorset zlecając w okresie następnego półrocza ograniczenie aktywności życiowej. Średni pobyt chorego w Klinice wynosił 56 dni. Później wielu chorych poddawanych było zabiegom rewizyjnym, usuwano im implanty oraz wykonywano gibbectomię [83]. Zupełnie odmiennie przedstawia się

postępowanie w dniu dzisiejszym. Operacje trwają ok 3 godzin, a chory przechodzi okres pooperacyjny łagodnie. Doskonałe leczenie przeciwbólowe pod postacią między innymi stosowania zewnątrzoponowych cewników do podawania analgetyków we wlewie ciągłym, umożliwiają chorym siadanie na łóżku już w zerowej dobie po operacji. Pionizacja odbywa się w pierwszej dobie po zabiegu. Po otrzymaniu zaledwie 6 profilaktycznych dawek antybiotyku w 5 dobie moi pacjenci opuszczają szpital. Do szkoły lub pracy wracają średnio po 4 tygodniach od operacji. Widać więc gołym okiem, bez potrzeby jakichkolwiek obliczeń, że jakość życia pacjentów po operacji skoliozy uległa kolosalnej zmianie na lepsze na przestrzeni lat. Jednakże wrażliwość chorych na obecność garbu pozostała niezmienna, a jego wielkość zawsze obniżała jakość życia. Biorąc pod uwagę dzisiejszą modę na posiadanie pięknej sylwetki ciała, ta tendencja jest jeszcze wyraźniejsza. Wiedząc jaką rolę odgrywa garb w psychice chorych ze skoliozą, w Klinice Ortopedii w Gdańsku od zawsze panował zwyczaj, nie wymawiania na głos w obecności chorego sformułowania garb, gdyż miało to pejoratywny wydźwięk. W obliczu tego, od początku mojej działalności związanej z chirurgią skolioz najbardziej interesowała mnie derotacja.

Dobre wyniki leczenia skoliozy moich pacjentów zależały od zakresu korekcji deformacji we wszystkich płaszczyznach [84, 100, 106]. Z jednej strony potwierdzało to słuszność obranych przeze mnie kierunków we wdrażaniu nowoczesnych technik operacyjnych, a z drugiej strony zastanawiało się czy ta zależność może być jeszcze bardziej wyraźna. Przyglądając się własnym pacjentom po operacji, posiadających dobrą sylwetkę i zadowolającą jakość życia, nasuwała się refleksja, że trudno będzie bardziej poprawić korekcję i wynik kliniczny stosując obecne techniki operacyjne.

Do określenia korekcji w płaszczyźnie czołowej wystarczające jest zwykle RTG kręgosłupa w projekcji AP, natomiast precyzyjny pomiar derotacji jest znacznie trudniejszy do wykonania.

Istnieje wiele pośrednich metod radiologicznych do pomiaru rotacji kręgosłupa: metoda Cobba, Nash i Moe, Perdriolle'a czy RACHIS [28, 37, 65]. Klinicznym także pośrednim sposobem oceny stopnia rotacji kręgosłupa jest pomiar wielkości garbu żebrowego i wału lędźwiowego w pochyleniu chorego do przodu skoliometrem Bunnella. Pomiar rotacji w skoliozie do 2012 roku wykonywałem opierając się głównie na metodzie Perdriolle'a oraz na badaniu skoliometrem. Dodatnia korelacja pomiędzy korekcją potwierdzoną tymi badaniami a jakością życia, przez długi czas nie pozostawiała mi wątpliwości co do wysokiego stopnia derotacji. Przełomowym momentem w ocenie derotacji i w dalszych poszukiwaniach udoskonalenia metody operacyjnej okazało się zastosowanie przeze mnie śródoperacyjnej tomografii komputerowej. Od 2013 roku podczas operacji skoliozy rutynowo wykorzystuję ramie "O" (Medtronic) w celu określenia poprawności wprowadzenia implantów do zainstrumentowanych trzonów kręgowych oraz potwierdzenia ich niezmienniej pozycji po korekcji wykluczającej złamanie. Dzięki temu znacząco podniosłem bezpieczeństwo operowanych chorach, ale także zaobserwowałem rzeczywistą derotację kręgosłupa jaka jest możliwa do osiągnięcia przy użyciu techniki derotacji bezpośredniej. Zastosowanie TK w ocenie rotacji kręgosłupa wprowadzili w 1981 roku Aaro i Dahlborn [1]. Jednakże badanie TK wykonane ambulatoryjnie przed i po operacji nie dostarcza precyzyjnych wyników. Podstawowa przyczyna tkwi w różnej pozycji chorego w trakcie dwóch niezależnych badań przed i po operacji. Ponadto w badaniu przedoperacyjnym obecny jest ucisk garbu o podłoże determinując wynik pomiaru rotacji, podczas gdy w badaniu pooperacyjnym zredukowany garb nie odrywa takiej samej roli. Nieregularne punkty odniesienia na skanach TK, brane pod uwagę w ocenie

derotacji dodatkowo utrudniają dokładny pomiar. Dlatego najbardziej precyzyjny pomiar rotacji kręgosłupa z zastosowaniem TK można uzyskać w pozycji na brzuchu bez zmiany ułożenia chorego przed i po korekcji [47]. Stwierdziłem więc, że tylko w trakcie operacji obecne są idealne warunki do takiego badania. Jednakże pozostał nierozwiązany problem precyzyjnego określenia punktów odniesienia podczas pomiarów. Dlatego do oceny derotacji zaprojektowałem nową oryginalną metodę własnego pomysłu dotąd nie stosowaną, którą nazwałem "metodą Pankowskiego". Rozwiązanie polegało na wyznaczeniu stałych punktów odniesienia jakimi były śruby wkręcone w kręgi szczytowy i 2 krańcowo zainstrumentowane górny i dolny. Do analizy wybierałem skany przedstawiające dokładny zarys całych śrub. Następnie wyznaczałem oś każdej śruby poddanej analizie, w taki sposób, że prowadziłem prostą przechodzącą przez środek głowy śruby, środek rdzenia śruby i środek jej szczytu. Wykreślona prosta krzyżowała się pod określonym kątem z referencyjną linią poziomą wyznaczaną automatycznie przez program komputerowy stosowany do obróbki zdjęć. Różnica zmierzonych w ten sposób kątów zawartych pomiędzy śrubą szczytową a skrajnie zainstrumentowanymi górną i dolną określona przed i po korekcji umożliwiała określenie w stopniach rzeczywistej derotacji kręgu szczytowego. Jeżeli dystans pomiędzy wierzchołkami parzyście wprowadzonych śrub do jednego z trzech badanych kręgów zmieniał się po korekcji, traktowałem to jako obluzowanie implantu i taki pacjent zostawał wykluczony z dalszej analizy. W przypadku braku zmian położenia śrub w obrębie badanych kręgów przed i po korekcji uznawałem, że ruch derotacji śruby ściśle odzwierciedla derotację kręgosłupa. Wprowadzenie tej oryginalnej metody badania pozwoliło mi po raz pierwszy określić bezwzględną wartość derotacji kręgosłupa. W tym celu porównałem dwie grupy chorych, różniące się sposobem instrumentacji kręgosłupa oraz nieco techniką korekcji. W grupie pierwszej zastosowałem instrumentację wszystkich kręgów

objętych stabilizacją po stronie wklęsłej oraz selektywnie po stronie wypukłej, a korekcję skrzywienia wykonywałem poprzez obrót pręta z jednoczesnym zastosowaniem manewru derotacji bezpośredniej. W drugiej grupie zastosowałem instrumentację selektywną. Zasada polegała na pozostawieniu pomiędzy szczytem deformacji a górną i dolną granicą instrumentacji po dwa wolne segmenty, w których mógł odbywać się ruch korekcji. Ponadto manewr derotacji bezpośredniej wykonywałem wobec oporu przyłożonego do śrub skrajnych, poprzez dodatkowe łączniki, które w trakcie korekcji utrzymywane były nieruchomo przez asystenta. Średnia wartość skrzywienia bocznego przed operacją była w obu grupach podobna. W grupie pierwszej średni kąt skrzywienia piersiowego wynosił $49,0^\circ$, a lędźwiowego $38,0^\circ$. W drugiej grupie wynosił odpowiednio $46,2^\circ$ i $37,0^\circ$. Stopień uzyskanej korekcji także był podobny między grupami. W grupie pierwszej w odcinku piersiowym stopień korekcji wyniósł 69%, a w odcinku lędźwiowym 80%. W grupie drugiej wyniósł odpowiednio 64% i 80%. Stwierdziłem, że zmniejszenie ilości zainstrumentowanych śrub nie wpłynęło istotnie na pogorszenie korekcji w płaszczyźnie czołowej. Okazało się jednak, że derotacja kręgu szczytowego w grupie pierwszej wyniosła tylko $1,2^\circ$ (11,4%), natomiast w grupie drugiej istotnie i trzykrotnie więcej, osiągając wartość $3,1^\circ$ (33,3%) $p < 0,001$. Szeroko preferowana technika operacyjnej korekcji skoliozy, oparta na gęstej instrumentacji, uniemożliwiała mi uzyskanie zadowalającej wartości derotacji. Wynika z tego, że taki sposób stabilizacji w skoliozie blokuje ruchomość kręgosłupa niezbędną do korekcji, a skuteczna derotacja jest możliwa po rozluźnieniu instrumentacji z pozostawieniem miejsca na ruch. Opracowanie tej oryginalnej metody pomiaru derotacji, umożliwiło mi wprowadzenie zmian w technice instrumentacji skoliozy, co wpłynęło na istotne zwiększenie zakresu derotacji.

