



POLITECHNIKA WROCŁAWSKA

WYDZIAŁ MECHANICZNY

**ANALIZA MECHANIZMÓW PRZECIĄŻENIOWYCH
I STABILIZACJA KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO CZŁOWIEKA**

mgr inż. Celina Pezowicz

ROZPRAWA DOKTORSKA

Promotor:

Prof. dr hab. inż. Romuald Będziński

Wrocław 1999

Podziękowania

Rodzicom za miłość, cierpliwość i wsparcie duchowe.

*Prof. dr hab. inż. Romualdowi Będzińskiemu promotorowi
za stworzenie warunków do realizacji niniejszej pracy,
pomoc merytoryczną i życzliwą zachętę.*

W chorobach gwałtownych ulgę dają tylko leki równie gwałtowne

Shakespeare, Hamlet IV, 3.

SPIS TREŚCI

1. Wprowadzenie	1
2. Własności mechaniczne i geometryczne elementów kręgosłupa szyjnego	4
2.1. Własności mechaniczne	4
2.2. Własności geometryczne	11
3. Modele mechaniczne kręgosłupa szyjnego	15
3.1. Globalny i lokalny model mięśniowy	15
3.1.1. Czynności i mechanika mięśni	15
3.1.2. Lokalny model mięśniowy	16
3.1.3. Globalny model mięśniowy	17
3.1.4. Połączenia kręgów	19
3.1.5. Podstawowy model mechaniczny odcinka szyjnego	20
3.2. Mechaniczne modele kręgosłupa szyjnego	22
3.2.1. Podstawowe modele równowagi	22
3.2.1.1. Sztywność mięśniowa	24
3.2.1.2. Sztywność rotacyjna stawu	25
3.2.2. Globalny mechaniczny system kręgosłupa szyjnego	26
3.2.2.1. Model odcinka szyjnego w płaszczyźnie strzałkowej	27
4. Mechanizmy przeciążeniowe i zjawisko niestabilność struktur kręgosłupowych odcinka szyjnego	31
4.1. Kinematyka odcinka szyjnego - ruchliwość	31
4.2. Przeciążenie	34
4.3. Zjawisko stabilności i niestabilności	35
4.3.1. Aspekt kliniczny	35
4.3.2. Aspekt biomechaniczny	36
5. Dysfunkcje kręgosłupa wymagające wspomagania implantami	40
5.1. Mechanizmy urazu odcinka szyjnego	41
5.1.1. Mechanizm zgięciowy urazu	42
5.1.2. Mechanizm zgięcia i rotacji	43
5.1.3. Mechanizm zgięcia i ucisku osiowego	43
5.1.4. Mechanizm kompresyjny urazu	45
5.2. Zmiany zwyrodnieniowo – zniekształcające	46
6. Analiza systemów stabilizacji kręgosłupa szyjnego	48
6.1. Funkcje i zadania stawiane stabilizatorom kręgosłupa szyjnego	48
6.2. Analiza systemów stabilizacji odcinka szyjnego	49
6.2.1. Obszar stabilizacji	49
6.2.2. Dostęp operacyjny	49
6.2.3. Wskazania do leczenia	50
6.2.4. Dostosowanie implantu do wieku pacjenta	51
6.2.5. Rodzaje stabilizatorów	51
6.3. Ocena użyteczności stabilizatorów kręgosłupa szyjnego	60
6.4. Mechanizmy obciążeniowe wybranych systemów stabilizacji	62
6.4.1. Model obciążeniowy stabilizatora płytkowego	62
6.4.2. Model obciążeniowy stabilizatora prętowego	63
6.5. Wymagania stawiane stabilizatorom kręgosłupa szyjnego	65
7. Przegląd literatury dotyczącej stanu wiedzy o odcinku szyjnym kręgosłupa	68
7.1. Analiza literatury dotycząca badań doświadczalnych	68
7.2. Analiza literatury dotycząca badań numerycznych	72

7.3. Krytyczna ocena istniejącego stanu wiedzy	78
8. Teza i cele realizacyjne pracy	83
9. Budowa modeli fizycznych odcinka szyjnego i weryfikacja doświadczalna	84
9.1. Określenie przedmiotu i celu analizy doświadczalnej	84
9.2. Wybór i opis metody badawczej	87
9.3. Budowa stanowiska obciążającego i pomiarowego	90
9.4. Charakterystyka stabilizatorów poddanych analizie	91
9.5. Przyjęcie modeli i wartości obciążeń	93
9.6. Analiza wyników badań doświadczalnych	94
9.7. Wnioski	106
10. Budowa modeli numerycznych odcinka szyjnego	109
10.1. Określenie przedmiotu i celu analizy numerycznej	109
10.2. Budowa modelu numerycznego segmentu ruchowego C5 – C6	110
10.2.1. Budowa modeli systemów stabilizujących	114
10.2.2. Model segmentu C5 – C6 z implantami płytkowymi	115
10.3. Warunki brzegowe	116
10.4. Analiza wyników symulacji numerycznych	117
10.5. Wnioski	128
11. Podsumowanie	144
12. Załącznik.1. Biomechanika kręgosłupa szyjnego z elementami anatomii i fizjologii czynnościowej	149
13. Spis rysunków	158
14. Spis tabel	163
15. Literatura	164

1. WPROWADZENIE

Problemy pojawiające się w kręgosłupie człowieka, zwłaszcza w jego odcinku szyjnym, są ciągle mało poznane szczególnie od strony biomechanicznej. Wyjaśnienie powstawania i rozwoju różnych mechanizmów przeciążeniowych, i pojawiającej się w ich wyniku niestabilności może mieć duże znaczenie w dalszym postępowaniu klinicznym związanym z leczeniem uszkodzeń i urazów kręgosłupa szyjnego, jak również ze zmianami zwyrodnieniowymi struktur twardych i miękkich tego odcinka.

Celowość i skuteczność postępowania profilaktycznego i leczniczego w chorobach kręgosłupa jest uzależniona od poznania przyczyn i mechanizmów powstawania zniekształceń i zaburzeń czynności kręgosłupa. Przy czym znaczny wpływ na formowanie się zniekształceń i dysfunkcji kręgosłupa, oprócz przyczyn znanych w praktyce klinicznej, takich jak urazy, stany zapalne czy procesy zwyrodnieniowe, mają czynniki mechaniczne działające na układ kostno - stawowy oraz więzadłowo - mięśniowy, wpływające na jego ukształtowanie oraz zakres czynności.

Jednocześnie duży wpływ, na zainicjowanie jak i dalszy rozwój uszkodzeń kręgosłupa, mają obciążenia działające na trzony kręgów, połączenia międzykręgowe oraz elementy więzadłowo - mięśniowe. Sprawiają one, iż kręgosłup przybiera ukształtowanie odpowiednie do przenoszonych obciążeń zwłaszcza w płaszczyźnie strzałkowej.

Tak więc prawidłowy rozkład obciążeń decyduje o poprawnym ukształtowaniu zespołu kostno - stawowego kręgosłupa i stanowi podstawę prawidłowych jego czynności. Każda więc zmiana anatomiczna i czynnościowa powoduje zmianę działania i rozwój zniekształceń kręgosłupa. W patogenezie zmian zwyrodnieniowych i urazowych narządu ruchu istotną rolę odgrywa, wciąż mało poznane, zjawisko przeciążenia.

Właśnie uszkodzenia powstające w wyniku urazu przeciążeniowego są charakterystyczne dla odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka, który mając możliwość wykonywania ruchów o największym zakresie, w stosunku do niższych odcinków kręgosłupa dodatkowo charakteryzuje się bardzo wysoką cyklicznością tych ruchów.

Na to jaki charakter będzie miało przeciążenie decyduje kilka czynników takich jak: rozkład obciążeń i struktura sił działających w kolumnie kręgosłupowej w układzie fizjologicznym i pod działaniem sił zewnętrznych, własności mechaniczne struktur kręgosłupa - tkanki kostnej, połączeń stawowych, więzadeł i mięśni. Poznanie wartości i kierunków działania tych czynników jest istotna dla zrozumienia zarówno normalnych, fizjologicznych funkcji kręgosłupa, jak również występujących zmian sprzyjających powstawaniu chorób i dysfunkcji elementów kręgosłupa.

Dlatego też, tak ważne jest opisanie procesów powstawania i rozwoju mechanizmów przeciążeniowych odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka pod wpływem fizjologicznych obciążeń (związanych z normalną pracą elementów kręgosłupowych) oraz przeciążeń powstających w wyniku oddziaływania sił zewnętrznych na kolumnę szyjną. Jednocześnie ze

względem na ścisłe połączenie zagadnień przeciążenia i stabilności ważne staje się głębsze poznanie zjawiska stabilności i niestabilności powstającej w opisywanych strukturach oraz uszkodzeń inicjowanych w trakcie przeciążenia. Jest to dość zawile i trudne zagadnienie między innymi ze względu na występowanie w literaturze dość rozbieżnych definicji i opisów urazów przyporządkowujących je do grupy stabilnych lub niestabilnych uszkodzeń. W pojęciu klinicznym, wg Kiwerskiego [32], o niestabilnym charakterze uszkodzenia mają świadczyć rozerwane tylne elementy kręgosłupa szyjnego, wg Benini'ego stabilny jest taki segment ruchowy (dwa kręgi z łączącymi je strukturami miękkimi), w którym wszystkie struktury składowe segmentu zachowują spójność we wszystkich fizjologicznych położeniach ciała. Natomiast White i Panjabi [65] określili tak zwane rentgenometryczne cechy niestabilności kręgosłupa szyjnego, zgodnie z którymi niestabilność rozpoznaje się wówczas gdy przesunięcie kręgów wynosi co najmniej 3,5 mm lub jeśli ruch zgięciowo - przeprostny danego segmentu przekracza 11° . Samo pojęcie niestabilności stwarza konieczność realizacji dogłębnych badań z punktu widzenia klinicznego i mechanicznego. Współczesne narzędzia badań metodami numerycznymi i doświadczalnymi stwarzają szansę wyjaśnienia zagadnień przeciążenia i niestabilności odcinka szyjnego kręgosłupa.

Uszkodzenie w rejonie szyjnym kręgosłupa, w większości przypadków, wymaga stosowania technicznych środków poprawy stabilności w postaci implantów. Wybór właściwej metody leczenia operacyjnego, jak w każdej dziedzinie chirurgii, w przypadku chirurgii kręgosłupa ma szczególne znaczenie ze względu na rolę i znaczenie odcinka szyjnego w poprawnym funkcjonowaniu organizmu ludzkiego.

Wobec powszechnego stosowania implantów stabilizujących skutki przeciążenia odcinka szyjnego, istotna jest analiza ich odkształceń i ocena oddziaływania na stabilizowany odcinek kręgosłupa oraz segmenty sąsiadujące z zaimplantowanym segmentem ruchowym. Umożliwiłoby to również określenie podstawowych wymagań klinicznych i mechanicznych jakim powinien podlegać wprowadzany do organizmu człowieka stabilizator. Sformułowanie zadań w stosunku do implantów dałoby także możliwość dokonania oceny ich użyteczności w odniesieniu do uzyskanej poprawy stateczności odcinka szyjnego.

Posiadając całkowicie różne własności mechaniczne od struktur anatomicznych stabilizator ma duży wpływ na zmiany kinematyczne oraz zmiany w ciągłości przenoszonych obciążeń na granicy implant – układ kręgosłupowy. Określenie tych zmian jak również opisanie relacji sztywnościowych zachodzących w czasie współpracy implantu i stabilizowanego odcinka ma duże znaczenie w poznaniu zjawisk pojawiających się w trakcie pracy takiego układu i określenie negatywnych lub pozytywnych cech danej stabilizacji na proces leczenia.

Naruszenie zwartości kręgosłupa w następstwie urazu bądź innych zmian chorobowych umiejscowionych w obrębie kręgosłupa szyjnego, nadal stanowi aktualny przedmiot zainteresowań ortopedów i specjalistów z różnych dziedzin nauki. O ile rozwój

nowoczesnych technik obrazowania w znacznym stopniu poprawił możliwość opisanie i rozpoznania lokalizacji i rozległości uszkodzeń struktur anatomicznych kręgosłupa odpowiedzialnych za jego stabilność, o tyle brak wciąż dogłębnego poznania procesów mając wpływ na powstawanie i inicjowanie procesów przeciążeniowych w tak ważnej strukturze jaką stanowi kręgosłup.

Wykorzystując nowoczesne techniki prowadzenia badań eksperymentalnych i symulacji numerycznych, istnieje możliwość poznania tak złożonych zjawisk jakimi są procesy zachodzące w strukturach kręgosłupa szyjnego w warunkach fizjologicznych i przeciążeniowych oraz poznanie roli jaką spełnia implant w przywracaniu stabilność uszkodzonych elementów kręgosłupa.

2. WŁASNOŚCI MECHANICZNE I GEOMETRYCZNE ELEMENTÓW KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO CZŁOWIEKA

Poznanie własności mechanicznych elementów kręgosłupowych, to znaczy tkanki kostnej i tkanek miękkich (więzadeł, mięśni, połączeń stawowych oraz krążka międzykręgowego) jest istotnym warunkiem prowadzenia analizy zarówno doświadczalnej jak i numerycznej.

Daje ono możliwość rozwoju i powodzenie w obszarze wizualizacji tkanek miękkich, rutynowych testów radiologicznych, a co się z tym wiąże diagnozowania uszkodzeń komponentów kręgosłupa.

Jednakże nadrzędną rolę w poznaniu własności struktur kręgosłupa jest wykorzystanie tych danych do badań złożonych i skomplikowanych procesów biomechanicznych oraz określenia wpływu własności tkanek miękkich, geometrii i ukształtowania elementów kostnych na te procesy. Również kliniczne oszacowania stabilności kręgosłupa wymaga zrozumienia nie tylko anatomii funkcjonalnej ale również parametrów biomechanicznych elementów kręgosłupowych. Tworzone i rozwijane modele matematyczne pozwalają na podstawowe zrozumienie biomechaniki kręgosłupa, jak również przynoszą pożytek w określaniu klinicznej stabilności.

Należy w tym miejscu podkreślić, że analiza zjawisk zachodzących w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa wymaga poznania szczegółowej budowy anatomicznej i fizjologii czynnościowej tego odcinka kręgosłupa. Dlatego też w załączniku 1 przedstawiono i opisano powyższe zagadnienia.

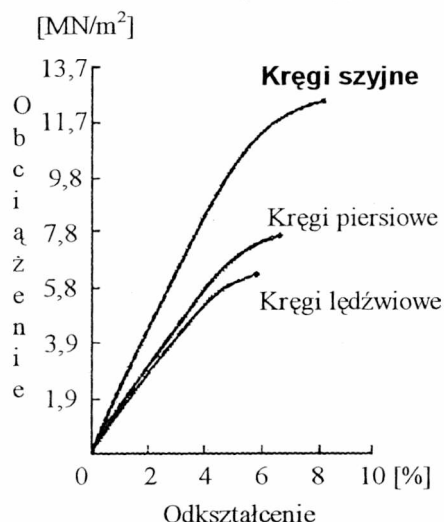
2.1. WŁASNOŚCI MECHANICZNE STRUKTUR KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Podstawową strukturą nośną kręgosłupa są kręgi wraz z krążkami międzykręgowymi i systemem więzadeł, które decydują o wytrzymałości kolumny kręgosłupowej. Rozpoznanie ich własności mechanicznych jest podstawowym warunkiem zrozumienia struktury przenoszenia sił i obciążeń, jak i oceny przeciążenia.