Na podstawie pomiaru derotacji z wykorzystaniem śródoperacyjnej tomografii komputerowej określiłem w odrębnym badaniu także inne parametry, nie możliwe wcześniej do oceny. Przedstawiłem między innymi dowody na dysproporcje pomiędzy badaniem pośrednim a bezpośrednim w ocenie derotacji kręgosłupa. Wykazałem, że derotacja jest możliwa do osiągnięcia wyłącznie po zastosowaniu systemów bezpośredniej korekcji szczytowej, a izolowany obrót pręta nie tylko nie prowadzi do derotacji ale wręcz nasila rotację [85].

Do wykazania zależności pomiędzy zakresem derotacji a redukcją garbu żebrowego w obecnej monografii oparłem się również na śródoperacyjnej tomografii komputerowej. Zastosowałem do tego poza swoją oryginalną metodą oceny derotacji także śródoperacyjną ocenę TK wielkości garbu żebrowego. Porównałem pomiędzy sobą te same co wyżej dwie grupy badawcze o różnym typie instrumentacji. Stwierdziłem, że w pierwszej grupie, gdzie derotacja wyniosła tylko $1,2^\circ$, stopień korekcji garbu żebrowego wyniósł 30%. W drugiej grupie po istotnie większej derotacji wynoszącej $3,1^\circ$ ($p < 0,001$), stopień korekcji garbu żebrowego także był istotnie większy i wyniósł 37,9% ($p = 0,049$).

Potwierdzenie tej zależności umożliwiło mi sformułowanie drugiego założenia mojej pracy, że zwiększenie derotacji stosując większą ale kontrolowaną siłę korekcyjną, poprawi wyniki operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej poprzez redukcję wielkości garbu żebrowego.

Z wcześniejszych analiz pochodzących z mojego ośrodka wynika, że poza derotacją i pooperacyjną wielkością garbu żebrowego jakość życia koreluje także ze sztywnością skrzywienia piersiowego, pooperacyjnym kątem Cobba skrzywienia piersiowego, wielkością dekompensacji tułowia mierzonej podczas badania klinicznego oraz wiekiem podczas pierwotnej operacji [100]. Wyniki przedstawione w tej monografii pokazują, że osiągnięta przeze mnie operacyjna korekcja większości elementów skoliozy była bardzo dobra, z czego korekcja boczного wygięcia płaszczyźnie czołowej osiągnęła 80%. Okazało się więc, że

rotacja odpowiedzialna za wielkość garbu żebrowego i jakość życia po operacji była w najmniejszym stopniu korygowana, bo tylko w 33% i to po zmodyfikowaniu zasad instrumentacji.

Skłoniło mnie to do stosowania forsownej siły korekcyjnej próbując w ten sposób wpłynąć na poprawę wyników leczenia. Obawiając się konsekwencji przekroczenia naturalnych oporów kręgosłupa mogących prowadzić do złamania, postanowiłem obiektywnie zbadać jaka jest graniczna wartości derotacji.

5.2 Część doświadczalna

W celu realizacji części doświadczalnej osobiście zaprojektowałem oryginalne badanie biomechaniczne dotyczące oceny krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej kręgosłupa w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej. Unikatowość mojego badania wynikała z metody polegającej na testach odbywających się po raz pierwszy w warunkach najbardziej jak to możliwe zbliżonych do *in vivo*. Nie znalazłem w dostępnym piśmiennictwie informacji, aby ktokolwiek wcześniej wykonał badanie biomechaniczne określające granice wytrzymałości tkanki kostnej na złamanie na młodych nieuszkodzonych zwłokach. Zastosowana przeze mnie metoda badawcza pozwoliła odtworzyć warunki zbliżone do rzeczywistej sytuacji klinicznej podczas operacji kręgosłupa. Jednakże z drugiej strony spowodowała znaczne ograniczenia w dostępie do odpowiednich zwłok. Ciała pochodziły od młodych ludzi w średnim wieku 34,6 lat (od 21 do 40) podobnie jak chorzy ze skoliozą idiopatyczną. Zwłoki poddane doświadczeniom były ofiarami powieszenia się, uduszenia lub zatrucia substancjami psychoaktywnymi. Dzięki temu były nieuszkodzone z całkowicie zachowanym układem kostno-więzadłowo-

mięśniowym kręgosłupa i klatki piersiowej, co umożliwiło porównanie ich statusu biomechanicznego do pacjentów leczonych operacyjnie z powodu skoliozy. Wcześniejsze prace doświadczalne, w dodatku bardzo nieliczne odbywały się wyłącznie na preparatach anatomicznych pozyskanych ze zwłok, co w znaczący sposób odbiegało od warunków klinicznych, a wyniki miały ograniczone znaczenie praktyczne [8, 20, 88]. Inne badania z kolei oparte były na matematycznych modelach kręgosłupa, co także znacznie odbiegało od warunków naturalnych [102, 104]. Moim założeniem było uzyskanie wyników o wysokiej wartości praktycznej, mogących mieć zastosowanie kliniczne, a wręcz zmodernizować technikę tylnej derotacji bezpośredniej kręgosłupa stosowanej powszechnie w operacyjnym leczeniu skoliozy. Na potrzeby realizacji projektu badawczego podjąłem współpracę z polskim producentem implantów kręgosłupowych (firmą LfC z Zielonej Góry) i rozpocząłem cykl badań eksperymentalnych na zwłokach w Zakładzie Medycyny Sądowej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego oraz w laboratorium firmy LfC w Zielonej Górze w poszukiwaniu zakresu wytrzymałości kręgosłupa na złamanie w trakcie symulowanej derotacji bezpośredniej. Nie możliwe było samodzielne zrealizowanie doświadczeń na taką skalę z uwagi choćby na konieczność zastosowania implantów kręgosłupowych w trakcie badań, których dostawcami są obecnie wyłącznie wyspecjalizowane medyczne firmy sprzętowe. Ponadto współpracująca ze mną firma LfC udostępniła niezbędne narzędzia chirurgiczne do przeprowadzenia każdej procedury doświadczalnej, aparaturę badawczo-pomiarową, wykonała stanowisko badawcze, pomagała w obróbce statystycznej wyników, a także przejęła na siebie koszty związane z płynną realizacją projektu.

Z punktu widzenia biomechaniki derotacja bezpośrednia w skoliozie polega na skorygowaniu zniekształconego kręgosłupa wraz z mięśniami, żebrami i

narządami wewnętrznymi i utrwaleniu wywołanej w ten sposób niestabilności tkankowej implantami.

Z uwagi na konieczność ufiksowania zdekonfigurowanego kręgosłupa, podczas manewru korygującego konieczna jest obecność pręta w głowicach zainstrumentowanych śrub, gdyż tylko w ten sposób można ustabilizować cały zderotowany układ biologiczny. Prawidłowo ruch derotacji w prawostronnej skoliozie piersiowej odbywa się wyrostkami kolczystymi z lewa na prawo czyli w kierunku wypukłości odwrotnie do ruchu wskazówek zegara. Naturalna oś obrotu kręgosłupa piersiowego znajdująca się w obrębie środka trzonu podczas derotacji zostaje automatycznie zastąpiona przez sztywniejszą oś techniczną wyznaczoną przez pręt [123]. Jeżeli pręt osadzony będzie na śrubie po stronie lewej (wklęsłej) to podczas skręcania derotatora połączonego z tą śrubą w prawo dojdzie do przemieszczenia szczytu śruby w stronę przeciwną, czyli odkanałowo (bocznie). W przypadku tego samego manewru derotacji, ale z umieszczeniem pręta w głowicy śruby po stronie prawej (wypukłej) z oczywistych przyczyn wierzchołek śruby będzie przemieszczał się przyśrodkowo w kierunku kanału kręgowego. Widać więc, że akt korekcji rotacji może być niebezpieczny w szczególności dla rdzenia kręgowego w założeniu samej metody derotacji bezpośredniej. Według Lee i Suka czynnikiem chroniącym kanał kręgowy i jego zawartość podczas derotacji bezpośredniej jest naturalnie 3-krotnie większa wytrzymałość przyśrodkowej ściany nasady w stosunku do bocznej [58]. Jednakże badanie Parenta nie wykazało istotnej różnicy pomiędzy średnią wartością momentu siły powodującego złamanie ściany bocznej nasady – 11,5 (SD=5,1) Nm a średnią wartością momentu siły powodującego złamanie ściany przyśrodkowej – 12,0 (SD=4,9) Nm [88].