Niestety, jednoznaczne określenie własności mechanicznych elementów kostnych odcinka szyjnego, jak i tkanek miękkich jest trudnym zagadnieniem, co ujawnia się brakiem, w literaturze, jednoznacznych danych na ten temat (szczególnie w warunkach *in vivo*).

Wielu naukowców [51][21][62] zajmujących się analizą zjawisk biomechanicznych prowadzi badania eksperymentalne dotyczące własności fizycznych wybranych struktur kręgosłupa. Jednakże często otrzymywane wyniki są dość rozbieżne co wynika między innymi z pewnych, wprowadzanych do badań, założeń oraz ze sposobu przygotowania i prowadzenia tych badań. Obecnie coraz częściej stosowane są nowe (często matematyczne [7]) metody opisu własności tkanek miękkich i twardych. Jednakże wciąż podstawą są badania eksperymentalne. Jedną z wcześniejszych prac opisujących własności mechaniczne tkanki kostnej kręgów szyjnych była praca Hiroshi Yamady [78], który prowadził badania na preparatach sekcyjnych kręgosłupa szyjnego.

Na wykresie 2.1 przedstawiono zależność odkształcenia w funkcji obciążenia ściskającego dla kręgów poszczególnych odcinków kręgosłupa. Można na nim zaobserwować, że dla jednakowych wartości obciążeń najmniejszą wartość odkształcenia osiąga kręgi lędźwiowe, nieco więcej piersiowe, natomiast kręgi szyjne odkształca się w znacznie większym stopniu od pozostałych. Może mieć to związek między innymi z różnicami w wartościach modułu Younga, który w przypadku kręgów lędźwiowych jest wyższy nawet o wielkość rzędu w stosunku do kręgów szyjnych.



Rys.2.1. Krzywe obciążenie - odkształcenie dla ściskania świeżych kręgów kręgosłupa ludzkiego dla przedziału wiekowego 20 - 30 lat [78]

Wielu autorów, którzy zajmują się analizą numeryczną czy też doświadczalną, wykorzystuje istniejące już dane eksperymentalne, z zakresu własności mechanicznych. W tabeli 2.1 przedstawiono przykłady stosowanych własności mechanicznych, które są przyjmowane przez różnych autorów do analizy procesów zachodzących w stworzonych modelach numerycznych.

Tabela 2.1. Własności struktur kręgosłupa szyjnego przyjmowanych w modelach numerycznych

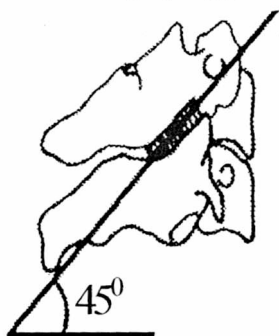
Autorzy	Własności mechaniczne moduł Younga wsp. Poissona E [MPa] ν	Kręgi szyjni			Krańce międzykręgowy		Więzadła	Stawy
		tkanka zbita	tkanka gąbczasta	plytka graniczna	pierścień włóknisty	jądro miazdzyste		
Saito [61]	E [MPa] ν	1000 0,29	450 0,25	600 0,30	200 0,49	40 0,49	185 0,36	30 0,45
Kleineberger [37]	E [MPa] ν	208 0,2			3,4 0,49		20-35 0,49	3,4 0,49
Yoganandan [79]	E [MPa] ν	1000 0,39	100 0,39	500 0,39	3,4 0,40		1,5 - 30	

Można zaobserwować duże rozbieżności w przyjmowanych własnościach mechanicznych szczególnie dotyczących struktur miękkich. Może być to związane z warunkami pomiaru, które mają istotny wpływ na uzyskiwane wyniki. Zupełnie inne warunki realizacji eksperymentu występują, na przykład podczas próby rozciągania kości, inne natomiast

w badaniach mięśni czy więzadeł. Różnice w otrzymywanych własnościach wynikają również ze sposobu mocowania próbek, ich przygotowaniu (np. wypreparowanie danego więzadła), szybkości wydłużania, itp. [8].

Szczególnym przypadkiem zróżnicowania własności mechanicznych są więzadła, których własności związane są ściśle z rodzajem, jak i usytuowaniem w układzie kręgosłupa, mniej z rodzajem pracy, gdyż więzadła pracują jedynie na rozciąganie (hamując nadmierne ruchy odcinka szyjnego). Duże różnice w przyjętych wartościach własności więzadeł u Saito [61] i Yoganandan [79] mogą być związane z przyjęciem własności różnych więzadeł (w obrębie kręgosłupa szyjnego) dla całego modelu więzadłowego. W przypadku tkanki kostnej uwagę zwracają bardzo niskie wartości własności mechanicznych przyjęte przez Kleinebergera [37]. Brak zróżnicowania własności pomiędzy poszczególnymi strukturami samego kręgu można by pominąć gdyby nie fakt, iż moduł Younga jest stanowczo za niski szczególnie dla tkanki zbitej kręgu. Może więc budzić wątpliwości analiza numeryczna przy tak utworzonym modelu.

Tak więc przyjęcie odpowiednich własności mechanicznych komponentów kręgosłupa



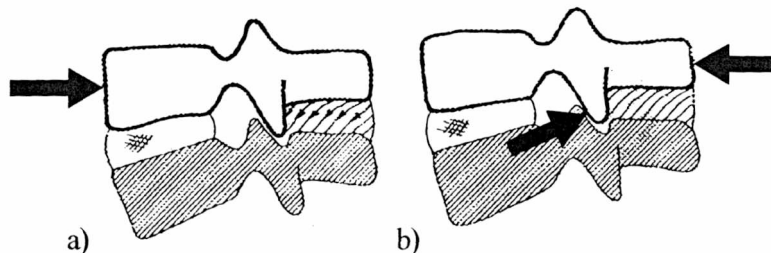
Rys.2.2. Charakterystyczna orientacja wyrostków stawowych kręgosłupa szyjnego [76]

ma ogromny wpływ na prowadzenie analizy numerycznej i ich dalszą interpretację.

Jednym z ważniejszych elementów, w strukturze połączeń kręgosłupowych są połączenia stawowe na wyrostkach stawowych. Spełniają one istotną rolę z punktu widzenia mechaniki tzn. powodują kinematyczne ograniczenia ruchu pomiędzy pojedynczymi segmentami ruchowymi oraz biorą udział w przenoszeniu obciążeń.

Wyrostki stawowe dwóch kręgów (niższego i wyższego) posiadają różne geometryczne orientacje, w zależności od obszaru kręgosłupa, co ma wpływ na kinematykę ruchów w danym odcinku. Dla odcinka szyjnego przyjmuje się, iż średnie pochylenie wyrostków stawowych względem siebie wynosi 45° - rys.2.2.

Orientacja wyrostków wyższego i niższego kręgu wskazuje, że są one przystosowane do przenoszenia siły tnącej (ściągającej), co przedstawia szczegółowo rysunek 2.3, oraz przenoszenia obciążeń przez oddziaływanie na niższe kręgi [5].



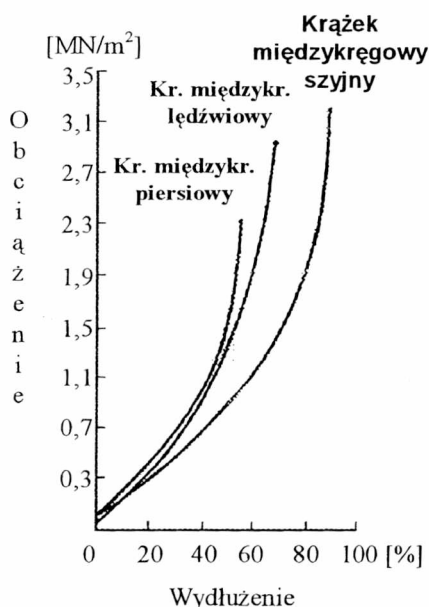
Rys.2.3. Układ sił i struktura segmentu szyjnego w warunkach działania obciążeń ścinających: a) siły działającej w kierunku tylnym przeciwdziałają więzadła międzykolcowe, b) siły działającej w kierunku przednim przeciwdziałają siła pochodząca od kontaktu połączenia stawowego [5]

Obciążenia zginające i rotacyjne także przenoszone są przez połączenia stawowe. Przeniesienie obciążeń ściskających odbywa się przez mechaniczny kontakt końców wyrostków stawowych wyższego kręgu z łukiem wyrostka stawowego niższego kręgu [5].

Połączenia poszczególnych kręgów ze sobą stanowi triada stawowa (triada podparcia). Triada stawowa składa się z trzech połączeń, będących jednocześnie punktami podparcia, które stanowią dwa symetryczne stawy międzywyrostkowe i krążek międzykręgowy. Dodatkowo triadę stawową wzmacniają więzadła i mięśnie, które zapewniają właściwą ruchomość kręgosłupa i jego poprawne funkcjonowanie [8].

Istotne jest także poznanie funkcji krążka międzykręgowego. Krążki międzykręgowe łączą poszczególne segmenty kręgosłupa - trzony kręgów. Dzięki ich własnościom mechanicznym, szczególnie sprężystości możliwa jest wielokierunkowa ruchomość kręgosłupa. Stanowią one jednocześnie elementy przenoszące duże wartości obciążeń oraz elementy amortyzujące, chroniące przed uszkodzeniem struktury kostnej. Mają one także istotną rolę w zachowaniu wewnętrznej stabilności kręgosłupa, będącej wynikiem ciśnienia wewnątrz krążków międzykręgowych. Ciśnienie płynu wchłanianego przez jądro powoduje odpychanie od siebie trzonów kręgów, opór stawiają natomiast więzadła, które mają tendencję do zbliżania trzonów. Stwarza to bardzo stabilny układ między przylegającymi trzonami kręgosłupa. Tak więc kolumna kręgosłupowa składa się na przemian z elementów sztywnych i sprężystych, i charakteryzuje się dużą giętkością związaną z wysoką odkształcalnością krążków międzykręgowych. Wielkość giętkości zależy zarówno od właściwości pierścienia włóknistego i stanu jądra miazdzystego, jak również od ukształtowania kręgosłupa oraz ograniczeń stwarzanych przez więzadła [8].

Wobec tak wielu funkcji spełnianych przez krążki międzykręgowe znajomość ich własności mechanicznych jest bardzo ważna w zrozumieniu procesów zachodzących przy ich udziale. Właściwości mechaniczne świeżego krążka międzykręgowego zostały przedstawione na rysunku 2.4 i w tabeli 2.2.



Rys.2.4. Krzywe obciążenie - wydłużenie dla rozciągania świeżych krążków międzykręgowych kręgosłupa ludzkiego dla przedziału wiekowego 20 - 39 lat [78]

Tabela 2.2. *Własności mechaniczne krążka międzykręgowego w zależności od miejsca pobrania oraz wieku dawcy [78]*

Odcinek kręgosłupa	Przedział wiekowy	
	20 - 39 lat	40 - 79 lat
Maksymalne niszczące obciążenie rozciągające [N]		
szyjny	1029,7 ± 142,2	784,5 ± 84,3
piersiowy górny	1392,0 ± 159,8	1039,5 ± 92,2
Wytrzymałość na rozciąganie [MN/m ²]		
szyjny	3,24 ± 0,19	2,84 ± 0,29
piersiowy górny	2,35 ± 0,10	1,96 ± 0,19
Graniczne wydłużenie (względne) [%]		
szyjny	89 ± 4,2	7,1 ± 3,6
piersiowy górny	55 ± 3,8	41 ± 2,2
Graniczne ściśnięcie [%]		
szyjny	-	35,9
Graniczny kąt skręcenia [°]		
szyjny	38 ± 5,4	31 ± 2,4

Wartości poszczególnych parametrów mechanicznych krążka międzykręgowego są bardzo mocno uzależnione od wieku. Jest to związane z procesem starzenia się tkanek, utraty ich własności biofizycznych, elastyczności a tym samym utraty zdolności do poprawnego funkcjonowania w strukturze przenoszenia obciążeń przez kręgosłup.

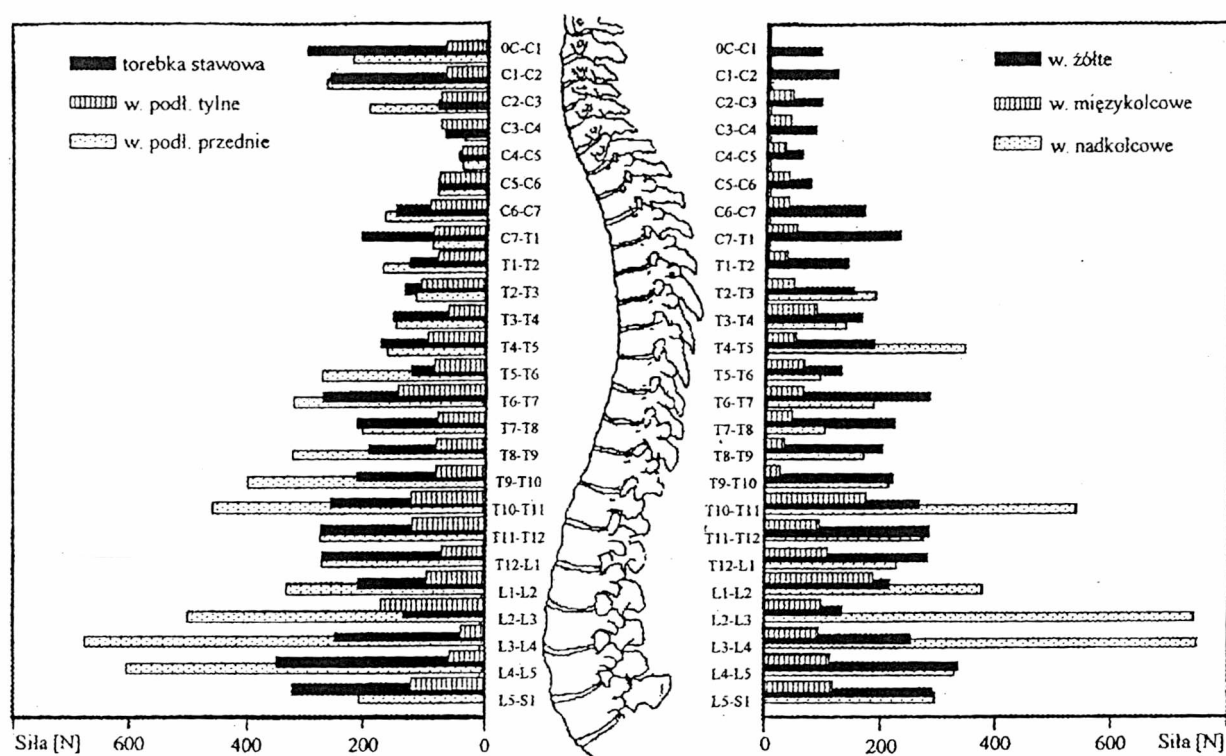
Badania doświadczalne na rozciąganie krążka międzykręgowego, dostarczają ważnych informacji dotyczących wytrzymałości na rozciąganie krążka w stanie nieuszkodzonym. Krążek międzykręgowy podlega różnym obciążeniom fizjologicznym. Jednakże jednym z bardziej interesujących przypadków jest ruch rotacji ponieważ siła ścinająca pojawiająca się w trakcie obciążeń skrętnych, nie jest jednorodnie rozłożona, to znaczy jest ona wyższa wzdłuż obwodu i niższa w środku krążka międzykręgowego. Dlatego też analizy dla obciążeń rotacyjnych nie dostarczają nam precyzyjnych informacji o właściwościach wzdłużnych w przypadku ścinania.