W celu zmniejszenia prawdopodobieństwa złamania kręgosłupa w czasie derotacji siłę korygującą rozkłada się wielopunktowo na kilka śrub. Rutynowo systemy do derotacji projektowane są więc w ten sposób, aby można było spiąć

ze sobą kilka tulei sztywno połączonych ze śrubami transpedikularnymi wprowadzonymi dotrzonowo na szczycie deformacji. Wzrost bezpieczeństwa stosując taką strategię rozkładu sił jest oczywisty, jednakże został obiektywnie zbadany w testach biomechanicznych. Cheng wykazał istotne różnice pomiędzy momentami niszczącymi przy różnych kombinacjach połączenia śrub z systemami derotującymi. Dla 1 śruby po stronie wklęsłej krytyczny moment siły wyniósł 4,0 (SD=1,4) Nm, a po stronie wypukłej 6,1 (SD=2,5) Nm. Dla obustronnej instrumentacji Th4 krytyczny moment siły wyniósł 11,9 (SD=3,7) Nm. Natomiast po zastosowaniu obustronnej instrumentacji Th 6 - 9 krytyczny moment siły wzrósł do wartości 42,5 (SD=16,5) Nm [8]. Badania Chenga potwierdzają zasadność wykonywania derotacji bezpośredniej opartej na wielopunktowym rozłożeniu siły.

W swoich doświadczeniach symulowałem derotację bezpośrednią kręgosłupa odtwarzając rzeczywistą sytuację z sali operacyjnej. W tym celu 4 tuleje połączone ze śrubami w kręgach szczytowych Th8 i Th9 spinałem kłamrą w 1 mechaniczny blok. Pozostałe 4 tuleje połączone ze śrubami granicznie zainstrumentowanymi górnymi i dolnymi, które w trakcie rzeczywistej operacji utrzymywane są nieruchomo przez mojego asystenta, w czasie eksperymentów łączyłem na sztywno do ramy badawczej. Osadzenie pręta na 4 śrubach po lewej stronie kręgosłupa automatycznie wyznaczało techniczną oś obrotu. W tym momencie cały układ derotujący otrzymywał zawsze takie same właściwości mechaniczne, które determinowały dwie trajektorie ruchu śrub szczytowych Th8 i Th9 w zależności od strony zaimplantowania. Po lewej stronie największe przemieszczenia implantu występowały na końcu części gwintowej śruby powodując odpowiednie naprężenia i odśrodkowe oddziaływanie na boczną ścianę trzonu kręgowego. W przypadku nasady łuku występowało niewielkie oddziaływanie mechaniczne, związane jedynie z ruchem obrotowym. Inaczej wyglądał rozkład sił po stronie prawej. Obrót implantu zachodził na ramieniu R

względem tej samej osi obrotu, powodując wystąpienie dodatkowego momentu. W takiej sytuacji działała siła wypadkowa F_w , powodująca wciskanie śruby w trzon z jednoczesnym wypychaniem na zewnątrz głowicy śruby. Takie oddziaływanie powodowało uszkodzenia zewnętrznej ściany prawej nasady łuku oraz ściany bocznej trzonu. Odnosząc się do eksperymentów Parenta, gdzie derotacja na pręcie umieszczonym po stronie prawej w 51% przypadków związana była z przebicciem się prawej śruby do kanału kręgowego, można stwierdzić, że derotację w odcinku piersiowym kręgosłupa powinno się wykonywać z prętem umieszczonym po stronie lewej - wklęsłej [88]. Ruch w bloku całego spiętego układu derotującego szczyt Th8 i Th9 pozwala na użycie większej i bardziej efektywnej siły derotującej, która generuje ruch wszystkich śrub na szczycie skrzywienia w bezpiecznym od-kanałowym kierunku niezależnie od strony zaimplantowania. Poza dwoma doświadczeniami realizowanymi bez pręta, wszystkie pozostałe wykonałem z prętem zamontowanym po stronie lewej czyli tak jak w warunkach klinicznych (po stronie wklęsłej). Taki układ zgodnie z powyższym opisem założeniem był bezpieczny dla kanału kręgowego i jego zawartości, co potwierdziłem sporządzoną charakterystyką ilościową i jakościową złamań. W żadnym przypadku nie doszło do przemieszczenia się wyłamanej śruby do światła kanału kręgowego, nawet podczas prób realizowanych bez pręta.

Średnia wartość krytycznego momentu siły symulowanej derotacji określona przeze mnie wyniosła 73,3 Nm. Brak pręta podczas realizacji dwóch doświadczeń nie miał wpływu na istotną zmianę wartości momentu. Z uwagi na bardzo małą ilość badań biomechanicznych odnośnie oceny derotacji bezpośredniej trudno mi odnieść wyniki własne do publikowanych. Lee i Suk przedstawiając wyniki swojej oryginalnej metody derotacji kręgu szczytowego nie stwierdzili aby dochodziło do złamań kręgów w wyniku przedawkowania siły korekcyjnej [58]. Wyniki przedstawione przez Chenga dotyczą testów

biomechanicznych na preparatach osteoporotycznych pobranych od dawców w średnim wieku 70 lat z pominięciem wpływu mięśni, więzadeł i żeber na sztywność kręgosłupa, także uniemożliwiają porównywanie [8]. Badanie Parent'a dotyczyły porównania krytycznego momentu siły po wklęsłej i wypukłej stronie skoliozy wywołującego złamanie w obrębie jednego kręgu [88]. Autor wskazał istotną zależność wartości momentu łamiącego od gęstość tkanki kostnej ($p < 0,01$), co dodatkowo podkreśla walory moich doświadczeń przeprowadzonych na osobach młodych w średnim wieku 34,6 lat (od 21 do 40), a więc zbliżonym do wieku chorych leczonych operacyjnie z powodu skoliozy idiopatycznej. Pomimo, że badanie Parenta było w dużej części teoretyczne, autor wnioskował, że chirurg wykonujący derotację bezpośrednią stosując 30 cm tuleję derotacyjną połączoną z jedną śrubą, musiałby zastosować siłę ok 40 N (moment 12 Nm) aby wywołać złamanie. Twierdził, że pacjent operowany z powodu skoliozy powinien wytrzymać większą siłę. Zalecał stosowanie jednak dużej ostrożności aby nie doprowadzić do złamania kręgosłupa. Wyniki prezentowane przeze mnie znacznie bardziej precyzyjnie określają wartość krytycznego momentu siły i z uwagi na dobór materiału badawczego wydaje się, że są bardzo zbliżone do naturalnej sytuacji klinicznej. Na podstawie cytowanych informacji widać zainteresowanie określeniem wartości krytycznej siły derotacyjnej w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej. Niewielka ilość publikacji nie jest więc dowodem marginalności problemem, ale świadectwem na duże trudności prawno-etyczne związane z przeprowadzaniem badań eksperymentalnych na zwłokach. Wszystkie znane mi prace naukowe dotyczące tego problemu oparte są na doświadczeniach wykonanych na wypreparowanych ze zwłok osteoporotycznych fragmentach kręgosłupa. Z jednej strony uniemożliwia mi to porównywanie wyników, ale z drugiej strony podkreśla wartość moich badań, nie porównywalnych do żadnych innych do tej pory.

Po każdym zakończonym doświadczeniu badany kręgosłup był wycinany, następnie macerowany i po uzyskaniu idealnie kostnego preparatu anatomicznego potwierdzałem obecność złamań, zdefiniowanych wcześniej w trakcie symulowanej derotacji spadkiem momentu siły o co najmniej 25%. Wszystkie typy uszkodzenia tkanki kostnej związane były z ruchem śrub w obrębie zainstrumentowanych kręgów w kierunku od-kanałowym, powodując uszkodzenia tkanki kostnej bocznie od zainstrumentowanych śrub. Stwierdziłem złamania wyrostka poprzecznego, złamania bocznej ściany nasady łuku, złamania bocznej ściany trzonu kręgowego oraz nietypowe złamania na granicy nasady i trzonu kręgowego. Różnice pomiędzy doświadczeniami polegały na rozległości uszkodzeń oraz ich konfiguracji przestrzennej. Największą ilość i rozległość złamań stwierdziłem w obrębie derotowanych kręgów Th8 i Th9 i nieco więcej po stronie lewej (wklęsłej). Na poziomach skrajnie zainstrumentowanych Th6 i Th11 także zaobserwowałem złamania jednak o znacznie mniejszej rozległości i nasileniu symetrycznym po obu stronach. W żadnym przypadku nie stwierdziłem uszkodzeń przyśrodkowej ściany nasady przez implant, co wiązałoby się z penetracją śruby do kanału kręgowego. Podobny zakres obrażeń tkanki kostnej opisał Cheng na podstawie biomechanicznych testów uszkodzeń kostnych wywołanych przez różne kombinacje wielopunktowej derotacji bezpośredniej VCM [8]. Odmienna metoda badawcza u Chenga nie zakładała derotacji wobec oporu na biegunach instrumentacji, dlatego autor nie opisywał dodatkowych złamań odległych od szczytu derotacji.

Średni kątowy zakres symulowanej derotacji bezpośredniej na szczycie krytycznego momentu siły wyniósł 44,5°. Pamiętać jednak należy, że podczas operacyjnego leczenia skoliozy zakres bezpiecznej korekcji zależy w dużej mierze od możliwości adaptacyjnych rdzenia kręgowego na nagłą zmianę

konfiguracji anatomicznej. Oznacza to, że eksperymentalny zakres derotacji może być inny niż osiągany w warunkach klinicznych.