Jednymi z istotniejszych elementów kręgosłupa mających główny wpływ na zachowanie stabilności segmentów ruchowych są więzadła. Autorzy pracy [50] wyznaczyli własności więzadeł odcinka szyjnego kręgosłupa na podstawie badań na preparatach sekcyjnych. Analiza poszczególnych więzadeł prowadzono była *in situ* przez przecięcie wszystkich elementów poza jednym poddawanych badaniom, przy czym analizowano ich wytrzymałość na rozciąganie w badaniach zmęczenia.

Tabela 2.3. Wartości sił rozciągających i odkształcenie prowadzące do uszkodzenia poszczególnych więzadeł kręgosłupa szyjnego [50]

	ALL		PLL		LF		JC		ISL	
	Siła [N]	Odk. [mm]	Siła [N]	Odk. [mm]	Siła [N]	Odk. [mm]	Siła [N]	Odk. [mm]	Siła [N]	Odk. [mm]
C2-C3	207 (98)	8.7 (3.8)	84 (81)	9.6 (9.3)	86 (61)	5.8 (0.8)	211(130)	8.9 (4.6)	37 (2)	7.0 (1.6)
C3-C4	47 (14)	4.2 (1.8)	82 (66)	7.4 (7.1)	75 (8)	3.7 (1.5)	224 (60)	8.7 (2.2)	33 (2)	6.6 (6.1)
C4-C5	47 (13)	4.8 (2.9)	47 (11)	3.4 (1.4)	56 (17)	12.8(7.3)	170 (20)	9.1 (6.0)	26 (24)	6.9 (2.9)
C5-C6	89 (67)	5.0 (1.7)	85 (50)	4.8 (2.0)	89 (48)	8.0 (4.4)	144 (36)	8.7 (7.9)	33 (15)	5.5 (3.1)
C6-C7	176 (25)	13.7(5.7)	102 (29)	5.0 (1.6)	160 (38)	7.7 (0.4)	227(147)	10.0(3.9)	31 (12)	9.2 (6.6)
C7-T1	97 (28)	7.6 (3.8)	95 (23)	6.4 (1.6)	221 (67)	9.9 (6.0)	264 (88)	6.8 (2.8)	45 (32)	8.7 (5.9)

gdzie: ALL - w. podłużne przednie, PLL - w. podłużne tylne, LF - w. żółte, JC - połączenie stawowe, ISL - w. międzykolcowe.



Rys.2.5. Schemat maksymalnej siły rozciągającej prowadzącej do przerwanie poszczególnych więzadeł kręgosłupa człowieka [50]

Powyższe dane stanowią informację dotyczącą wytrzymałości struktur miękkich kręgosłupa w różnych jego odcinkach, a tym samym możliwości uszkodzenia poszczególnych więzadeł i utratę stabilności układu. W odcinku szyjnym największą rolę, z punktu widzenia trwałości połączeń kręgosłupowych, stanowią torebki stawowe. Przy czym ich trwałość (w

segmentach 0C – C2) jest porównywalna z trwałością połączeń stawowych w odcinku lędźwiowym, który przenosi przecież znacznie większe obciążenia (związane choćby z ciężarem tułowia) niż odcinek szyjny. Jednakże należy pamiętać, że właśnie w odcinku szyjnym mamy do czynienia z wysoką ruchliwością i cyklicznością wykonywanych ruchów a tym samym ze zmiennymi obciążeniami kolumny szyjnej. Z tego też względu torebki stawowe, które jak już opisano stanowią istotny element triady podparcia, w odcinku szyjnym charakteryzują się wysokimi właściwościami wytrzymałościowymi.

Kolejnymi, pod względem wytrzymałości, elementami odcinka szyjnego są: więzadło podłużne przednie, więzadło żółte, więzadło podłużne tylne oraz więzadła międzykolcowe i nadkolcowe.

Uwagę zwracają bardzo niskie wartości wytrzymałościowe więzadeł i torebek stawowych w segmentach od C3 do C6. Właśnie w tym obszarze najczęściej dochodzi do uszkodzeń kręgosłupa szyjnego, są to bowiem najmniej trwałe ogniwa odcinka szyjnego.

Dla porównania przedstawionych danych, dotyczących własności mechanicznych struktur kręgosłupa szyjnego, w tabeli 2.4 zebrano dane wykorzystywane przez Maurela i zespół [44] w modelu numerycznym odcinka szyjnego.

Tabela 2.4. *Własności mechaniczne wybranych elementów kręgosłupa szyjnego [44]*

	Moduł Younga [MPa]	Ułamek Poissona	Przekrój [mm ²]
Kręg			
tk. zbita	12000	0,3	
tk. gąbczasta	100	0,3	
łuk kręgowy	6000	0,3	
płytką graniczna	300	0,3	
Krążek międzykręgowy			
jądro	2,5	0.45	
przedni i tylny pierścień włóknisty	110		1,2
boczny pierścień włóknisty	10		1,2
Wieżadła			
w. podłużne przednie	10		0,5
w. podłużne tylne	20		0,5
połączenie stawowe	20		0,6
w. żółte	50		0,4
w. międzykolcowe	3		3
w. nadkolcowe	3		5

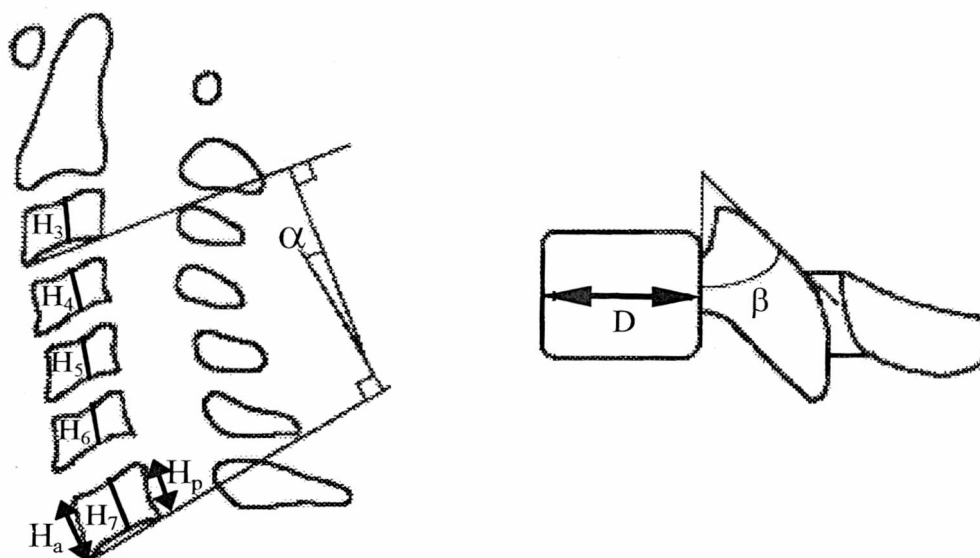
Jeżeli porównamy dane zawarte w powyższej tabeli z danymi z tabeli 2.2 to można zauważyć rozbieżności, w niektórych przypadkach dość znaczne.

Istotne zdaje się całkowite rozdzielenie własności w zależności od rodzaju więzadła, co daje większe zbliżenie do układu rzeczywistego (fizjologicznego) kręgosłupa szyjnego. Ważne jest również wydzielenie poszczególnych składowych krążka międzykręgowego (pierścień włóknisty, jądro miazdyste) ze względu na specyficzną pracę tego elementu.

W ten sposób autorzy [44] poprzez rozbudowę modelu o wprowadzenie zróżnicowania parametrów mechanicznych struktur miękkich i twardych, w pełniejszy sposób zbliżą się do określenia zjawisk zachodzących w kręgosłupie szyjnym, które trudno jest przeanalizować na drodze doświadczalnej.

2.2. PARAMETRY GEOMETRYCZNE STRUKTUR KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

W analizie warunków przenoszenia obciążeń oraz w badaniach modelowych niezbędne jest określenie parametrów geometrycznych badanego obiektu. Szczególnie istotne jest wyznaczenie wymiarów kręgów, krążków międzykręgowych, wzajemnego położenia wyrostków stawowych oraz cech ukształtowania kręgosłupa tzn. lordozy szyjnej [8]. Przykład doboru tych parametrów przedstawiono na podstawie badań radiologicznych grupy osobników w wieku 17 i 18 lat zaczerpniętych z literatury [35].



Rys.2.6. Schemat i określenie parametrów użytych do oszacowania własności geometrycznych odcinka szyjnego kręgosłupa: $H_3 \div H_7$ – wysokość centralna trzonów, H_a i H_p – przednia i tylna wysokość trzonów, D – średnica kręgu (w płaszczyźnie podłużnej), α – kąt lordozy szyjnej, β – kąt pochylenia wyrostka stawowego [35]

Testowano korelację między wzrostem kręgosłupa szyjnego a połączeniem wyrostków stawowych i rozwojem lordozy szyjnej [35]. Analizę rentgenów prowadzono dla pozycji bocznej. Szacowano takie wartości jak: średnica i centralna wysokość kręgu szyjnego, przedni i tylny stosunek wysokości kręgu, indeks wysokości ciała (BHI - stosunek przedniej wysokości kręgów szyjnych do tylnej wysokości), kąt połączenia wyrostków stawowych - rysunek 2.5. Wysokość odcinka szyjnego sumowano w centralnej wysokości C3 - C7, oraz mierzono kąt lordozy szyjnej - α (C3 - C7). Dane zebrano i przedstawiono w tabelach 2.5 – 2.7.

Tabela 2.5. Własności geometryczne kręgu [35]

	średnica kręgu D [mm]		wysokość kręgosłupa $H_3+H_4+H_5+H_6+H_7$ [mm]		indeks wysokości ciała H_a / H_p [mm]	
wiek	M	K	M	K	M	K
17	18,01±0,58	16,98±0,88	70,20±1,90	61,90±2,30	0,98 ±0,01	0,96±0,01
18	18,23±0,45	17,06±0,55	70,70±2,70	62,50±2,10	0,98 ±0,01	0,98±0,02

M - mężczyzna, K - kobieta,

Relacje geometryczne kręgów, są bardzo użytecznymi danymi do realizacji modeli fizycznych, a szczególnie modeli numerycznych.

Tabela 2.6. Kąt C3 - C7 (α) [35]

wiek	M [°]	
17	15,7 ± 7,7	15,3 ± 8,2
18	16,0 ± 7,5	15,9 ± 3,3

Kąt nachylenia wyrostków stawowych względem siebie jest istotny ze względu na dużą ich rolę w przenoszeniu obciążeń odcinka szyjnego, co zostało już podkreślony w trakcie omawiania własności mechanicznych.

Tabela 2.7. Kąt wyrostka stawowego β [35]

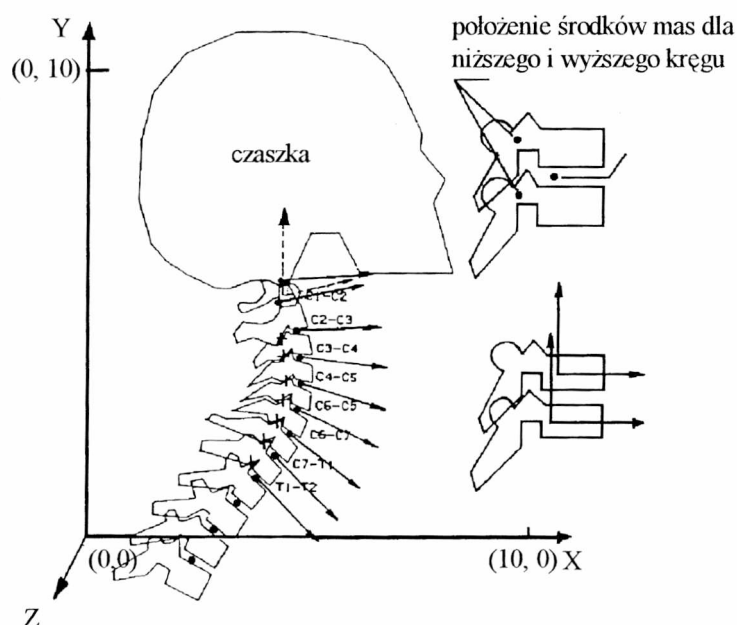
	M [°]			K [°]		
wiek	C5	C6	C7	C5	C6	C7
17	40,8 ± 3,1	36,2 ± 3,7	27,4 ± 4,3	41,3 ± 3,0	34,7 ± 4,5	27,2 ± 4,2
18	42,3 ± 2,5	36,1 ± 4,5	27,4 ± 4,0	41,7 ± 3,0	35,3 ± 2,7	25,2 ± 2,8

Poznanie globalnego i lokalne rozmieszczenia punktów charakterystycznych, jak położenie środków masy kręgów szyjnych i krążków międzykręgowych, określenie współrzędnych sił działających na kręgosłup szyjnego w położeniu neutralnym, daje mocne podstawy do realizacji modeli fizycznych i numerycznych.

Dlatego też przedstawiono poniżej szczegółowe parametry geometryczne odcinka szyjnego kręgosłupa bazując na materiale zebranym w pracy [45]. Dane te w istotny sposób wspomagają poznanie i opisanie zjawisk zachodzących w całym odcinku szyjnym kręgosłupa. Jednocześnie stanowią znakomity materiał bazowy do budowy modeli zarówno fizycznych jak i numerycznych.