Na podstawie śródoperacyjnego badania TK wykazałem, że średnia wartość rotacji kręgu szczytowego przed korekcją u moich chorych wynosiła 19° , a więc o ponad połowę mniej niż zakres symulowanej derotacji określony doświadczalnie. Wydaje się więc, że możliwe będzie bezpieczne zderotowanie kręgu szczytowego o 15° i tym samym podniesienie stopnia derotacji bezpośredniej z 33% do 80%, czyli do poziomu korekcji pozostałych składowych deformacji.

Jednym z mankamentów badania w części doświadczalnej jest mała ilość próbek, wynosząca jedynie 10. Narzucone przeze mnie kryteria doboru kandydatów do doświadczeń, a także uwarunkowania formalne określone przez Zakład Medycyny Sądowej GUMed wpłynęły na niewielką liczbę możliwych do wykonania wartościowych eksperymentów. Przypomnę, że pierwsze kryterium wiekowe spowodowało, znaczne zawężenie grupy badawczej. Konieczność przeprowadzenia badań wyłącznie na nieuszkodzonych zwłokach także znacznie zmniejszyła liczebność potencjalnej grupy doświadczalnej. Z uwagi na zawilości prawne w różny sposób warunkujące dalsze postępowanie administracyjne po przeprowadzonej sekcji sądowo-lekarskiej przyjąłem zasadę, że dopuszczone do doświadczenia będą tylko te zwłoki, które przeznaczone będą później do kremacji. Pozostali kandydaci zostawali odrzuceni, ponieważ niewykluczona była ekshumacja, w wypadku wznowienia śledztwa w dochodzeniu przyczyn śmierci. W celu uniknięcia składania dodatkowych wyjaśnień przede wszystkim przez pracowników Zakładu Medycyny Sądowej, to kryterium kwalifikacji zwłok także zawężyło dostępność do odpowiedniego materiału sekcyjnego. Należy jednak zaznaczyć, że nieliczne dostępne badania biomechaniczne o podobnej tematyce oparte są na porównywalnych liczebnie grupach badawczych. Cheng swoje badania przeprowadził na 12 łatwo-dostępnych

mrożonych i osteoporotycznych preparatach kręgosłupa. Podobnie Parent eksperymenty prowadził na 12 preparatach [88]. Z kolei Zindrick swoje doświadczenia oparł na materiale większym liczącym 29 mrożonych preparatów kręgosłupa pobranych od zmarłych w średnim wieku 75 lat [131]. Zdecydowanie mogę stwierdzić, że opierając się na metodyce wyżej wymienionych autorów, mógłbym analizę przeprowadzić na dowolnej liczbie preparatów w krótkim czasie. Tymczasem pozyskanie przeze mnie odpowiedniej ilości materiału sekcyjnego zajęło mi 12 miesięcy, co oznacza że średnio mogłem wykonać mniej niż 1 doświadczenie w miesiącu.

Celem moich doświadczeń było dostarczenie precyzyjnych danych mających praktyczne zastosowanie kliniczne w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej. Krytyczna moment siły derotującej określony został w moim odczuciu dla najlepszego ośmiopunktowego układu korekcyjnego dla skoliozy. To właśnie stosowanie takiego systemu z rozluźnieniem instrumentacji pozwoliło mi osiągnąć derotację w 33% w warunkach klinicznych. Naturalna obawa przed złamaniem kręgosłupa powstrzymywała mnie do tej pory przed bardziej forsowną derotacją, co uniemożliwiało poprawienie wyników klinicznych uzależnionych jak wykazałem od stopnia derotacji.

Wyniki badań znalazły zgodnie z moim zamiarem zastosowanie praktyczne. Wykorzystując doświadczalnie ustaloną wartość krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej oraz oznaczając współczynnik bezpieczeństwa i bezpieczny moment derotacji bezpośredniej w akceptowalnym zakresie, skonstruowałem razem z inżynierami z firmy LfC prototyp derotatora własnego pomysłu, który może stanowić integralną część całego układu derotującego w trakcie operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej. W moim odczuciu jest to kolejny krok w udoskonaleniu techniki derotacyjnej, na której oparte było leczenie operacyjne skolioz od zawsze. Po przejściu prób klinicznych mam nadzieję że derotator Pankowskiego, posiadający cechy wynalazku, stanie się

stałym elementem wszystkich systemów do korekcji skolioz oraz wpłynie na poprawę wyników leczenia poprzez bezpieczne podniesienie derotacji do poziomu korekcji pozostałych składowych deformacji w skoliozie.

Podsumowanie

Efektywna derotacja to naturalny kierunek w rozwoju operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej, zbieżny z tendencją udoskonalenia korekcji pozostałych elementów deformacji. Wcześniejsze niedoskonałości w operacyjnej derotacji w obliczu oczekiwań chorych związanych wyłącznie z likwidacją garbu żebrowego, powodowały względną konieczność wykonywania gibbectomii podczas pierwotnej lub rewizyjnej operacji. Należy pamiętać, że każde otwarcie klatki piersiowej i resekcja żeber dodatkowo zmniejsza o 27% wyjściowo obniżoną wydolność oddechową u chorych ze skoliozą [61]. Ponadto aby w pełni uzyskać efekt zmniejszenia się garbu żebrowego w mechanizmie derotacji kręgosłupa nie należy przecinać żeber, gdyż to niweluje efekt kosmetyczny z przyczyn oczywistych.

Sądzę, że system derotacji bezpośredniej wzbogacony o derotator Pankowskiego chroniący kręgosłup przed jatrogennym złamaniem w trakcie korekcji, umożliwi w przyszłości osiągnięcie jeszcze lepszych wyników operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej. W chwili obecnej zaproponowany przeze mnie prototyp derotatora wymaga indywidualnej adaptacji, umożliwiającej dostosowanie go do współpracy z wybranym systemem derotacji bezpośredniej. Z tego powodu niezbędna jest moja dalsza współpraca z producentem implantów kręgosłupowych, prowadzącym dodatkowo działalność projektowo-rozwojową, gdyż nie ma innego sposobu na wdrożenie nowej technologii operacyjnej w oparciu o uzyskane przeze mnie wyniki badań.

Wysokie koszty realizacji badań, konieczna specjalistyczna aparatura doświadczalna, umiejętność projektowania urządzeń czy produkcja implantów i narzędzi chirurgicznych dodatkowo potwierdzają konieczność kontynuowania takiej współpracy. Ja z kolei podejmując się prowadzenia prób klinicznych z derotatorem Pankowskiego ocenę korzyści wynikające z zastosowania nowego narzędzia chirurgicznego w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej. Jednakże ten obszar działań będzie tematem moich odrębnych analiz naukowych. Podczas ich realizacji pamiętać będę, że poza derotacją korekcja w pozostałych płaszczyznach także jest niezmiernie istotna, a w szczególności balans strzałkowy.

6. WNIOSKI

Część kliniczna:

- Największy stopień derotacji kręgosłupa w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej, określony metodami pośrednimi (metodą Perdriolle'a i skoliometrem), możliwy był do osiągnięcia po zastosowaniu systemów derotacji bezpośredniej.
- Większy stopień derotacji określony metodami pośrednimi wpłynął na polepszenie wyniku klinicznego operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej.
- Efektywność obecnie stosowanych systemów derotacji bezpośredniej w ocenie bezpośredniej (metodą Pankowskiego) jest niewielka.

Część doświadczalna:

- Średnia wartość krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego wyniosła 73,3 Nm.
- Średni kątowy zakres derotacji bezpośredniej kręgosłupa piersiowego na szczycie krytycznego momentu siły wyniósł 44,5°.
- Uzyskane wyniki badań doświadczalnych umożliwiły skonstruowanie innowacyjnego prototypu derotatora Pankowskiego, mającego cechy wynalazku, który umożliwi większą i bezpieczną derotację kręgosłupa w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej.

7. PIŚMIENNICTWO

1. Aaro S, Dahlborn M.: The effect of Harrington instrumentation on the longitudinal axis rotation of the apical vertebra and on the spinal and rib-cage deformity in idiopathic scoliosis studied by computer tomography. *Spine* 1982; 7:456–462.
2. Aaro S., Dahlborn M.; Estimation of vertebral rotation and the soinal and rib cage deformity in scoliosis by computer tomography. *Spine* 1981,6:460-467
3. Arlet V., Marchesi D., Aebi M.: Correction of Adolescent Idiopathic Thoracic Scoliosis with a New Type of Offset Apical Instrumentation: Preliminary Results. *J Spinal Disord* 1998;11(5):404-9.
4. Asher M.A., Burton D.C.: Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis* 2006;31;1(1):2
5. Aubin C.E., Labelle H., Chevretils C., Desroches G., Clin J., Eng A.B.: Preoperative Planning Simulator for Spinal Deformity Surgeries. *Spine* 2008;33(20):2143–52.
6. Bochenek A., Reicher M.; *Anatomia człowieka*. PZWL Warszawa 1952
7. Bridwell K.H., Betz R., Capelli A., Huss G., Harvey Ch.: Sagital Plane Analysis in Idiopathic Scoliosis Patients Treated with Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spine* 1990; 15(9):921-6.
8. Cheng I, Hay D, Iezza A, Lindsey D, Lenke LG Biomechanical Analysis of Derotation of the Thoracic Spine Using Pedicle Screws. *Spine* 2010; 35 (10): 1039 - 1043.
9. Ciupik L. F., Golik M., DERO - nowy polski system do trójpłaszczyznowej operacji skolioz. *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.* 1992; LVII, Supl. 1: 147-150.