Tabela 2.8. Wybrane własności mechaniczne i zależności geometrycznych kręgów szyjnych (pozycja neutralna) [45]

Elementy	Środek masy w systemie globalnym [mm]		Masa jednostkowa [kg]	Główny moment bezwładności [$\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot 10^{-4}$]		
	x	y		x	y	z
głowa	122,8	178,7	4,53	356	516	516
C1	103,4	131,4	0,156	3,3	4,3	2,6
C2	105,5	116,3	0,156	3,3	4,3	2,6
C3	108,55	101,8	0,156	3,3	4,3	2,6
C4	109,7	89,64	0,205	1,5	5,6	3,7
C5	109,0	77,24	0,269	6,0	1,4	4,9
C6	106,5	66,43	0,226	2,0	9,7	5,3
C7	99,78	55,6	0,400	21,0	26,0	6,0



Rys.2.7. Model globalny kręgosłupa szyjnego w pozycji neutralnej w układzie głowa - szyja [45]

Tabela 2.9. Wybrane własności mechaniczne i zależności geometrycznych krążków międzykręgowych kręgosłupa szyjnego [45]

Połączenia (segmenty ruchowe)	Globalne współ. środka dysku [mm]		Pochylenie siły w kier. x [$^{\circ}$]	Globalne współ. środka siły [mm]		Kąt pochylenia siły [$^{\circ}$]
	x	y		x	y	
głowa / C1	106,9	139,1	5	106,8	136,8	90
C1 / C2	106,4	127,3	13	111,7	131,2	7
C2 / C3	115,8	111,6	5	109,2	108,75	58
C3 / C4	118,9	97,24	-3	111,8	98,22	45
C4 / C5	119,3	82,68	-15	112,1	84,71	33
C5 / C6	117,7	68,57	-25	110,4	73,52	28
C6 / C7	112,8	55,29	-37	106,4	62,04	22
C7 / T1	104,1	43,85	-45	100,1	50,75	11

Przedstawione dane, dotyczące własności mechanicznych i geometrycznych kręgosłupa szyjnego człowieka, umożliwiają rozpoznanie zjawisk mechanicznych zachodzących w odcinku szyjnym. Znajomość własności mechanicznych poszczególnych komponentów kręgosłupa szyjnego jest niezbędna do rozważania podstawowych jak i złożonych procesów biomechanicznych odcinka szyjnego.

Przeprowadzona analiza własności mechanicznych struktur kręgosłupa szyjnego człowieka nie pozawala na jednoznaczne określenie parametrów mechanicznych tkanek kostnych i więzadłowych. Stwarza to problemy związane z możliwością poprawnego odwzorowania zachowań kolumny kręgosłupowej szczególnie w przypadku prowadzonych symulacji numerycznych. W zależności od przyjętych i zastosowanych własności mechanicznych otrzymujemy wyniki, które mogą zupełnie odbiegać od stanu rzeczywistego lub przybliżyć się do procesów zachodzących w strukturach kręgosłupowych.

Określenie wartości własności mechanicznych jak i zależności geometrycznych kręgosłupa szyjnego było niezbędne do realizacji celów założonych w pracy, a związanych między innymi z budową modeli fizycznych oraz numerycznych odcinka szyjnego. Dlatego też istotne było określenie pewnych parametrów, dotyczących:

- geometrycznych relacji między poszczególnymi kręgami, między kręgami a strukturami miękkimi, to znaczy więzadłami, torebkami stawowymi i krążkami międzykręgowymi,
- sposobu podparcia kręgów, dla poprawnego odwzorowania triady stawowej będącej podstawą w procesie przenoszenia obciążeń,
- funkcjonowania pewnych połączeń kręgosłupowych (wyrostków i torebek stawowych, krążków międzykręgowych) pod działaniem obciążeń, związanych z normalną pracą kręgosłupa człowieka,
- ustalenia konkretnych wartości własności mechanicznych tkanek twardych i miękkich, które umożliwią prowadzenie poprawnych jakościowo analiz biomechanicznych.

Przeprowadzona analiza własności mechanicznych struktur kręgosłupa szyjnego i jego związków geometrycznych umożliwiła poznanie i zastosowanie powyższych zależności w budowie i badaniu modeli fizycznych i numerycznych odcinka szyjnego. Odnosząc się do publikacji czołowych badaczy z zakresu kręgosłupa szyjnego tj.: Maurela, Lavaste, Skalli [44], do dalszych badań własnych przyjęto wartości mechaniczne struktur kręgosłupa szyjnego, które przedstawiono w tabeli 2.4 niniejszego rozdziału.

3. MODELE MECHANICZNE KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

3.1. GLOBALNY I LOKALNY MODEL MIĘŚNIOWY ODCINKA SZYJNEGO

Budowa mechanicznego modelu systemu kręgosłupowego, wiąże się między innymi z identyfikacją i rozpoznaniem lokalnego i globalnego systemu.

Aktywne elementy - mięśnie biorące udział w przenoszeniu sił od głowy przez odcinek szyjny do kręgosłupa piersiowego są wyznaczone przez oba systemy. Który z systemów będzie spełniał daną (aktywną) rolę zostanie wyznaczone poprzez dokładną analizę mechanicznych zadań spełnianych przez dane elementy jak i ich roli w przenoszeniu obciążeń.

Główną rolą systemu globalnego jest utrzymanie układu w równowadze, podczas działania sił zewnętrznych, jednakże w dalszej kolejności siły te są przenoszone na system lokalny. Toteż duże zmiany rozkładu siły zewnętrznej powinno powodować tylko małe zmiany siły wynikowej na kręgosłup szyjny.

Tak więc zasadniczo system lokalny zależy od wielkości (nie rozkładu) zewnętrznej siły i ukształtowania (krzywizny) kręgosłupa szyjnego [6].

Kręgosłup z nieuszkodzonymi więzadłami, lecz pozbawiony mięśni jest ekstremalnie niestabilną strukturą. Mięśnie posiadają wiele funkcji biomechanicznych związanych z dostarczeniem dynamicznej stabilności kręgosłupa, utrzymaniem poprawnej postury całej kolumny oraz z dostarczaniem ruchu podczas fizjologicznej aktywności poprzez generowanie momentów gnących i obrotowych. Mięśnie mogą również odgrywać pewną rolę w ochronie kręgosłupa podczas zaistnienia urazu jak i w fazie pourazowej.

Dlatego też mięśnie szkieletowe są tak istotnym elementem funkcjonującym w kolumnie kręgosłupowej i których roli nie wolno pomijać w rozważaniach i analizie zjawiska stabilności i niestabilności.

3.1.1. CZYNNOŚCI I MECHANIKA MIĘŚNI

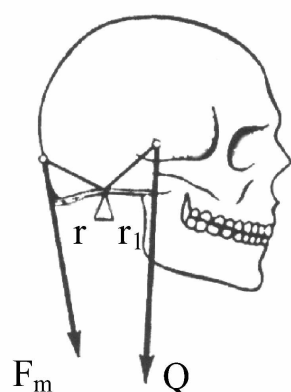
Układ ruchu człowieka obejmuje część bierną (kości i ich połączenia) oraz część czynną, to jest mięśnie. Mięśnie szkieletowe charakteryzują się poprzecznym prążkowaniem oraz zależnością od woli człowieka. Mięśnie (w tym głównie szkieletowe) stanowią u człowieka około 40% masy ciała.

Mięśnie reagują, na bodźce płynące z układu nerwowego, skurczem. Przy skurczu wytwarza się energia cieplna oraz mechaniczna (na pokonanie sił zewnętrznych i własnych oporów ruchu), dzięki której możliwy jest ruch [16].

Wynikiem pracy mięśni może być ruch kości w stawach albo utrzymanie pozycji ciała bądź jego części. Ruch jest pracą dynamiczną, ustalenie stawów w stabilności to praca statyczna, przy czym mięsień aktywnie może działać tylko w jednym kierunku, to znaczy może kurczyć się i ciągnąć lecz nie popychać. Mięśnie nawet w stanie spoczynku mają pewien stopień napięcia zależny od bodźców płynących z układu nerwowego. Impulsy układu nerwowego wywołują dwa działania - skurcz mięśnia i wzmożone jego napięcie, a właśnie praca mięśni zależy od siły mięśnia i wielkości skurczu [47].

Mięśnie szkieletowe stanowią źródło siły w układzie ruchu człowieka. Siła ta przykładana jest do kości w punktach przyczepu mięśnia, które znajdują się w pewnej odległości od osi obrotu stawu. W tej sytuacji siła mięśniowa F_m może wraz z kością (traktowaną jako człon podparty w punkcie osi obrotu) oraz siłą zewnętrzną F_z stanowić dźwignię jedno- lub dwuramienną.

Właśnie staw szczytowo - potyliczny odcinka szyjnego kręgosłupa stanowi prosty układ dźwigni dwuramiennej. Punkt podparcia znajduje się w stawie szczytowo - potylicznym, opór stanowi ciężar głowy, a mięśnie potylicy działają jako siła mięśniowa. Tego rodzaju dźwignia pociąga za sobą małe zużycie energii mięśniowej, dlatego też nazywana jest często dźwignią oszczędnościową.



$$F_m r = Q r_l$$

F_m - siła mięśni potylicznych

Q - siła ciężkości głowy

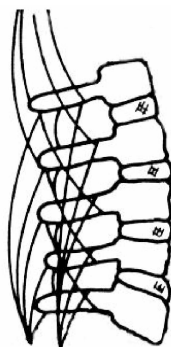
Rys.3.1. Schemat dźwigni dwuramiennej w stawie szczytowo - potylicznym odcinka szyjnego kręgosłupa [42]

W aspekcie morfologiczno - geometrycznym siła mięśni zależy od jego budowy. O wielkości siły mięśniowej decyduje ilość i rozmieszczenie włókien mięśniowych. Siła mięśniowa uzależniona jest natomiast, od przekroju fizjologicznego mięśnia. Bochenek i Reicher podają, że na 1 cm^2 przekroju fizjologicznego mięśnia przypada od 50N do 120N (średnio około 85N) [16].

3.1.2. LOKALNY MODEL MIĘŚNIOWY

Wszystkie mięśnie które mają swoje początki lub przyczepy na kręgach, definiujemy jako należące do systemu lokalnego.

System lokalny jest "używany" do utrzymywania (kontroli) fizjologicznej krzywizny (lordozy szyjnej) oraz do utrzymywania sztywności w płaszczyźnie strzałkowej i bocznej. System lokalny "kontroluje" także mechaniczną stabilność kręgosłupa szyjnego.



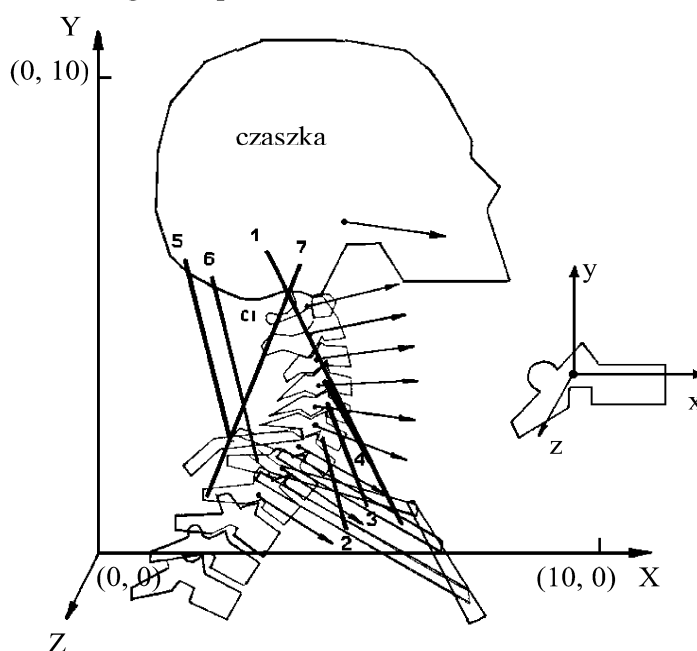
Rys.3.2. Schemat ideowy systemu lokalnego tworzonego przez mięśnie przytwierdzone do kręgów szyjnych

3.1.3. GLOBALNY MODEL MIĘŚNIOWY ODCINKA SZYJNEGO

System globalny zawiera komponenty aktywne - mięśnie, które przenoszą obciążenia z czaszki na niższe odcinki kręgosłupa (odcinek piersiowy i lędźwiowy). To mięśni układu globalnego można zaliczyć mięśnie:

- mięśnie powierzchowne, do których należą: m. czworoboczny (5), m. mostkowo - obojczykowy (1) i m. pochyły tylny i środkowy (2,3) - które łączą, od strony przedniej, niższe kręgi kręgosłupa szyjnego z klatką piersiową,

- mięśnie płatowe - głębokie, do których należą: m. płatowy głowy (7), m. poprzeczny kolcowy głowy (6) i m. dźwigacz łopatki.



Rys.3.3. Układ mięśni biorących udział w ruchach szyja - głowa. Model głowa - szyja w układzie lokalnym i globalnym [35]

- | | |
|---|------------------------------------|
| 1 - m. mostkowo - obojczykowo - sutkowy | - sCH (sterno - cleido - mostoid), |
| 2 - m. pochyły tylny | - sP (scalenus posterior), |
| 3 - m. pochyły środkowy | - sM (scalenus medius), |
| 4 - m. pochyły przedni | - sA (scalenus anterior), |
| 5 - m. czworoboczny | - T (trapezius), |
| 6 - m. poprzeczny kolcowy głowy | - ssC (semi - spinalis capitis), |
| 7 - m. płatowy głowy | - sC (splenius capitis). |

Własności mechaniczne i geometryczne mięśni przedstawionych na powyższym schemacie zebrane zostały w tabeli 3.1.

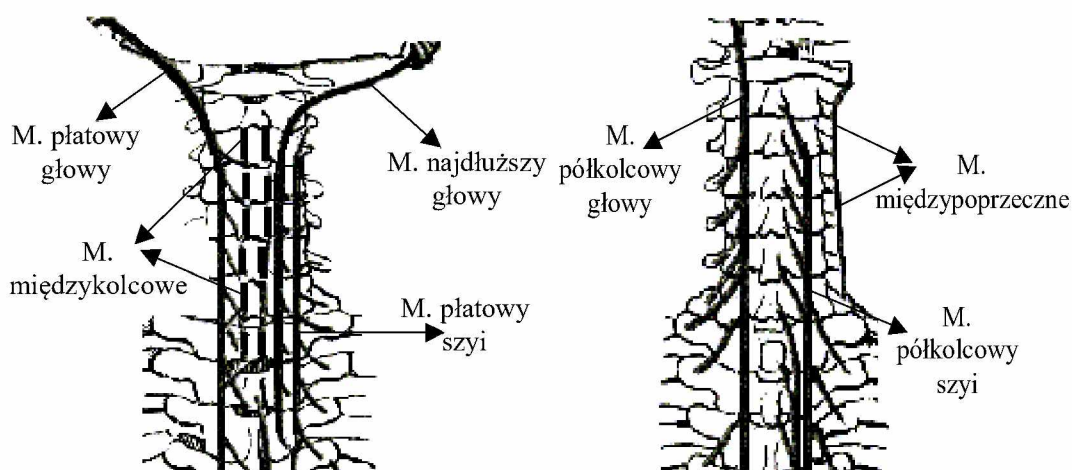
Tabela 3.1. Wybrane własności mechaniczne i zależności geometryczne mięśni odcinka szyjnego (pozycja neutralna) [35]

	PUNKTY PRZYCZEPÓW MIĘŚNI W UKŁADZIE GLOBALNYM						
Mięsień	Przyczepy górne [mm]			Przyczepy dolne [mm]			Sztywność [N· m ⁻¹]
	x	y	z	x	y	z	
sCM	85,33	159,70	43,18	143,6	30,31	31,75	17,9
ssC	56,56	147,30	7,62	81,23	39,92	101,60	9,5
T	43,37	154,20	25,40	65,89	58,90	33,02	3,6
sC	100,40	151,40	53,34	55,08	29,70	0	12,2
sP	110,90	66,48	25,40	123,10	13,50	76,20	6,8
sM	114,00	79,20	25,40	133,80	22,23	63,50	7,5
sA	112,70	91,80	25,40	150,20	14,74	55,88	8,3

Ze względu na istotną rolę mięśni głębokich grzbietu (mięśnie płatowe i mięśnie długie grzbietu), które ze względu na swą wspólną czynność otrzymały nazwę mięśnia prostownika grzbietu, należy uznać, że właśnie ta grupa mięśniowa stanowi podstawowy element systemu globalnego.