10. Clement J.L., Chau E., Kimkpe C., Vallade M.J.: Restoration of Thoracic Kyphosis by Posterior Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis Comparative Radiographic Analysis of Two Methods of Reduction. *Spine* 2008;33(14):1579-87
11. Cobb J. R.; Outlines for the study of scoliosis. *Instr. Course Lect.*, 1948 261-275
12. Cochran T., Irstam L., Nachemson A.: Long-Term Anatomic and Functional Changes in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis Treated by Harrington Rod Fusion. *Spine* Vol. 8, No.6, 1983. *Spine* 1983;8(6):576-84
13. Cordista A., Conrad B., Horodyski M., Walters S., Rehtine G.: Biomechanical evaluation of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. *Spine J.* 2006;6(4):444-9.
14. Cordover A.M., Betz R.R., Clements D.H., Bosacco S.J.: Natural history of adolescent thoracolumbar and lumbar idiopathic scoliosis into adulthood. *J Spinal Disord* 1997;10(3):193-6.
15. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop* 1988;227:10–23.
16. D’Andrea L.P., Betz R.R., Lenke L.G., Clements D.H., Lowe T.G., Merola A., Haheer T., Harms J., Huss G.K., Blanke K., McGlothlen S.: Do radiographic parameters correlate with clinical outcomes in adolescent idiopathic scoliosis? *Spine* 2000;25(14):1795-802.
17. Dabney K.W., Salzman S.K., Wakabayashi T., Sarwark J.F., Gao G.X., Beckman A.L., Bunnell W.P.: Experimental Scoliosis in the Rat. Biomechanical Analysis of the Forces during Harrington Distraction. *Spine* 1988;13(5):472-7.
18. Delorme S, Labelle H, Aubin CE, de Guise JA, Rivard CH, Poitras B et al. A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and

- Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. *Spine* 2000. 25:205–210.
19. Delorme S., Violas P., Dansereau J., de Guise J., Aubin C.E., Labelle H.: Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2001;10(2):101-7
 20. Deviren V, Acaroglu E, Lee J, Fujita M, Hu S, Lenke L, Polly D., Kuklo T. Pedicle Screw Fixation of the Thoracic Spine: An In Vitro Biomechanical Study on Different Configurations. *Spine* 2005;30 (22): 2530-2637.
 21. Di Silvestre M, Bakaloudis G, Lolli F, Vommaro F, Martikos K, Parisini P.: Posterior fusion only for thoracic adolescent idiopathic scoliosis of more than 80*: pedicle screws versus hybrid instrumentation. *Eur Spine J* 2008;17:1336–49.
 22. Di Silvestre M, Lolli F, Bakaloudis G, Maredi E, Vommaro F, Pastorelli F. Apical vertebral derotation in the posterior treatment of adolescent idiopathic scoliosis: myth or reality? *Eur Spine J* 2013;22(2):313-23.
 23. Dobbs M.B., Lenke L.G., Kim Y.J., Kamath G., Peelle M.W., Bridwell K.H.: Selective Posterior Thoracic Fusions for Adolescent Idiopathic Scoliosis Comparison of Hooks Versus Pedicle Screws. *Spine* 2006;31(20):2400-4.
 24. Dubousset J.: Scoliosis and its pathophysiology. Do we understand it? (editorial). *Spine*, 2001;26(9):1001.
 25. Dwyer AF, Newton NC, Sherwood AA. An anterior approach to scoliosis: a preliminary report. *Clin Orthop* 1969;62: 192-202.
 26. Gardner-Morse M, Stokes IA. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech* 1994;27:177–81.

27. Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset JF, et al. Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A preliminary report. *Spine* 1997;22:1913–21.
28. Goodrich J.T.: History of spine surgery in the ancient and medieval worlds. *Neurosurg Focus* 2004;16(1):E2.
29. Gorzkowicz B., Kołban M., Szych Z.: Ocena jakości życia u pacjentów ze skoliozą idiopatyczną leczonych operacyjnie. *Ortop Traumat Rehabil* 2009;11(6).
30. Gray J., Smith B., Ashley R., Lagrone M., Mall J.: Derotational Analysis of Cotrel-Dubousset Instrumentation in idiopathic scoliosis. *Spine* 1992;17(11), 391-393.
31. Harrington P.R.: The etiology and development of Harrington instrumentation. *Clin. Orthop.* 1973; 93: 110-112.
32. Harrington P.R.: Treatment of scoliosis: correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg AM* 1962;44:591-610
33. Helenius I., Remes V., Lamberg T., Schlenzka D., Poussa M.: Long-term health related quality of life after surgery for adolescent idiopathic scoliosis and spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90(6):1231–9
34. Helenius I., Remes V., Yrjönen T., Ylikoski M., Schlenzka D., Helenius M., Poussa M.: Harrington and Cotrel-Dubousset instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Long-term functional and radiographic outcomes. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85A(12):2303-9.
35. Herrera-Soto J.A., Lewis R., Nosir H.R., Crawford A.H.: The Use of Multiple Anchors for the Treatment of Idiopathic Scoliosis. *Spine* 2007;32(18):E517-22.
36. Herzenberg J.E., Coonrad R.W., Ross D.B., Green N.E.: Spinous Process Segmental Instrumentation for Scoliosis. *J Spinal Disord* 1988;1(3):206-10.

37. Hibbs R. A.: An operation for progressive spinal deformities. *New York Medical J.* 1911; 93:1013.
38. Hirabayashi S., Kumano K., Kuroki T.: Cotrel-Dubousset Pedicle Screw System for Various Spinal Disorders. Merits and Problems. *Spine* 1991;16(11):1298-304.
39. Hlavaty A.: Operacyjne leczenie bocznych skrzywień kręgosłupa w Klinice Ortopedycznej AM w Gdańsku. *Pol. Tyg. Lek.*, 1970, t.25, str. 1389-1391
40. Hoernschemeyer D, Skaggs D, Sucher M. Use of Mineral Oil Aids Scoliosis Correction by Decreasing Implant Friction. *Am J Orthop.* 2012;41(1):41-43
41. Hwang S.W., Samdani A.F., Cahill P.J.: The impact of segmental and en bloc derotation maneuvers on scoliosis correction and rib prominence in adolescent idiopathic scoliosis. *J Neurosurg Spine* 2012;16(4):345-50.
42. Jachimowicz-Wołoszynek D., Rość D., Michalska A.: Wpływ wszczepienia sztucznego stawu biodrowego na jakość życia pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawu biodrowego. *Ortop Traumatol Rehabil* 2003;5(4):518-26.
43. Jaquiph B P, Chase A, Flinn P, Jeffrey R., Warner W C., Freeman B E., Kelly D M. Screws versus hooks: implant cost and deformity correction in AIS. *J Child Orthop* (2012) 6: 137-143
44. Kaczmarczyk J. Pomiary rotacji i derotacji pooperacyjnej w skoliozach idiopatycznych z użyciem wybranych metod. *System DERO 1997: Rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa: 283 - 287.*
45. Kadoury S., Cheriet F., Beausejour M., Stokes I.A., Parent S., Labelle H.: A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2009;18:23–37

46. Karatoprak O., Unay K., Tezer M., Ozturk C., Aydogan M., Mirzanli C.: Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis surgery. *Int Orthop* 2008;32:523–8.
47. Kasim A.K., Karlsson M.K., Hasserijs R., Ohlin A.; Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis with low-dose CT in prone position – metod description and reliability analysis. *Scoliosis Journal* 2010, 5: 4
48. Kesling K.L., Reinker K.A.: Scoliosis in twins. A meta-analysis of the literature and report of six cases. *Spine*,1997;22(17):2009-2014.
49. Kim Y.J., Bridwell K.H., Lenke L.G., Kim J., Cho S.K.: Proximal Junctional Kyphosis in Adolescent Idiopathic Scoliosis Following Segmental Posterior Spinal Instrumentation and Fusion. Minimum 5-Year Follow-up. *Spine* 2005;30(18):2045-50
50. Kim Y.J., Lenke L.G., Bridwell K.H., Cheh G., Whorton J., Sides B.: Prospective Pulmonary Function Comparison Following Posterior Segmental Spinal Instrumentation and Fusion of Adolescent Idiopathic Scoliosis Is There a Relationship Between Major Thoracic Curve Correction and Pulmonary Function Test Improvement? *Spine* 2007;32(24):2685-93.
51. Kim Y.J., Lenke L.G., Cho S.K., Bridwell K.H., Sides B., Blanke K.: Comparative analysis of pedicle screw versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004;29(18):2040–8.
52. King H.A., Moe J.H., Bradford D.S., Winter R.B.: The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;65:1302–1313
53. Kotani Y., Abumi K, Ito M., Takahata M.: Accuracy Analysis of Pedicle Screw Placement in Posterior Scoliosis Surgery. Comparison Between