Mięśnie głębokie grzbietu, jak wspomniano wyżej, stanowią zespół prostujący kręgosłup, a więc przyczyniają się do utrzymywania pionowej postawy ciała. Mięśnie te stabilizują kręgosłup i przy wykonywaniu ruchów zawsze współpracują z innymi mięśniami.

W odcinku szyjnym do grupy mięśni głębokich należą: mięsień najdłuższy głowy i szyi, mięśnie płatowe, mięsień poprzeczno – kolcowy, mięśnie kolcowe, międzykolcowe i międzypoprzeczne – rys.3.4.



Rys.3.4. Wybrane mięśnie głębokie odcinka szyjnego kręgosłupa [65]

Mięśnie płatowe leżą w okolicy karku, w ich skład wchodzi: mięsień płatowy głowy i szyi. Mięsień płatowy działając obustronnie prostuje głowę. W skurczu jednostronnym pochyla i obraca głowę w swoją stronę. Natomiast silny mięsień półkolcowy składa się z licznych pęczków biegnących od wyrostków poprzecznych 5 dolnych kręgów szyjnych i

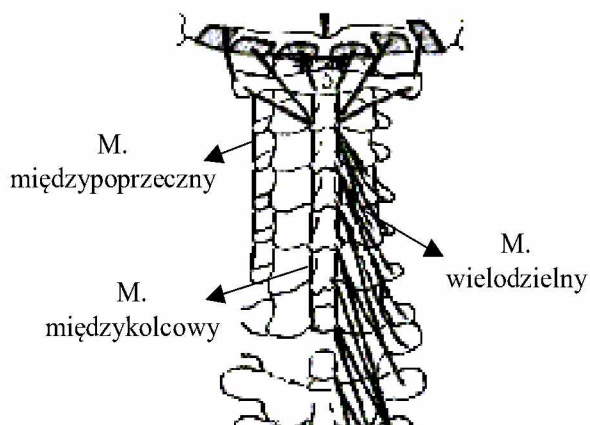
wyrostków poprzecznych kręgów piersiowych do wyrostków kolczystych 6 dolnych kręgów szyjnych i 5 górnych piersiowych. Zgina on kręgosłup w swoją stronę i obraca w stronę przeciwną. Działając obustronnie prostuje kręgosłup.

Tak więc mięśnie układu globalnego spełniają ważną rolę w procesie przenoszenia obciążeń, jak i stabilizacji kolumny kręgosłupowej.

3.1.4. POŁĄCZENIA KRĘGÓW

Poza wymienionymi dużymi mięśniami istnieją krótkie mięśnie kręgosłupa, przyczepiające się do sąsiadujących ze sobą kręgów. Są to mięśnie międzykolcowe i międzypoprzeczne – rys.3.5.

Mięśnie międzykolcowe, łączące wyrostki kolczyste, prostują kręgosłup. Mięśnie międzypoprzeczne – pochylają kręgosłup ku bokowi. Mięśnie łączące wyrostki poprzeczne kręgów niższych z wyrostkami kolczystymi kręgów wyższych obracają kręgosłup w stronę przeciwną [46].



Rys.3.5. *Mięśnie krótkie kręgosłupa szyjnego* [65]

Działanie mięśni krótkich jest silniejsze tam, gdzie wyrostki kręgów są dłuższe, co stanowi silniejsze działanie dźwigni. W przypadku odcinka szyjnego wyrostki podłużne jak i poprzeczne są znacznie krótsze od pozostałych odcinków, co w rezultacie daje mniejsze działanie siły.

Biorąc pod uwagę ogromne różnice powierzchni poszczególnych mięśni (które oznaczają duże różnice w osiągnięciu maksymalnej siły mięśniowej) i różnice w długości mięśni, można określić zróżnicowanie pod względem mechanicznej roli jaką dana grupa mięśniowa spełnia. Z tego punktu widzenia duże grupy mięśniowe (np. mięśnie płatowe, mięsień czworoboczny) spełniają ważniejszą rolę w układzie obciążenia kręgosłupa, jak i jego zewnętrznej stabilizacji.

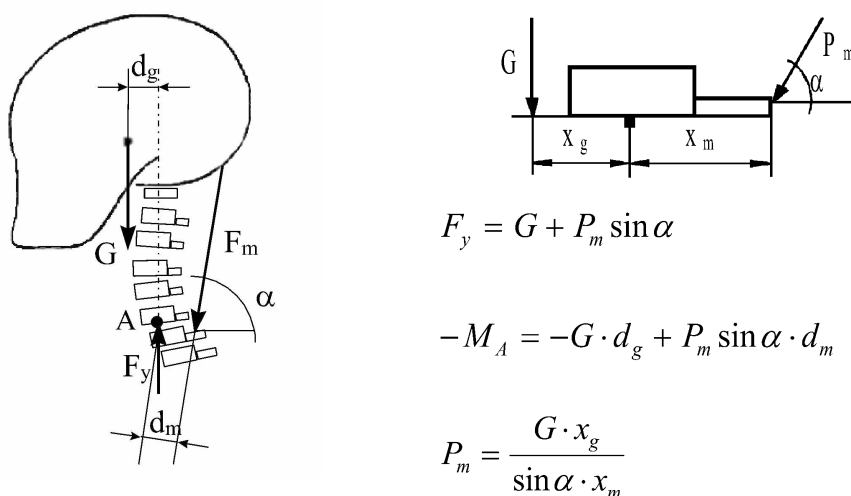
Poznanie oraz zrozumienie funkcji jakie spełniają mięśnie ma duże znaczenie dla określenia ich roli w działaniu kolumny kręgosłupowej. Uszkodzenie lub porażenie mięśni lub grupy mięśniowej prowadzi nie tylko do braku ruchu wykonywanego przez te mięśnie, lecz również do patologicznego ustawiania kręgosłupa, spowodowanego różnicą napięcia i siły. Zniekształcenie takie może się nasilać i utrzymywać. Oprócz tego brak czynności statycznych i dynamicznych może znacznie osłabić zachowanie stabilności kręgosłupa.

3.1.5. PODSTAWOWE MODELE MECHANICZNE ODCINKA SZYJNEGO

Uszkodzenie kręgosłupa w wyniku urazu przeciążeniowego jest, jak już wspomniano, charakterystycznym uszkodzeniem odcinka szyjnego. Przy czym znaczny wpływ na stan przeciążenia mają tzw. czynniki mechaniczne jak: rozkład obciążeń, struktura sił, ukształtowanie własności fizycznych struktur kręgosłupa, jak: kręgi, stawy, więzadła, mięśnie itp. Znajomość wartości i kierunków działania tych obciążeń jest istotna dla zrozumienia zarówno normalnych funkcji kręgosłupa, jak również występujących zmian, sprzyjających powstawaniu chorób czy też deformacji elementów kręgosłupa.

W związku z tym przeprowadzono analizę mechanizmów uszkodzenia kręgosłupa tzn. urazu powstającego w wyniku kompresji i zgięcia.

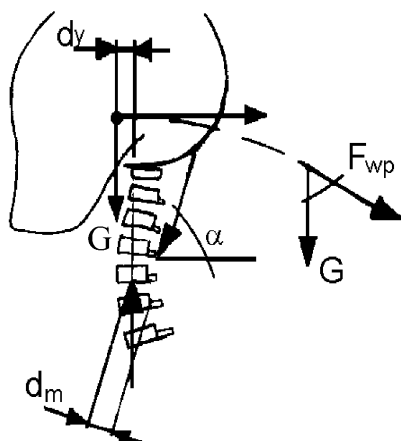
W układzie równowagi (rys.3.6) rozkład sił ma następującą postać: kręgosłup szyjny obciążony jest siłą G przyłożoną w punkcie środka ciężkości głowy, siła P_m jest siłą pochodzącą od mięśni, które równoważą ciężar głowy i pozwalają na stabilny i równoważny układ szyja-głowa. Ponieważ, jak wynika ze statystyk (tabele przedstawiające wysokość uszkodzonego segmentu w zależności od przyczyny urazu), najczęściej uszkodzeniu ulegają dolne partie kręgosłupa szyjnego, a ściślej segment C5-C6, to w związku z tym w punkcie podparcia kręgu C5 przyłożona została dodatkowo - siła reakcji F_y [14].



Rys.3.6. Schemat rozkładu sił: a) w układzie czaszka –kręgosłup szyjnego, b) w pojedynczym kręgu; G - ciężar głowy w punkcie środka ciężkości, P_m - siła mięśni podpotylicznych, F_y - siła reakcji w punkcie podparcia kręgu C5

Na schemacie 3.7 z zamodelowanym urazem powstającego z mechanizmu wyprostnego, siła sprawcza uszkodzenia F_{wp} działając w płaszczyźnie strzałkowej przemieszcza głowę wraz z całym odcinkiem szyjnym kręgosłupa ku tyłowi (w przypadku zgięcia głowy do przodu siła F_{wp} będzie miała ten sam kierunek, lecz przeciwny zwrot). Jeżeli siła z jaką działa głowa na odcinek szyjny wynosi około 50 N, to siła reakcji F_y w segmencie C5-C6 dochodzi do 90 N, przy czym jest ona w ścisłym związku z siłą mięśni karku. Zmniejszenia kąta działania siły P_m będzie automatycznie podnosiło wartość siły

reakcji. Jednocześnie gdy zmiana kąta α będzie zachodziła z dużym przyspieszeniem (jak w wypadkach lokomocyjnych) to siła F_y może wzrosnąć kilkakrotnie [14].



$$F_y = G + P_m \sin \alpha + F_{wp} \cos \beta$$

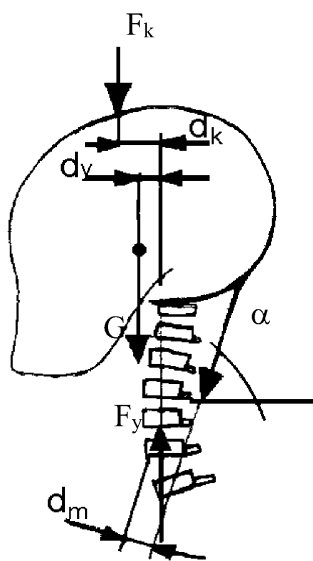
$$-M_A = -G \cdot d_y + P_m \sin \alpha \cdot d_m + F_{wp} \cdot d_{wp}$$

Rys.3.7. Schemat rozkładu sił podczas działania siły (F_{wp}) działającej w płaszczyźnie strzałkowej

Należy w tym miejscu zaznaczyć, że obowiązek jazdy w pasach bezpieczeństwa (stabilizacja tułowia) zmniejsza możliwość ciężkiego urazu klatki piersiowej, lecz jednocześnie przy uderzeniu samochodu w przeszkodę - zwiększają dynamikę przemieszczenia głowy względem tułowia. Tym samym prowadzi to do zwiększonego niebezpieczeństwa przemieszczeń w obrębie kręgosłupa szyjnego.

W wyniku działania siły F_{wp} dolne, tylne krawędzie kręgu ulegają ścisnaniu, wyrostki podlegają dużym naciskom co może doprowadzić do złamania w tym obszarze. Jeśli siła urazu nie jest na tyle duża aby doszło do złamania, to możliwe jest przesunięcie wyżej położonych kręgów ku przodowi względem kręgów leżących niżej, co w rezultacie prowadzi do zwężenia kanału rdzeniowego (zespoły bólowe, niedowłady).

W przypadku zadziaływania zewnętrznej siły w osi kręgosłupa, na ciemieniową część czaszki, otrzymujemy kompresyjny model obciążenia – rysunek 3.8. W zależności od siły urazu F_k może dojść do zgniecia lub zmiażdżenia kręgów szyjnych w miejscu wyładowania tej siły.



$$F_y = G + P_m \sin \alpha + F_k$$

$$-M_A = -G \cdot d_g + P_m \sin \alpha \cdot d_m + F_k \cdot d_k$$

Rys.3.8. Schemat rozkładu sił podczas działania siły kompresyjnej (F_k) działającej w osi kręgosłupa

Bardzo istotne jest tworzenie i opracowywanie modeli, w tym modeli uproszczonych, umożliwiających wyznaczanie nawet szacunkowych obciążeń kręgosłupa, które służą w analizie warunków pracy kręgosłupa, ocenie patomechanizmu przeciążeń, także stosowania implantów jak również prowadzenia badań doświadczalnych i numerycznych. Najczęściej zastosowanie znajdują modele uproszczone, gdyż - jak wiadomo – odtworzenie pełnego, rzeczywistego modelu obciążeń kręgosłupa człowieka jest niemożliwe. Związane jest to z jego zróżnicowaną budową, czynnościami, własnościami mechanicznymi i wzajemnym oddziaływaniem [8].

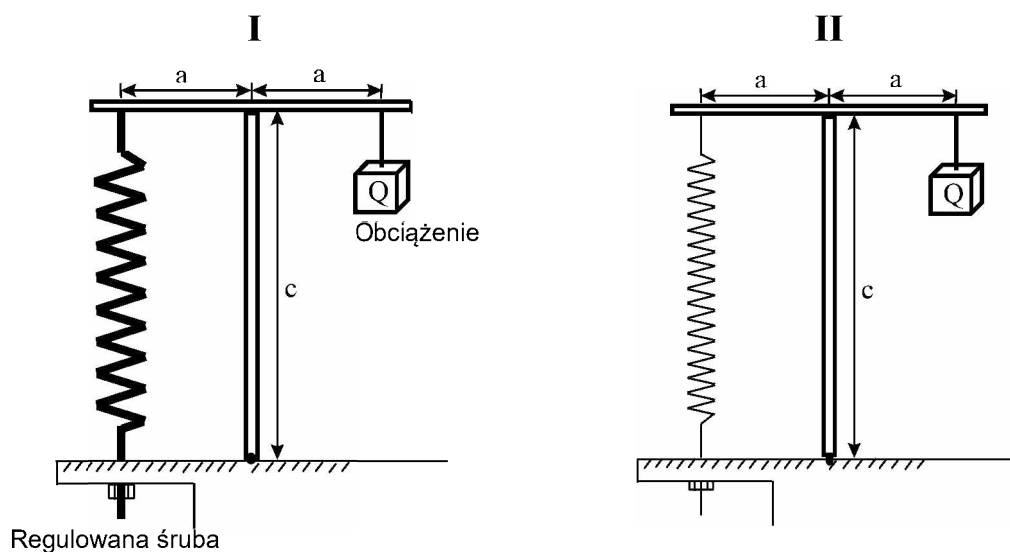
Dlatego też określenie korelacji pomiędzy poszczególnymi strukturami kręgosłupowymi i ich wpływu na zachowanie równowagi układu stanowi podstawę do prowadzenia dalszych prac eksperymentalnych i budowy modeli numerycznych. Wyznaczenie wartości i kierunków sił działających w różnych układach obciążeniowych umożliwia poprawne zamodelowanie struktury obciążeniowej kręgosłupa szyjnego i odtworzenie jej w badaniach doświadczalnych i analizie numerycznej.