-
- Conventional Fluoroscopic and Computer-Assisted Technique. *Spine* 2007;32(14): 1545-50
54. Krismer M., Bauer R., Sterzinger W. Scoliosis Correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and Three Dimensional Correction. *Spine* 1992: 17 (11) 263-269
55. Labelle H., Dansereau J., Bellefleur C, et al. Preoperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine* 1995;20:1406–9.
56. Labelle H., Dansereau J., Bellefleur Ch., Poitras B. Comparison between preoperative and postoperative Three dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset Procedure. *Spine* 1995: 20 (23) 2487-2492
57. Lafon Y., Lafage V., Dubousset J., Skalli W.: Intraoperative Three-Dimensional Correction During Rod Rotation Technique. *Spine* 2009;34(5):512–519.
58. Lee S.M., Suk S.I., Chung E.R.: Direct Vertebral Rotation: A New Technique of Three-Dimensional Deformity Corection with Segmental Pedicle Screw Fixation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 2004: 29 (3) 343-349
59. Lee S.S., Lenke L.G., Kuklo T.R., Valenté L., Bridwell K.H., Sides B., Blanke K.M.: Comparison of Scheuermann kyphosis correction by posterior-only thoracic pedicle screw fixation versus combined anterior/posterior fusion. *Spine* 2006;31(20):2316-21.
60. Lenke L.G., Betz R.R., Harms J., Bridwell K.H., Clements D.H., Lowe T.G., Blanke K.: Adolescent idiopathic scoliosis a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-A(8):1169-81

61. Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, Blanke K, Schoenecker PL. Cotrel-Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74:1056–1067
62. Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, et al. Analysis of pulmonary function and chest cage dimension changes after thoracoplasty in idiopathic scoliosis. *Spine* 1995;20:1343–50.
63. Lerner T., Bullmann V., Schulte T.L., Schneider M., Liljenqvist U.: A level-1 pilot study to evaluate of ultraporous b-tricalcium phosphate as a graft extender in the posterior correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2009;18:170–9.
64. Liljenqvist U., Lepsien L., Hackenberg T., Halm N.H.: Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J* 2002;11:336–43.
65. Lonstein J.E., Bradford D.S., Winter R.B., Ogilvie J.: *Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities*. WB Saunders Company, Philadelphia 1995.
66. Lonstein J.E.: Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*, 1994;19(344):1407-1412
67. Lowe T.G., Michael E., Margulies J.Y., Miller N.H., Raso V.J., Reinker K.A., Rivard C.H.: Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82-A(8):1157-68.
68. Lowenstein J.E., Matsumoto H., Vitale M.G., Weidenbaum M., Gomez J.A., Lee F.Y., Hyman J.E., Roye D.P.Jr.: Coronal and Sagittal Plane Correction in Adolescent Idiopathic Scoliosis. A Comparison Between All Pedicle Screw Versus Hybrid Thoracic Hook Lumbar Screw Constructs. *Spine* 2007;32(4):448-52.
69. Luk K.D., Vidyadhara S., Lu D.S., Wong Y.W., Cheung W.Y., Cheung K.M.: Coupling Between Sagittal and Frontal Plane Deformity Correction

- in Idiopathic Thoracic Scoliosis and Its Relationship With Postoperative Sagittal Alignment. *Spine* 2010;35(11):1158-64
70. Mann D.C., Nash C.L., Wilham M.R., Brown R.H.: Evaluation of the role of concave rib osteotomies in the correction of thoracic scoliosis. *Spine*, 1989;14(5):491-495.
 71. Marciniak W., Szulc A.: *Wiktora Degi ortopedia i rehabilitacja*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2008.
 72. Mirtz T.A., Thompson M.A., Greene L., Wyatt L.A., Akagi C.A.: Adolescent idiopathic scoliosis screening for school, community, and clinical health promotion practice utilizing the precede-proceed model. *Chiropr Osteopat* 2005;13:25.
 73. Modi H., Suh S.W., Song H., Yang J.: Accuracy of thoracic pedicle screw placement in scoliosis using the ideal pedicle entry point during the freehand technique. *Int Orthop* 2009;33(2):469-75
 74. Monney G., Kaelin A.J.: Short Posterior Fusion for Patients With Thoracolumbar Idiopathic Scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1999;(364):32-9.
 75. Muschik M, Schlenzka D., Robinson PN. et al. Dorsal instrumentation for idiopathic adolescent thoracic scoliosis: rod rotation versus translation. *Eur Spine J* 1999;8:93-99.
 76. Nash C. L., Moe J. H.; A study of vertebral rotation. *J. Bone Joint Surgery*, 1969, 61A: 223-229.
 77. Nowakowski A., Łabaziewicz L. Historyczny przegląd metod leczenia skoliozy. *Chir. Narz. Ruchu. Ortop. Pol.* 1996, LXI, 2: 237-246.
 78. Nowakowski A.: *Deformacje kręgosłupa, Skolioza i kifoza*. Exemplum. Poznań 2009

79. Nowakowski A.: Obowiązujące zasady postępowania w skoliozach idiopatycznych. Diagnostyka i leczenie. Biblioteka Ortopedyczna i Traumatologiczna. Kręgosłup i klatka piersiowa BOiT-II-1 2010
80. O'Neill J.A., Engler G.L.: Evaluation of Spinous Process Wire Fixation with Harrington Instrumentation for Idiopathic Scoliosis. *J Spinal Disord* 1988;1(3):211-8
81. Pankowski R., Dziegiel K., Roclawski M., Smoczynski A., Ceynowa M. Intraoperative neurophysiologic monitoring (INM) in scoliosis surgery *Research into spinal deformities* 8, 2012 319-321
82. Pankowski R., Dziegiel K., Roclawski M., Smoczyński A., Ceynowa M., Mazurek T. Neuromonitoring rdzenia kręgowego MEP i SSEP : standard w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej dorastających Ortop. *Traumatol. Rehab.* 2012; vol. 14, suppl. 1, 32
83. Pankowski R., Roclawski M., Wałejko Sz.: Operacyjne leczenie bocznego skrzywienia kręgosłupa. 60-lecie działalności Katedry i Kliniki Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego 2013; 119-134
84. Pankowski R., Roclawski M., Smoczyński A., Ceynowa M., The influence of the development of scoliosis posterior surgery on 3-planar deformity correction *Research into spinal deformities* 8, 2012; 492
85. Pankowski R., Wałejko Sz., Roclawski M., Ceynowa M, Mazurek T.: Intraoperative Computed Tomography versus Perdriolle and Scoliometer Evaluation of Spine Rotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *BioMed Research International* 2015; Article ID 460340, 9 page
86. Papin P, Labelle H, Delorme S, et al. Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 1999;8:16–21

-
87. Parent S., Labelle H., Skalli W., de Guise J.: Thoracic Pedicle Morphometry in Vertebrae from Scoliotic Spines. *Spine* 2004;29(3): 239–248
 88. Parent S., Odell T., Oka R., Mahar A., Newton P.: Does the Direction of Pedicle Screw Rotation Affect the Biomechanics of Direct Transverse Plane Vertebral Derotation? *Spine* 2008;33(18):1966-9
 89. Peelle M.W., Boachie-Adjei O., Charles G., Kanazawa Y., Mesfin A.: Lumbar curve response to selective thoracic fusion in adult idiopathic scoliosis. *Spine J* 2008;8: 897-903
 90. Perdriolle R., Vidal J.: Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis. *Spine* 1985;10(9):785-91
 91. Perdriolle R., Vidal J.: Morphology of scoliosis. *Orthopaedics*, 1987 10: 909-915
 92. Petit Y., Aubin C.E., Labelle H.: Spinal shape changes resulting from scoliotic spine surgical instrumentation expressed as intervertebral rotations and centers of rotation. *J Biomech* 2004;37:173-80
 93. Pfeiffer M., Deike B., Clausen J.D., Wilke A., Griss P.: A new semirigid implant for instrumentation of scoliosis: preliminary report. *Eur Spine J* 2001;10:427–36
 94. Pollock FE, Pollock FE Jr. Idiopathic scoliosis: correction of lateral and rotational deformities using the Cotrel-Dubousset spinal instrumentation system. *South Med J* 1990;83:161–5.
 95. Pruijs J.E.H., Meer R., Hageman M., Keessen W., Wieringen J.C.: The benefits of school screening for scoliosis in the central part of the Netherlands. *Eur Spine J* 1996;5:374-79
 96. Rabinowitz R.S., Currier B.L.: Transpedicular screw fixation of the lumbar spine: Review and technique. *Oper Tech Orthop* 1997;7(1):71-8.