3.2. MECHANICZNE MODELE KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Odpowiedź na pytanie w jaki sposób utrzymywana jest stabilna równowaga w systemie kręgosłupowym jest jednym z ważniejszych zagadnień, które należy rozważyć dla zrozumienia procesów zachodzących w poddawanym ciągłym, zmiennym obciążeniom kolumny kręgosłupa szyjnego. W tym celu rozważone przeanalizowano modele mechaniczne odcinka szyjnego utworzone na podstawie modeli Bergmarka [5].

3.2.1. PODSTAWOWE MODELE RÓWNOWAGI KOLUMNY KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

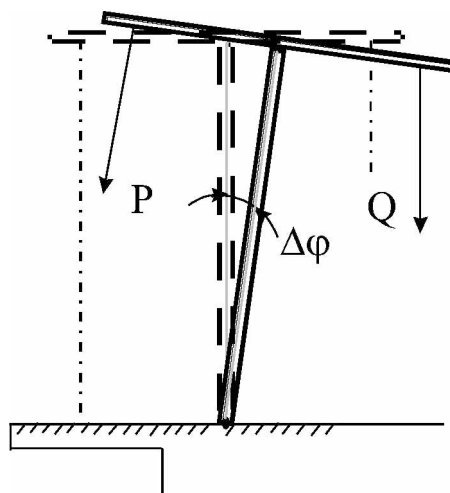
Analiza stanu równowagi rozpatrzona została na uproszczonych modelach systemu kręgosłupowego, dla dwóch wersji I i II, co przedstawiono na rysunku 3.9.



Rys.3.9. Schematy modeli stanu równowagi; Układ I posiada znacznie sztywniejszy element sprężysty niż układ II; Sztywność w płaszczyźnie strzałkowej jest pomijalnie mała

Równowaga pokazanego powyżej układu “T” może być osiągnięta w obu przypadkach poprzez regulowaną śrubę, dzięki której możliwe jest uzyskanie takiego napięcia elementu sprężystego by równoważył on ciężar Q (przy czym element sprężysty układu II musi być mocniej napięty niż w układzie I co jest konsekwencją różnic sztywności tych komponentów). Jakkolwiek równowaga jest stała tylko wówczas gdy element sprężysty jest wystarczająco sztywny.

Aby sprawdzić czy układ jest w stałej równowadze należy wprowadzić zewnętrzne niewielkie zakłócenia do rozważanej struktury. W praktyce wystąpienie zakłóceń jest nie do uniknięcia. Założono, że zaburzenie składa się z niewielkiego kąтового nachylenia $\Delta\varphi$ od pozycji pierwotnej “T” jak na rysunku 3.10.



Rys.3.10. Układ z niewielkim kątowym zaburzeniem $\Delta\varphi$

Siła pochodząca od obciążenia Q zwiększa zaburzenie kątowe $\Delta\varphi$ podczas gdy siła P elementu sprężystego “próbuję” przywrócić układ do pozycji równowagi $\Delta\varphi = 0$. Dlatego też pytanie o stabilność czy niestabilność można zredukować do pytania, która z sił przeważy P czy Q ?

Ponieważ element sprężysty został wydłużony, siła P ma wyższą wartość niż siła Q . Czy można to zrównoważyć zmniejszając ramię siły P a zwiększając ramię obciążenia Q ? Tak, lecz pozostawiając układ w takich samych zależnościach geometrycznych, brak dalszych zmian zakłócenia $\Delta\varphi$ oznacza większy wzrost siły F sztywnego elementu sprężystego. Dlatego też można określić, że stała równowaga przeważa jeżeli element sprężysty jest bardzo sztywny a stan równowagi jest niestały jeżeli sztywność elementu sprężystego jest bardzo niska.

Istnieje zatem krytyczna sztywność powyżej której układ jest w stałej równowadze a poniżej traci równowagę.

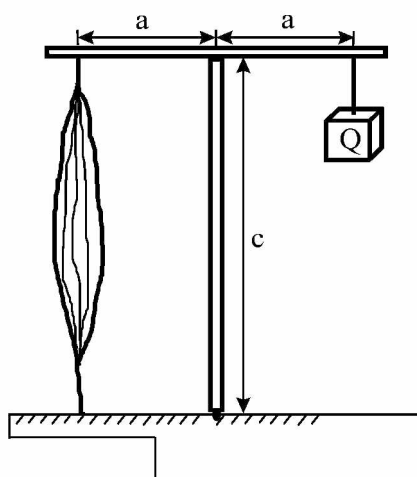
Należy więc, w celu określenia stanu równowagi, rozpatrywać i określić sztywność danego układu. Oprócz tego należy przyjąć założenie, iż podstawą analizy stanu równowagi

jest przyjęcie, że: stabilna równowaga panuje wówczas gdy energia potencjalna układu jest minimalna.

Na energię potencjalną układu, demonstrowanego na rysunku 10.3, składają się dwa komponenty. Pierwszy to energia potencjalna obciążenia Q . Zmniejsza się ona do wartości ΔQ gdzie obciążenie przemieszcza się o odległość Δ . Drugi to energia kumulowana w elemencie sprężystym, wzrasta ona do wartości $Q\delta + 1/2 k\delta^2$, gdzie element sprężysty jest wydłużony o niewielką odległość δ od pozycji równowagi, a k jest sztywnością elementu sprężystego. Energia potencjalna systemu pokazanego na rysunku 3.10 posiada minimum dla $\Delta\varphi = 0$ jeżeli sztywność elementu sprężystego jest $k > k_{kr}$ gdzie:

$$k_{kr} = Q \frac{c}{a^2} \quad (3.1)$$

Następnie zakładamy, że element sprężysty podstawowego układu (rys.3.11) jest wymieniony przez mięśnie. Nie jest więc teraz potrzebna regulowana śruba, ponieważ mięśnie posiadają zdolność do dostarczenia pewnej wymaganej siły (w ramach pewnego limitu) na ustalonej długości.



Rys.3.11. Układ z elementem mięśniowym w miejscu elementu sprężystego

Eliminacja powstających zakłóceń $\Delta\varphi$ może być rozwiązywana dwoma różnymi drogami. Pierwsza zachodzi gdy sztywność mięśniowa jest wystarczająco wysoka. Wówczas stabilność jest automatycznie utrzymywana tak długo jak osiągnąta jest równowaga. Inne rozwiązanie jest niezbędne gdy sztywność mięśniowa jest zbyt niska, równowaga jest tracona gdy układ jest niestabilny mechanicznie, jednakże odchylenie od pozycji pionowej jest utrzymywane przez ciągłą i właściwą regulację siły mięśniowej większą od sztywności.

3.2.1.1. Sztywność mięśniowa

Stała równowaga utrzymywana jest jeśli sztywność mięśniowa (powstająca przez pasywne rozciąganie i kręgosłupowy odruch modyfikacji naprężeń) jest większa niż krytyczna sztywność wyrażona równaniem 3.1. Relacja pokazuje, że wymagana minimalna pasywna sztywność musi być wyższa niż zaistniała siła mięśniowa.

Co więcej sztywność mięśniowa dla małego wydłużenia, w pierwszym przybliżeniu zdaje się być proporcjonalna do aktualnej siły mięśniowej. Dlatego możemy zapisać:

$$k = q \frac{F}{L} \quad (3.2)$$

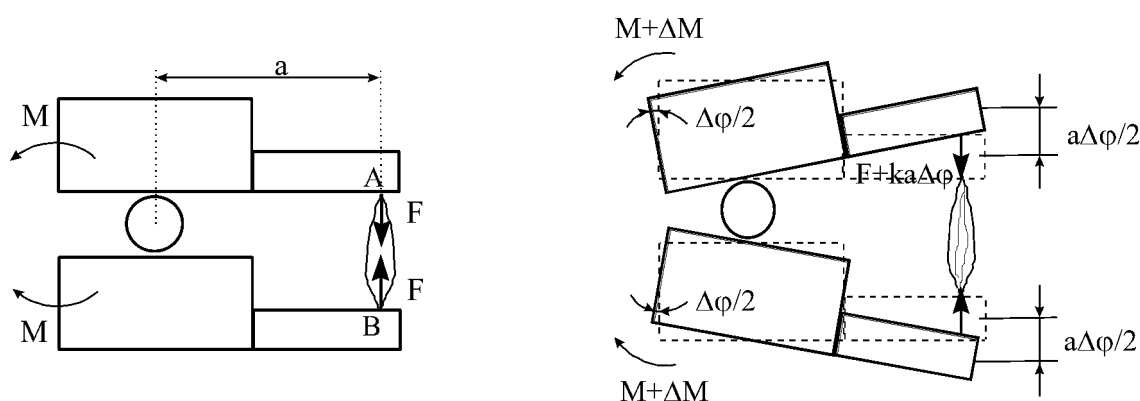
gdzie k - sztywność mięśniowa, q - stała (współczynnik sztywności mięśniowej), F - siła mięśni i L - długość mięśni.

Przy czym przyjmuje się, że q jest jednakowe dla wszystkich mięśni szkieletowych i wynosi około 40 [41].

3.2.1.2. Sztywność rotacyjna stawu

Rozpatrując równowagę kręgosłupa szyjnego należy również określić sztywność momentu rotacyjnego stawu z jednym lub wieloma mięśniami łączącymi dwa kręgi ze sobą.

Zakładamy, że staw (rys.3.12) jest elementem beztarciowym oraz pomijane zostaje sztywność bierna (pasywna) mięśni i innych łączących jeden segment ruchowy tkanek miękkich (głównie więzadeł).



Rys.3.12. Pojedynczy segment ruchowy kręgosłupa: a) połączenie stawowe poddawane zewnętrznemu momentowi skręcającemu, b) pod działaniem niewielkiej, dodatkowej rotacji ΔM elementy obracają się o pewien kąt $\Delta\phi$

Równowaga przedstawionego układu jest utrzymywana w danej pozycji przez odpowiednią reakcję mięśni AB (rys.3.12).

$$M = Fa \quad (3.3)$$

gdzie M - zewnętrzny moment skręcający, F - siła mięśni, a - długość ramienia siły.

Jeżeli moment rotujący nagle zwiększy się do wartości ΔM , to dwa elementy kręgosłupowe (dwa kręgi) obróć się o kąt $\Delta\phi$, odpowiednio każdy. Przy czym zakładamy że $\Delta\phi$ ma małą wartość, to jest $|\Delta\phi| \ll 1$.

Dlatego też możemy zapisać, że sztywność skrętna w stawie wynosi:

$$\lambda = \frac{\Delta M}{\Delta\phi} \quad (3.4)$$

Wzrost długości mięśni spowodowany jest małą rotacją o kącie $\Delta\phi$ i wynosi:

$$\delta = \Delta\varphi \cdot a \quad (3.5)$$

wzrasta w związku z tym siła mięśni do

$$\Delta F = \delta \cdot k = \Delta\varphi \cdot a \cdot q \frac{F}{L} \quad (3.6)$$

oraz odpowiednio moment skręcający

$$\Delta M = \Delta F \cdot a = q \frac{a^2}{L} F \cdot \Delta\varphi = \lambda \cdot \Delta\varphi \quad (3.7)$$

ostatecznie otrzymujemy sztywność momentu rotacyjnego λ

$$\lambda = q \frac{a^2}{L} F \quad (3.8)$$

Możliwe jest więc zastosowanie jednej z dwóch dróg opisu sztywności związanej z pojedynczym połączeniem mięśniowym: bezpośrednio ze sztywności mięśniowej według równania (3.2) lub sztywności momentu rotacyjnego połączenia zgodnie z formułą (3.8).

Rozważmy również sztywność λ_0 (bierna) połączenia stawowego. Przy czym zakładamy, że połączenie jest nadal elementem beztarciowym, lecz uwzględnione zostają elastyczne własności biernych tkanek miękkich (głównie więzadeł). Sytuacja ta powoduje zaistnienie momentu M_0 w pozycji równowagi. M_0 zależy od usytuowania układu, przy czym istnieje taka pozycja, w której $M_0 = 0$.

Równanie 3.2 zmienia postać do

$$M = M_0 + Fa \quad (3.9)$$

podczas gdy zależność (9.4) jest wciąż uzasadniona, zmianie ulega równanie (3.8)

$$\lambda = \lambda_0 + q \frac{a^2}{L} F \quad (3.10)$$

Jeżeli rozważalibyśmy połączenie, w którym mięśnie występują po obu stronach układu (jak w przypadku mięśni łączących wyrostki poprzeczne kręgów) to analogicznie otrzymujemy zależność na sztywność momentu rotacyjnego w postaci [1]:

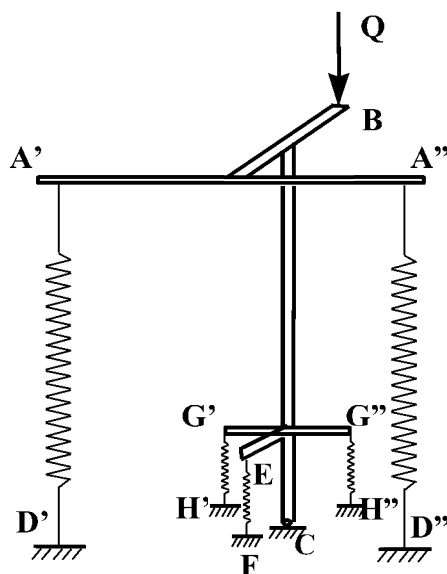
$$\lambda = \lambda_0 + q \frac{a^2}{L} 2F \quad (3.11).$$

3.2.2. GLOBALNY MECHANICZNY SYSTEM KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Do pełnej analizy zjawisk zachodzących w odcinku szyjnym kręgosłupa potrzebne jest rozważenie pełnego, globalnego układu mechanicznego kolumny kręgosłupa szyjnego.

Sztywność tylnego systemu jest zależna od sił w tylnych mięśniach szyi, natomiast siła mięśni zależy od postawy (pozycji, w której znajduje się kręgosłup np. zgięcie do tyłu czy w bok) i od obciążeń. Dlatego też poszukiwane będą relacje pomiędzy obciążeniem - postawą a stabilność.

Do analizy mechanicznej stabilności tylnej stworzony został uproszczony model przedstawiony na rysunku 3.13.