-
97. Remes V., Heleniu I., Schlenzka D., Yrjönen T., Ylikoski M., Poussa M.: Cotrel-Dubousset (CD) or Universal Spine System (USS) Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS). Comparison of Midterm Clinical, Functional, and Radiologic Outcomes. *Spine* 2004;29(18):2024–30
 98. Renshaw T.S.: The role of Harrington instrumentation and posterior spine fusion in the management of adolescent idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am* 1988;19(2):257-67
 99. Risser J.: The iliac apophysis an invaluable sign in the management of scoliosis. *Clin Orthop* 1958;11:111-119.
 100. Rocławski M., Pankowski R., Smoczyński A., Ceynowa M., Mazurek T., Lorczyński A. Nowe kontra stare metody leczenia operacyjnego skoliozy idiopatycznej: analiza jakości życia uwarunkowanej stanem zdrowia *Ortop. Traumatol. Rehab.* 2012; vol. 14, suppl. 1, 33-34
 101. Rose P.S., Lenke L.G., Bridwell K.H., Mulconrey D.S., Cronen G.A., Buchowski J.M., Schwend R.M., Sides B.A.: Pedicle Screw Instrumentation for Adult Idiopathic Scoliosis. An Improvement Over Hook/Hybrid Fixation. *Spine* 2009;34(8):852-7
 102. Salmingo R , Tadano S, Fujisaki K, Abe Y c, Ito M. Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation. Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation. *Clinical Biomechanics* 2012; 27: 545–550
 103. Samdani A. , Hwang S., Miyanji F., Lonner B., Marks M., Sponseller P., Newton P., Cahill P., Shuffl ebarer H., Betz R., Direct Vertebral Body Derotation, Thoracoplasty, or Both. Which Is Better With Respect to Inclinator and Scoliosis Research Society-22 Scores? *Spine* 2012; 37 (14), 849–853

-
104. Schultz A. The use of mathematical model for studies of scoliosis biomechanics. *Spine* 1991;16 (10):2011-2016
 105. Smoczyński A., Małkowski Z., Szczekot J.: Operacyjne leczenie bocznych idiopatycznych skrzywień kręgosłupa za pomocą dystrakcji i podłukowych pętli drutu mocujących kręgi do dystraktora. *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.* 1992; LVII, Supl. 1: 109-111.
 106. Smoczyński A., Smoczyński M., Łuczkiwicz P., Pankowski R., Pobłocki K. Operacyjne leczenie boczego idiopatycznego skrzywienia kręgosłupa zmodyfikowanym sposobem Harringtona i podłukowymi pętlami drutu. *Ann Acad Med Gedan* 2007;37:103-10.
 107. Soucacaos P.N., Zacharis K., Soultanis K., Gelalis J., Xenakis T., Beris, A.E.: Risk factors for idiopathic scoliosis: review of a 6-year prospective study. *Orthopedics* 2000;23(8):833-38
 108. Stanisław A.: Analiza korelacji. Podstawy statystyki dla prowadzących badania naukowe. Odcinek 21: Analiza korelacji. *Medycyna praktyczna* 2000; 10: 176 – 181
 109. Stasikelis P.J., Pugh L.I., Ferguson R.L., Allen B.L.: Distraction Instrumentation Outcomes in Scoliosis. *J Pediatr Orthop B* 1998;7(2):106-10
 110. Steinmetz M.P., Rajpal S., Trost G.: Segmental Spinal Instrumentation in the management of Scoliosis. *Neurosurgery* 2008;63:131–8.
 111. Steven W. Hwang, M.D.,¹ Amer F. Samdani, M.D.,² and Patrick J. Cahill, M.D.² The impact of segmental and en bloc derotation maneuvers on scoliosis correction and rib prominence in adolescent idiopathic scoliosis. *J Neurosurg Spine* 2012, 16:345–350, 2012.
 112. Stokes I.A., Bigalow L.C., Moreland M.S.: Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res* 1987; 5:102–113.

-
113. Suk S.I., Lee C.K., Min H.J., Cho K.H., Oh J.H.: Comparison of Cotrel-Dubousset pedicle screws and hooks in the treatment of idiopathic scoliosis. *Int Orthop* 1994;18(6):341-6.
 114. Suk SI, Lee CK, Kim WJ, et al. Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine* 1995;20:1399–405.
 115. Teleszyński M., Hlavaty A.: W sprawie leczenia operacyjnego bocznych idiopatycznych skrzywień kręgosłupa. *Pamiętnik XII Zjazdu PTOiTr*, 1956
 116. Thorn K. A.: *Vascular anatomy of the spinal cord. Neuroradiological investigation and clinical syndromes.* Springer-Verlag Wien-New York 1988
 117. Tylman D.: *Patomechanika bocznych skrzywień kręgosłupa.* Wydawnictwo Severus, Warszawa 1995
 118. Ware J.E., Kosinski M.: Interpreting SF-36 summary health measures: a response. *Qual Life Res* 2001;10(5):405-13
 119. Warren D.Y.: Advances in spinal instrumentation. *Oper Tech Orthop* 2003;13(3):159-70.
 120. Watanabe K., Hasegawa K., Hirano T., Uchiyama S., Endo N.: Use of the scoliosis research society outcomes instrument to evaluate patient outcome in untreated idiopathic scoliosis patients in Japan: part I: comparison with nonscoliosis group: preliminary/limited review in a Japanese population. *Spine* 2005;30(10):1197-201
 121. Weiss H.R.: Measurement of vertebral rotation: Perdriolle versus Raimondi. *Eur Spine J* 1995;4:34-38
 122. Westrick E.R., Ward W.T.: Adolescent Idiopathic Scoliosis: 5-Year to 20-Year Evidence-based Surgical Results. *J Pediatr Orthop* 2011;31(1 Suppl):S61-8.

123. White AA, Panjabi MM (eds): *Clinical Biomechanics of the Spine*, ed 2. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990, pp 105-112
124. Wimmer C., Gluch H., Nogler M., Walochnik N.: Treatment of idiopathic scoliosis with CD-instrumentation. Lumbar pedicle screws versus laminar hooks in 66 patients. *Acta Orthop Scand* 2001;72(6):615-2.
125. Wood KB, Olsewski JM, Schendel MJ, et al. Rotational changes of the vertebral pelvic axis after sublaminar instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1997;22:51-7.
126. Yazar T., Gurkan I, Yilmaz C.: A new approach to scoliosis. *Eur Spine J* 1999;8:86-92.
127. Yilmaz G., Borkhuu B., Dhawale A.A., Oto M., Littleton A.G., Mason D.E., Gabos P.G., Shah S.A.: Comparative analysis of hook, hybrid, and pedicle screw instrumentation in the posterior treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 2012;(5):490-9
128. Zarzycki D., Kącki W., Jasiewicz B.: Zastosowanie śrub transpedikularnych DERO w leczeniu skolioz idiopatycznych King I, II. W: Uniwersalny system korekcyjno-stabilizacyjny DERO do operacyjnego leczenia kręgosłupa. Red. Zarzycki D., Ciupik L. LfC. Zielona Góra 1995, 69-75.
129. Zarzycki D.: Rozwój chirurgii kręgosłupa w 75-leciu Polskiego Towarzystwa Ortopedycznego i Traumatologicznego. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja* 2003;5(5):617-624.
130. Zielke K., Stunkat R., Beaujean F.: Ventrale Dertations- Spondylodese. *Arch. Orthop. Unfallchir.* 1976; 85; 257-260
131. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, et al. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop Relat Res* 1986;(203):99-112.

8. STRESZCZENIE

Fundamentalnym celem leczenia skoliozy idiopatycznej jest powstrzymanie progresji skrzywienia. Oczekiwania chorych skupiają się jednak głównie na efekcie kosmetycznym, w postaci korekcji tułowia. Spełnienie tego oczekiwania poprzez likwidację garbu żebrowego w mechanizmie derotacji kręgosłupa w głównej mierze determinuje późniejszą jakość życia. W monografii wykazałem znaczenie derotacji na wynik leczenia skoliozy idiopatycznej oraz określiłem jej bezpieczny zakres.

Celem monografii było:

W części klinicznej:

- określenie stopnia derotacji u chorych ze skoliozą idiopatyczną po zastosowaniu różnych technik operacyjnych (1 – technika Harringtona lub Harringtona Luque'a, 2 – oryginalna technika Cotrela-Dubousseta, 3 – zmodyfikowana technika Cotrela-Dubousseta, 4 – technika bezpośredniej derotacji kręgosłupa).
- określenie zależności pomiędzy stopniem derotacji, a wynikiem klinicznym operacyjnego leczenia skoliozy idiopatycznej.
- określenie efektywności obecnie stosowanych systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa.

W części doświadczalnej:

- określenie krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego.
- określenie kąтового zakresu derotacji bezpośredniej kręgosłupa piersiowego na szczycie krytycznego momentu siły.
- konstrukcja prototypu derotatora pozwalającego na bezpieczną i bardziej efektywną derotację kręgosłupa.

W pierwszej części badania klinicznego oparłem się na analizie mojego własnego materiału klinicznego wzbogaconego o grupę chorych operowanych do 1997 roku metodą Harringtona i Harringtona Luque'a przez innych operatorów. Spośród 325 chorych posiadających kompletną dokumentację medyczną wyodrębniłem grupę 80 chorych, których podzieliłem na 4 jednorodne grupy pod względem liczebności, typu i wielkości skrzywienia, natomiast różnorodne pod względem zastosowanej techniki korekcji. Do oceny derotacji oparłem się na badaniu skoliometrem Bunnella oraz metodzie Perdriolle'a. Wykazałem, że stopień derotacji zależał wprost od zastosowanej techniki operacyjnej. W grupach chorych od 1 do 4 leczonych różnymi technikami, średni stopień derotacji w ocenie Perdriolle'a wyniósł odpowiednio -0,2%, 11,7%, 53,5% i 74,9% bezpośrednio po operacji i odpowiednio -9,9%, -0,9%, 52,8% i 74,1% w badaniu kontrolnym. Średnia wielkość garbu żebrowego w badaniu kontrolnym także zależała od zastosowanej techniki operacyjnej i wyniosła odpowiednio 21,2°, 15,4°, 10,1°, 6,8°. Jakość życia określona wg SRS-24 w poszczególnych grupach badawczych wyniosła odpowiednio 62,4%, 67,2%, 75,5% i 81,1%. Na podstawie badania korelacji stwierdziłem, że im mniejszą osiągnąłem derotację i większy pozostał garb żebrowy w badaniu kontrolnym, tym gorsza była jakość życia chorych. Na podstawie uzyskanych wyników doszedłem do wniosku, że największy stopień derotacji kręgosłupa w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej, określony metodami pośrednimi (met. Perdriolle'a i skoliometrem) możliwy był do osiągnięcia po zastosowaniu systemów derotacji bezpośredniej, a większy stopień derotacji określonej tymi metodami wpływał na polepszenie wyniku klinicznego.