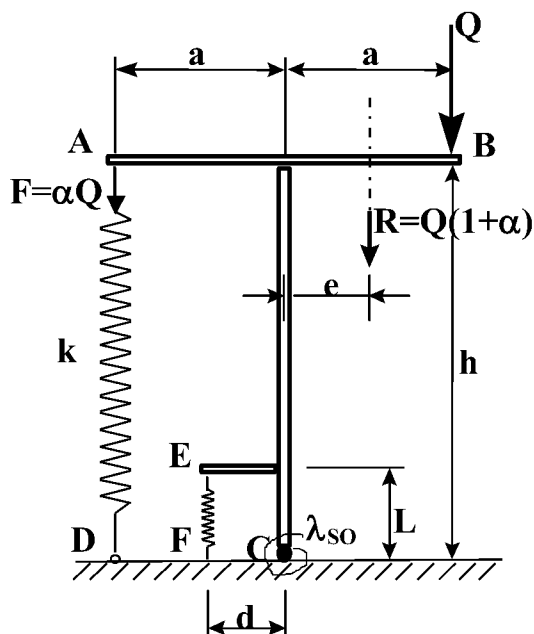
Rys.3.13. *Mechaniczny model globalny kręgosłupa szyjnego zawierający mięśniowy układ globalny i lokalny; $A'A''B$ odpowiada czaszce; $G'G''C$ odpowiada kręgosłupowi szyjnemu z połączeniem stawowym w punkcie C; $A'D'$ oraz $A''D''$ odpowiadają grupie mięśni podpotylicznych; $G'H'$, $G''H''$ oraz EF odpowiadają mięśniom zawierającym się w układzie lokalnym; Sztywność punktu C wynosi dla zgięcia w tył i przód λ_s , dla zgięcie w bok λ_l ; Każdy element globalnego systemu mięśniowego $A'D'$, $A''D''$ ma sztywność $k/2$*

Można uznać, iż jest to ekstremalnie uproszczony model, jednakże wprowadzenie większej ilości powiązań typu mięśniowego (jako elementy sprężyste) powodowałaby duże trudności z rozpoznaniem głównych zależności mających wpływ na utrzymanie układu w stabilnej równowadze. Poza tym, jak już omawiano najistotniejsze elementy systemu lokalnego to mięśnie między- i półkolcowe, natomiast w układzie globalnym najważniejszą rolę odgrywają mięśnie podpotyliczne. Tak więc przedstawiony model mechaniczny jest wystarczający do rozważań nad równowagą kolumny kręgosłupa szyjnego.

Przeprowadzono analizę w płaszczyźnie strzałkowej (dla obciążeń zginających w przód i tył) gdyż przeciążenia pojawiające się właśnie w tej płaszczyźnie najczęściej prowadzą do uszkodzeń kręgosłupa szyjnego. Dlatego też nie będą rozważane przypadki zgięcia bocznego, rotacji czy ich kombinacji.

3.2.2.1. Model odcinka szyjnego w płaszczyźnie strzałkowej

W tym przypadku elementy $A'D'$ i $A''D''$ przyjmujemy jako jeden element AD jak na rysunku 3.13 o sztywności równej k [5].



Rys.3.14. Uproszczony model kręgosłupa szyjnego w płaszczyźnie strzałkowej

Siły działające na układ to: w punkcie B zewnętrzne obciążenie Q oraz w punkcie A siła F (siła w elemencie sprężystym).

Rezultatem działania sił Q i F jest:

$$R = Q + F = Q(1 + \alpha) \quad (3.12)$$

gdzie $\alpha = \frac{F}{Q}$ (3.13) i jest miarą aktywności systemu globalnego. Odległość e to

$$e = a \frac{1 - \alpha}{1 + \alpha} \quad (3.14) \text{ gdzie } a \text{ jest ramieniem siły jak na rysunku 3.5.}$$

Przyjmuje się, że warunkiem mechanicznej stabilności układu w płaszczyźnie strzałkowej jest

$$\lambda_{SL} + \lambda_{SG} > Qh \quad (3.15)$$

λ_{SL} - sztywność systemu lokalnego

λ_{SG} - sztywność systemu globalnego

gdzie $\lambda_{SG} = ka^2$ (3.16)

i jest sztywnością globalną w płaszczyźnie strzałkowej pochodzącą od grupy mięśni podpotylicznych, λ_{SL} jest sztywnością (lokalną) momentu skręcającego w płaszczyźnie strzałkowej połączenia C.

Lokalna sztywność momentu skręcającego w płaszczyźnie strzałkowej λ_{SL} jest kombinacją sztywności pasywnej λ_{s0} segmentu ruchowego i λ_{SM} pochodzącej od mięśni lokalnych EF (równanie 3.10). Możemy więc zapisać

$$\lambda_{SL} = \lambda_{s0} + \lambda_{SM} \quad (3.17)$$

Sztywność λ_{s0} posiada nieliniową charakterystykę, jednakże dla uproszczenia przyjmujemy ją w dalszych obliczeniach jako wartość stałą. Zakładamy również, że moment

obrotowy nie występuje w układzie w pozycji równowagi. Tak więc udział sztywności mięśniowej otrzymujemy zgodnie z równaniem (3.8)

$$\lambda_{SM} = q \frac{d^2}{L} F \quad (3.18)$$

gdzie q - współczynnik sztywności mięśniowej zdefiniowanej w rów. (3.2), F - siła mięśni EF, d - ramię dźwigni, L - długość mięśni lokalnych.

Siła mięśni EF wynosi

$$F = \frac{Q(1 + \alpha) \cdot e}{d} \quad (3.19)$$

Należy zaznaczyć, że siła F ma wielkość dodatnią tylko dla $e > 0$ i zgodnie z równaniem (3.14) otrzymujemy warunek

$$\alpha < \alpha_{kr} = 1 \quad (3.20)$$

Dla $\alpha = 0$ moment pochodzący od zewnętrznego obciążenia Q jest znoszony (neutralizowany) przez aktywne mięśnie tylko systemu lokalnego, to jest siłę mięśniową elementu EF. Jeżeli α mieści się pomiędzy wartością 0 a 1 rola przeciwdziałania momentowi skręcającego przejmowana jest przez system globalny [6].

Ponieważ siła F nie może być ujemna to równowaga nie jest możliwa dla $\alpha > \alpha_{kr}$. I tak z równań (3.17), (3.18) i (3.19) otrzymujemy

$$\lambda_s = \lambda_{s0} + q \frac{d}{L} Q(1 + \alpha) \cdot e \quad (3.21)$$

Stabilność w płaszczyźnie strzałkowej utrzymywana jest kiedy całkowita sztywność skrętna w tej płaszczyźnie λ_s połączenia C, utworzona przez bierną sztywność skrętną w zgięciu do przodu i tyłu oraz lokalny i globalny system, jest większa niż krytyczna wartość λ_{kr} .

Sztywność globalna k mięśni AD zależy od stopnia α od którego mięśnie są aktywne. Dlatego też $F = \alpha Q$ i otrzymujemy

$$k = q\alpha \cdot \frac{Q}{h} \quad (3.22)$$

Według zależności (3.15), (3.21) i (3.22) minimalny współczynnik sztywności mięśni, $q = q_{kr}$, potrzebny do uniknięcia niestabilności wynosi:

$$q_{kr} = \frac{h}{a} \left\{ \frac{1 - \frac{\lambda_{s0}}{Qh}}{\alpha \frac{a}{h} + (1 + \alpha) \frac{d}{L}} \right\} \quad (3.23)$$

Z powyższego równania można wnioskować, iż stabilność w płaszczyźnie strzałkowej istnieje dla wszystkich q jeżeli $Qh/\lambda_{s0} < 1$ (co oznacza zmniejszenie obciążenia Q lub wyższą pasywną sztywność segmentu ruchowego w płaszczyźnie strzałkowej).

Sztywność skrętna jest więc zależna od: siły mięśniowej, geometrii i współczynnika sztywności mięśniowej [6].

Złożoność struktur wchodzących w skład kręgosłupa szyjnego, ich wzajemna zależność i powiązania są czynnikiem prowadzącym do konieczności tworzenia modeli zarówno fizycznych jak i teoretycznych.

Modele takie, pomimo ciągłych trudności mających swe odzwierciedlenie w niewielkiej ilości modeli istniejących w literaturze, umożliwiają wyjaśnienie relacji sztywnościowych połączeń stawowych, więzadłowych jak i mięśniowych.

Przedstawione model mechaniczne odcinka szyjnego kręgosłupa. Wykazały silny wpływ mięśni na zachowanie równowagi w kolumnie kręgosłupowej. Ich położenia, działania warunkuje stabilne funkcjonowanie całego układu. Dzięki własnościom pasywnym i dynamicznym mięśni, możliwe jest zachowanie kręgosłupa w statecznym układzie. Można, więc wnioskować, iż silny i sprawny system mięśniowy może stanowić doskonałe zabezpieczenie w warunkach zaistnienia przeciążenia.

Zaproponowane modele mechaniczne, dają pełen wgląd na mechanikę oddziaływania różnych komponentów kręgosłupowych na zachowanie stanu równowagi. Najprostsze modele pokazują podstawowe układy dźwigniowe, w których brane są pod uwagę takie czynniki jak siła pochodząca od ciężaru głowy i mięśni podpotylicznych. Następne modele zawierają rozkłady sił i reakcji pod działaniem różnych mechanizmów obciążeniowych. W kolejnym etapie przedstawiono układy mechaniczne z wprowadzonymi elementami mięśniowymi działającymi na poziomie globalnym jak i lokalnym.

Tworzenie oraz rozwijanie teoretycznym modeli równowagi odcinka szyjnego jest niezbędne do budowy modeli w pełni odzwierciedlających procesy i zależności zachodzące w elementach szyjnych, a więc modeli fizycznych jak i numerycznych, będących jednocześnie podstawą realizowanych badań doświadczalnych i symulacji komputerowych.

4. MECHANIZMY PRZECIĄŻENIOWE I ZJAWISKO NIESTABILNOŚCI STRUKTUR KRĘGOSŁUPOWYCH ODCINKA SZYJNEGO

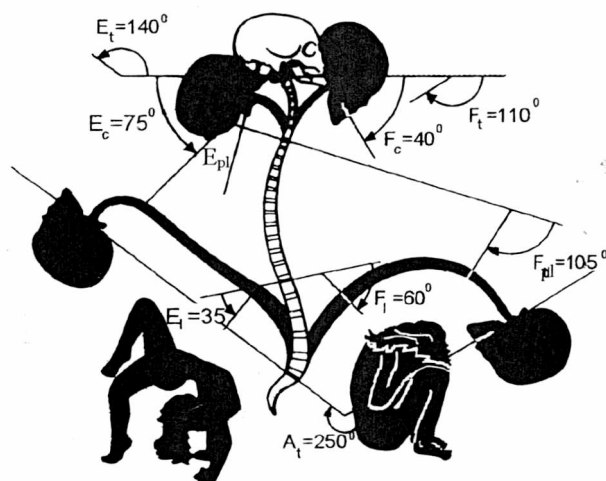
Poznanie mechanizmów przeciążeniowych jak i pojawiającej się w ich wyniku niestabilności kolumny kręgosłupowej ma istotne znaczenie w praktyce klinicznej. Prawidłowe rozpoznanie uszkodzeń i ich zakwalifikowanie, jako stabilne lub niestabilne, jest bardzo ważne w rokowaniu jak i w dalszym postępowaniu leczniczym.

Utrata stateczności odcinka szyjnego kręgosłupa ściśle wiąże się z wystąpieniem przeciążenia struktur kręgosłupowych. Kręgosłup szyjny w szczególny sposób narażony jest na przeciążenie a to w związku z wysoką ruchliwością tego odcinka. Szeroka rozpiętość i zakres wykonywanych ruchów oraz wysoka ich cykliczność jest czynnikiem podnoszącym ryzyko powstawania urazu, szczególnie gdy na tak obciążony układ zadziała siła zewnętrzna o wysokiej wartości.

Dlatego też wyjaśnienie zjawiska niestabilności wymaga poznania nie tylko mechanizmów przeciążeniowych ale również kinematyki kręgosłupa szyjnego.

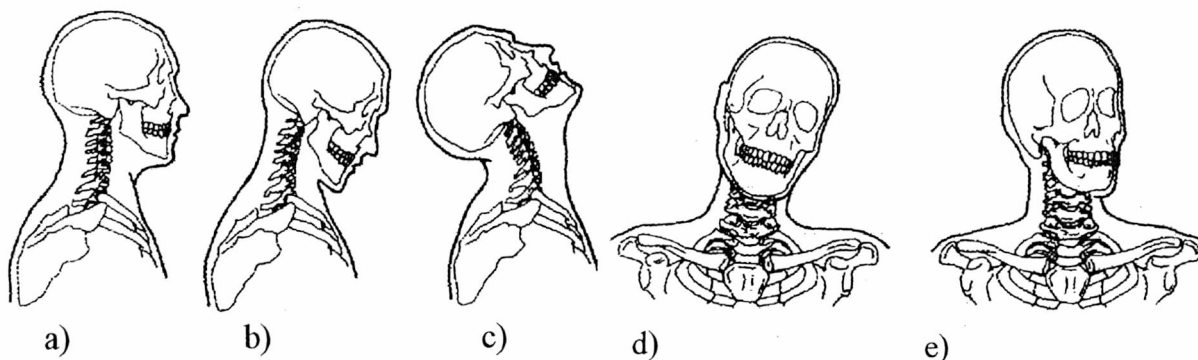
4.1. KINEMATYKA ODCINKA SZYJNEGO - RUCHLIWOŚĆ

Ruchy między poszczególnymi kręgami mają niewielki zakres, jednak sumując się umożliwiają dużą swobodę zmiany położenia poszczególnych jego odcinków - rys.4.1. Wysoki zakres ruchów jest zdeterminowany budową kręgów i łączących ich krążków międzykręgowych oraz więzadeł [20].



Rys.4.1. Zakres zgięcia przedniego i tylnego kręgosłupa. A_t , E_t , F_t - pozycja ekstremalna; zgięcie przednie i tylne w odcinku: F_l , E_l - lędźwiowym, F_{pl} , E_{pl} - piersiowo-lędźwiowym, F_c , E_c - szyjnym [34]

W odcinku szyjnym kręgosłupa odbywają się trzy podstawowe ruchy: ruch zgięcia w płaszczyźnie strzałkowej - zgięcie do przodu i do tyłu (przeprost), ruchy boczne w prawo i lewo oraz ruchy obrotowe. Jednakże w układzie rzeczywistym mamy do czynienia z różnymi kombinacjami i złożeniami ruchów podstawowych, co powoduje iż mamy do czynienia z rozbudowanym mechanizmem ruchowym.



Rys.4.2. Podstawowe ruchy kręgosłupa szyjnego: a) pozycja naturalna (swobodna), b) zgięcie do przodu, c) zgięcie do tyłu (przeprost), d) zgięcie boczne, e) rotacja-skręcanie [31]

Największy zakres wykonywanych ruchów odbywa się właśnie w części szyjnej kręgosłupa co wiąże się między innymi z odmienną budową tego odcinka.

W prawie wszystkich ruchach głowy oprócz dwóch stawów głowy (C0-C1, C1-C2) bierze udział również cały kręgosłup szyjny, zwiększając tym samym zakres tych ruchów. Połączenie głowy z kręgosłupem opiera się na sześciu stawach w skład których wchodzi siedem kręgów i sześć krążków międzykręgowych łączących sąsiadujące kręgi. Tego rodzaju budowa jest korzystna zarówno dla utrwalania połączenia głowy z kręgosłupem i wzmocnienia równowagi głowy, jak i dla precyzji wykonywanych ruchów.