W drugiej części badania klinicznego wykorzystałem moją oryginalną metodę pomiaru derotacji na podstawie śródoperacyjnej tomografii komputerowej (metodę Pankowskiego). Dzięki temu obiektywnie określiłem

efektywność obecnie stosowanych systemów bezpośredniej derotacji kręgosłupa. Do badania wybrałem 43 spośród 115 chorych, u których mogłem wykonać śródoperacyjny pomiar derotacji w TK. Grupę badawczą podzieliłem dodatkowo na 2 podgrupy ze względu na odmienności w instrumentacji kręgosłupa oraz różną specyfikę zastosowanej przeze mnie derotacji bezpośredniej. Do pierwszej podgrupy zakwalifikowałem 18 chorych, u których wykonałem instrumentację wszystkich kręgów objętych stabilizacją po stronie wklęsłej kręgosłupa oraz selektywnie po stronie wypukłej. Do drugiej podgrupy zakwalifikowałem 25 chorych, u których wykonałem instrumentację selektywną kręgosłupa z pozostawieniem pomiędzy szczytem deformacji a górną i dolną granicą instrumentacji po dwa wolne segmenty, w których mógł odbywać się ruch korekcji. Ponadto manewr derotacji bezpośredniej wykonywałem w obecności oporu przyłożonego do śrub skrajnych dzięki dodatkowym łącznikom, które w trakcie korekcji utrzymywane były nieruchomo przez asystenta. Na tej podstawie w oparciu o metodę pomiaru derotacji wg Pankowskiego stwierdziłem niewielką efektywność obecnie stosowanych systemów derotacji bezpośredniej kręgosłupa. W podgrupie o gęstej instrumentacji średnia wartość derotacji wyniosła zaledwie $1,2^\circ$ (11,4%), natomiast w podgrupie z instrumentacją selektywną $3,1^\circ$ (33,3%). Jednocześnie korekcja deformacji w płaszczyźnie czołowej przekraczała w obu podgrupach 80%. Biorąc pod uwagę wykazane znaczenie derotacji w kształtowaniu wyniku klinicznego, uznałem, że taki zakres korekcji rotacji był niewystarczający.

Z tego powodu w części doświadczalnej monografii postanowiłem obiektywnie określić maksymalny a zarazem bezpieczny zakres derotacji możliwy do osiągnięcia w operacyjnym leczeniu skoliozy idiopatycznej. W tym celu oparłem się na zaprojektowanym przez siebie oryginalnym i unikatowym w skali światowej badaniu eksperymentalnym na zwłokach. Przeprowadziłem doświadczenia we współpracy z polskim producentem implantów

kręgosłupowych (firmą LfC) w Zakładzie Medycyny Sądowej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego i w laboratorium LfC w Zielonej Górze, które polegały na symulacji derotacji bezpośredniej kręgosłupa u młodych ludzi w celu określenia krytycznego momentu siły korygującej jaki możemy zastosować podczas operacji skoliozy idiopatycznej. Grupa badawcza składała się z 10 zwłok, w średnim wieku 34,6 lat (od 21 do 40). Stosunek mężczyzn do kobiet wynosił 9:1. Stwierdziłem, że średnia wartość krytycznego momentu siły derotacji bezpośredniej powodującego złamanie kręgosłupa piersiowego wyniosła 73,3 Nm, a średni kątowny zakres symulowanej derotacji bezpośredniej kręgosłupa piersiowego na szczycie krytycznego momentu siły wyniósł 44,5°. Wyniki badań doświadczalnych umożliwiły mi skonstruowanie innowacyjnego prototypu derotatora Pankowskiego, posiadającego cechy wynalazku, którego kliniczne zastosowanie umożliwi w przyszłości uzyskać jeszcze lepsze wyniki leczenia skoliozy idiopatycznej. Jednakże ten obszar działań będzie tematem odrębnych analiz naukowych. Podczas ich realizacji pamiętać należy, że poza derotacją korekcja w pozostałych płaszczyznach także jest niezmiernie istotna, a w szczególności balans strzałkowy.

9. SUMMARY

The fundamental aim of Idiopathic Scoliosis treatment is to stop the curve progression. The patient expectations focuses mainly on the external cosmetic effect that is the trunk deformity correction. A rib hump decrease with spinal derotation determines largely the patients Quality of Life (QoL). In my monograph I have shown the influence of spinal derotation on Idiopathic Scoliosis outcome and I specified its safe range.

The aims of the monograph were:

In the clinical part:

- determination of the degree of spinal derotation in patients with scoliosis operated with different techniques (1 – Harrington, Harrington/Luque, 2 – Original Cotrel-Dubousset method, 3 – Modified Cotrel–Dubousset method and 4 – Direct Vertebral Rotation)
- specification of correlation between the degree of spinal derotation and clinical outcome
- specification of the effectiveness of currently used DVR systems

in the experimental part:

- determination of the critical torque of direct vertebral derotation causing fractures of the thoracic spine
- determination of direct vertebral derotation angular range of the thoracic spine at the top of critical torque
- a new spinal derotator design for the safe and more effective spinal derotation

In the first part of the clinical study I analyzed a group of patients operated by me and additional group of patients operated by other surgeons until 1997

with Harrington and Harrington / Luque methods. Among 325 patients with complete medical history I selected 80 patients whom I divided onto four homogenous groups matched according to number of patients, type and size of the deformity but various due to the technique of correction used. Both scoliometer and Perdriolle evaluation I used for spinal derotation measurement. I found that the degree of spinal derotation was dependent directly of the operative technique. It was -0.2%, 11.7%, 53.5% i 74.9% directly post operation in groups from 1 to 4 and -9.9%, -0.9%, 52.8% i 74.1% during follow-up evaluation respectively. The rib hump degree during follow – up evaluation was also dependent of the operative technique used and was 21.2°, 15.4°, 10.1°, 6.8° respectively. Quality of Life measured with SRS-24 in particular groups was 62.4%, 67.2%, 75.5% and 81.1% accordingly. With the evaluation of correlation I found that the less spinal derotation and higher the rib hump the worse QoL of the patients. I concluded that the highest degree of derotation of the spine (scoliometer and Perdriolle) was when DVR systems were used. I also found that the more spinal derotation achieved measured with these methods the better QoL. In the second part of the clinical study I used my original method of spinal derotation measurement with Intraoperative Computed Tomography (ICT). With this method I determined objectively the effectiveness of DVR systems used. For the further study I selected 43 of 115 evaluated patients into whom I was able to perform ICT evaluation. The study group was further divided into 2 subgroups according to the dissimilarities in the spinal instrumentarium and the different specifics of direct spinal derotation used. Into the first subgroup I qualified 18 patients into whom I operated all levels on the concave side and used selective instrumentation on the convex side. Into the second subgroup I qualified 25 patients into whom I did selective instrumentation of the spine bilaterally with two free segments between the apex of the curve and its both ends where the correction maneuver could be possible. Moreover, I have

performed derotational maneuver against the resistance applied to the utmost screws through additional connectors, which were maintained motionless by the assistant during the correction. Based on this and Pankowski method of derotation measurement I found that the effectiveness of DVR systems is slight. In the first subgroup the mean spinal derotation was only 1.2° (11.4%), whereas in the second subgroup it was 3.1° (33.3%). At the same time the correction of the coronal plane deformity exceed 80% in both subgroups. Considering the meaning of spinal derotation for the clinical outcome the slight correction of rotation ratio was in my opinion inadequate.

For this reason in the experimental part of my study I decided to define objectively maximum and at the same time safe range of derotation possible in Idiopathic Scoliosis surgery. I designed an original and unique in the world experimental cadaver study. I performed the study in cooperation with the Polish Manufacturer of Spinal Implants (LfC) in the Department of Forensic Medicine of the Medical University of Gdansk and in the LfC lab in Zielona Gora. The aim of the study was to simulate spinal derotation due to the evaluation of critical corrective torque, possible to apply during the real Idiopathic Scoliosis surgery. The study group consisted of 10 cadavers in the mean age of 34.6 y (21-40). Male to female ratio was 9:1. I found that the mean value of critical torque causing fracture of the thoracic spine was 73.3 Nm with the mean range of derotation angle on the apex of the critical torque 44.5° . These results allowed me to construct my own innovative, original Pankowski spinal derotator, having the features of the invention, which clinical application will help to improve the outcome of Idiopathic Scoliosis operative treatment in the near future. However this issue will be the subject of another research. One should also remember that beyond the horizontal plane the correction of the spine in other planes, especially sagittal balance is extremely essential.