Tabela 4.1. Zakres ruchu w wyższych kręgach odcina szyjnego [77]

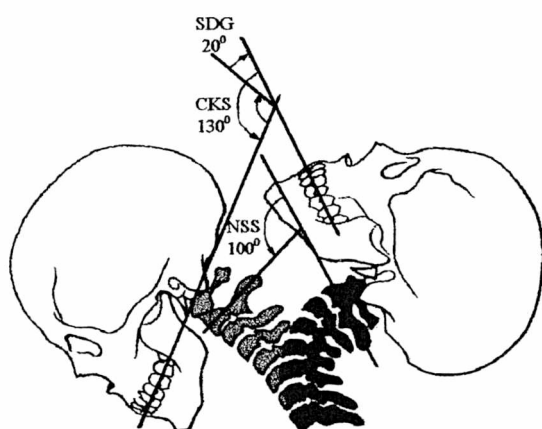
Segmenty ruchowe	Rodzaj ruchu	Stopień ruchu
staw szczytowo-potyliczny (C0-C1)	skłon i przeprost	25°
	jednostronne zgięcie boczne	5°
	jednostronny ruch obrotowy	5°
staw szczytowo-obrotowy (C1-C2)	skłon i przeprost	20°
	jednostronne zgięcie boczne	5°
	jednostronny ruch obrotowy	40°

Tabela 4.2. Zakres ruchu w średnich i niższych kręgach odcinka szyjnego [77]

Segmenty ruchowe	Skłon i przeprost		Jednostronne zgięcie boczne		Jednostronny ruch obrotowy	
	granice zakresu	wielkości średnie	granice zakresu	wielkości średnie	granice zakresu	wielkości średnie
Średnie						
C2-C3	5 - 16°	10°	11 - 20°	10°	0 - 10°	3°
C3-C4	7 - 26°	15°	9 - 15°	11°	3 - 10°	7°
C4-C5	13 - 29°	20°	0 - 16°	11°	1 - 12°	7°
Niższe						
C5-C6	13 - 29°	20°	0 - 16°	8°	2 - 12°	7°
C6-C7	6 - 26°	17°	0 - 17°	7°	2 - 10°	6°
C7-Th1	4 - 7°	9°	0 - 17°	4°	0 - 7°	2°

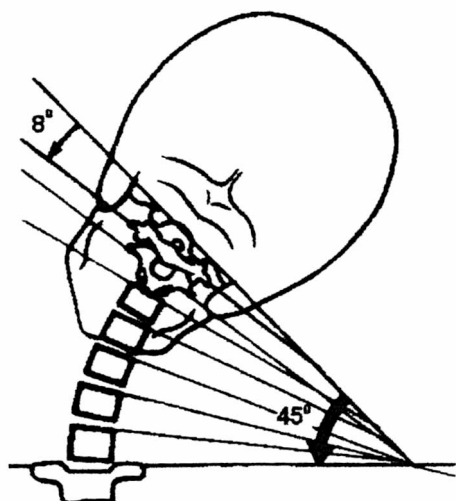
Jednakże największy udział w całym zakresie ruchowym kręgosłupa szyjnego ma górny i dolny staw głowy.

W górnym stawie głowy (czaszka - kręgi C1) praktyczne znaczenie mają tylko dwa



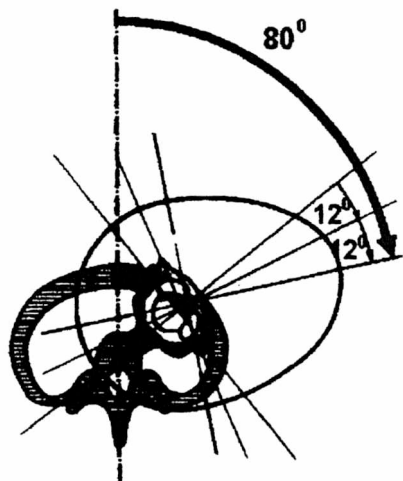
Rys.4.3. Zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej: NSS - niższe segmenty szyjne, CKS - cały kręgosłup szyjny, SDG - staw dolny i górny [34]

rodzaje ruchów odbywających się dokoła osi poprzecznej i strzałkowej. Główne ruchy tego stawu, ruchy zgięcia głowy do przodu (anteflexio) i ku tyłowi (retroflexio), odbywają się do koła osi poprzecznej biegnącej poziomo w płaszczyźnie czołowej. Zakres ruchu zgięcia głowy przedstawia rysunek 4.3. Są to ruchy "przytakiwania". Zakres ich wynosi w sumie 30° ; gdy biorą w nich udział pozostałe segmenty szyjne, wzrasta do około 125° . Poza tym ruchem w stawie górnym odbywa się również nieznaczne zgięcie boczne głowy dokoła osi strzałkowej przebiegającej skośnie do przodu i góry - ku tyłowi i dołowi. Ruchy te wynoszą ok. 10° jak na rysunku 4.4, [34].



Rys.4.4. Zgięcie boczne głowy [34]

Ruchy boczne o zakresie do 45° , odbywają się ze współudziałem całego kręgosłupa szyjnego. Z powodu skośnego położenia osi, ruch zgięcia boczego łączy się z nieznacznym ruchem obrotowym głowy w stronę przeciwną - rys.4.4.

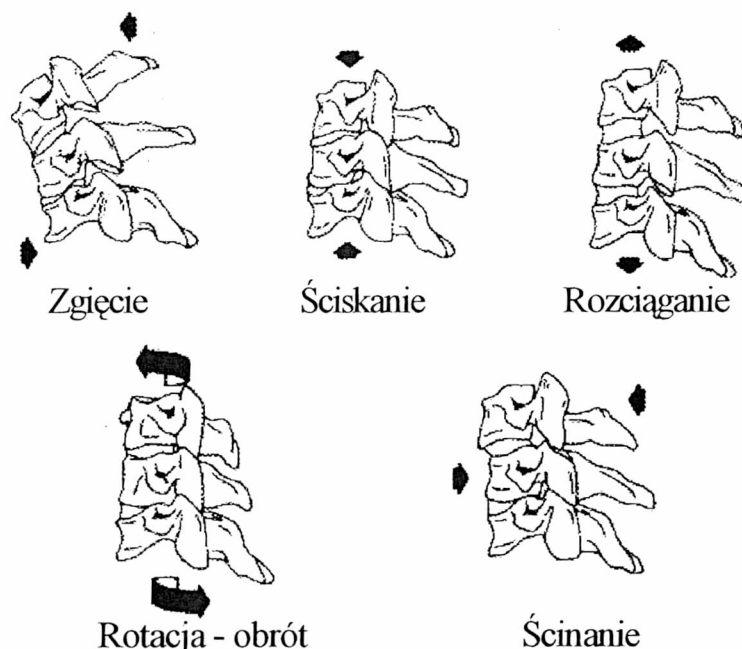


Rys.4.5. Ruch obrotowy głowy [34]

Natomiast w dolnym stawie głowy (C1-C2) - głównym ruchem jest ruch obrotowy głowy. Obywa się on w ten sposób, że kręgi szczytowy razem z czaszką obraca się dokoła zęba kręgu obrotowego w stosunku do długiej osi zęba. Obrót w każdą stronę wynosi około 30° - rys.4.5. Większe ruchy obrotowe głowy, do 90° w każdą stronę, odbywa się ze współudziałem kręgosłupa szyjnego. Ruch obrotowy, odbywający się w stawach szczytowo-obrotowych pośrodkowych, komplikuje się przez równocześnie odbywające się ruchy w stawach szczytowo-obrotowych bocznych.

4.2. PRZECIĄŻENIE

Stosunkowo duża ruchliwość, odcinka szyjnego w stosunku do reszty kręgosłupa jest czynnikiem, który naraża część szyjną na zwiększoną urazowość. Dodatkowo możliwości różnego sposobu obciążenia tego odcinka w powiązaniu z jego możliwościami ruchu sprzyja powstawaniu uszkodzeń i zniszczeń [11].



Rys.4.6. *Mechaniczny opis obciążeń odcinka szyjnego* [31]

Jeżeli w takim układzie zaistnieją pewne niekorzystne zjawiska (przeciążenie) wynikające z działania sił zewnętrznych lub procesów zmęczeniowych to wiąże się to ściśle z powstaniem urazu części szyjnej. W praktyce klinicznej uszkodzenia w obszarze odcinka szyjnego kręgosłupa powstają w wyniku przeciążenia doraźnego lub zmęczeniowego.

1. Mechanizm przeciążenia traumatycznego (doraźnego) - ma podłoże urazowe, związane z doraźnym przekroczeniem wartości granicznej wytrzymałości struktur kostnych kręgosłupa; np. wypadki lokomocyjne, upadki z wysokości,
2. Mechanizm przeciążenia zmęczeniowego - jest charakterystyczny dla odcinka szyjnego, w którym działają długotrwałe cykliczne obciążenia naruszające pierwotną stabilność kręgosłupa, prowadzące do uszkodzenia nawet gdy nie przekroczyły one doraźnej wytrzymałości struktur kostnych [15].

Najczęstszym powodem zmian urazowych są wypadki drogowe oraz różnego rodzaju upadki z wysokości. Do grupy upadków z wysokości zalicza się między innymi upadki z drabiny, z drzewa, z dachu, skoki do wody (co ściśle wiąże się z sezonem letnim i dotyczy niemal wyłącznie osób młodych). W grupie wypadków drogowych przeważają wypadki samochodowe. Przy czym, zarówno przy uderzeniu w przeszkodę, kiedy głowa oraz tułów ulegają gwałtownemu przegięciu, jak i podczas uderzenia w inny pojazd z tyłu - gdy głowa ulega nadmiernemu odchyleniu do tyłu (przeprost) - może dojść do poważnego uszkodzenia

kręgosłupa szyjnego. Mniejszą grupę wśród przyczyn urazu odcinka szyjnego stanowią wypadki motocyklowe i rowerowe [36].

Uszkodzenia powstałe w wyniku zmęczenia są często wynikiem normalnych funkcji życiowych człowieka, lecz realizowanych w nie anatomicznych warunkach. Urazy z tego mechanizmu są charakterystyczne dla osób starszych, u których znacznie obniża się elastyczność struktur kręgosłupa prowadząc do mniejszej odporności na uraz

Należy także podkreślić, że najczęstszymi urazami w rejonie szyi są uszkodzenia dolnego fragmentu odcinka szyjnego kręgosłupa tzn. segmenty od C5 do Th1.

Przypadki mechanicznych uszkodzeń struktur odcinka szyjnego kręgosłupa można pogrupować w następujący sposób:

- więzadła w rejonie łuku kręgu najczęściej są niszczone przez ruch zgięcia do przodu (w tym nadmierne zgięcie),
- wyrostki stawowe poprzez ruchu skrętne oraz zgięcie do tyłu (przeprost),
- trzony kręgu przez ściskanie (kompresja),
- krążki międzykręgowe poprzez asymetryczne zginanie i ściskanie, oraz w następstwie kompresyjnego zniszczenia trzonów kręgów [15].

W każdym przypadku zniszczenie może zaistnieć podczas impulsu obciążenia w cyklu równocześnie z innym incydem, jak potknięcie lub upadek.

Mechanizmy przeciążenia prowadzące do uszkodzenia elementów kręgosłupa, mimo wielu badań radiologicznych, histopatologicznych oraz biomechanicznych nie zostały do końca wyjaśnione. Przeważa pogląd, iż na przeciążenie kręgosłupa znaczny wpływ mają czynniki mechaniczne jak np.: rozkład obciążeń, związki geometryczne pomiędzy poszczególnymi strukturami kręgosłupa, własności fizyczne tych struktur oraz rozkład naprężeń i odkształceń [9].

Wystąpieniu stanu przeciążeń kręgosłupa zazwyczaj towarzyszy lub sprzyja zjawisko niestabilności.

4.3. ZJAWISKO STABILNOŚCI I NIESTABILNOŚCI

Jednym z problemów występującym w literaturze jak i w praktyce klinicznej jest brak jednej, klarownej definicji stabilności czy niestabilności. Jest to istotne zagadnienie ponieważ określenie stanu, w którym kręgosłup traci swoją pierwotną stateczność (czyli określenie czy uszkodzenie jest typu stabilnego lub niestabilnego) w znacznym stopniu decyduje o rokowaniu oraz dalszym postępowaniu leczniczym.

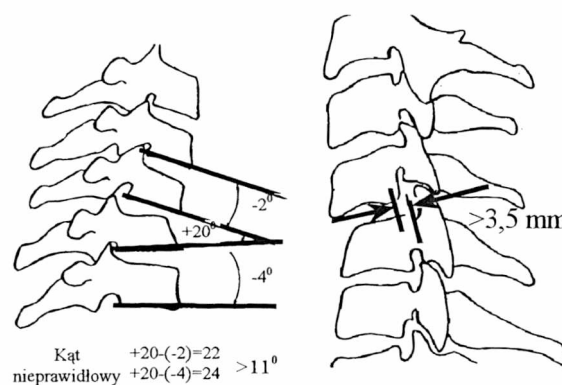
Problemy stabilności i niestabilności są złożonymi zagadnieniami biomechanicznymi, w których istotne znaczenie mają zarówno aspekty kliniczne jak i mechaniczne. Złożenie tych dwu tak odmiennych punktów widzenia umożliwia dogłębne zrozumienie tematu stabilności kręgosłupa człowieka.

4.3.1. ASPEKT KLINICZNY

W pojęciu klinicznym o niestabilnym charakterze uszkodzenia świadczyć ma rozerwanie tylnych elementów stabilizujących kręgosłup szyjny: więzadeł karkowych (wężadła

międzykolcowe, nadkolcowe), torebek stawów międzykręgowych. Nie są to jedyne elementy zawierające sąsiednie segmenty kręgosłupa, zalicza się do nich również więzadła podłużne, więzadło żółte, krążki międzykręgowe, system krótkich i długich mięśni szyi. Jednakże rozerwanie więzadła karkowego uważane jest za element decydujący o zaburzeniu stabilności kręgosłupa szyjnego. Do uszkodzeń tego typu dochodzi przy zgięciowym (fleksyjnym) mechanizmie urazu. Urazy z mechanizmu zgnieciowego (kompresyjnego) i wyprostnego (ekstensyjnego) uznawane są (w świetle tych kryteriów) za uszkodzenia nie naruszające w sposób istotny stabilności kręgosłupa [36].

White i Panjabi [76] określili niestabilność jako utratę zdolności kręgosłupa poddanego naciskom fizjologicznym do zachowania takich stosunków pomiędzy kręgami, które gwarantują, że nie dochodzi do początkowego (uraz pojawiający się w chwili działania obciążeń prowadzących do przeciążenia) i następowego (uraz pojawiający się w pewnym dłuższym okresie po obciążeniu) uszkodzenia lub podrażnienia rdzenia i korzeni rdzeniowych, a w dodatku nie rozwija się niewydolnościowa deformacja lub ból spowodowany zmianami strukturalnymi. Zgodnie z tymi wytycznymi niestabilność kręgosłupa szyjnego rozpoznaje się wówczas gdy przesunięcie kręgów wynosi co najmniej 3,5 mm lub jeśli ruch zgięciowo-przeprostny FSR przekracza 11° (rysunek 4.7) przedstawia rentgenometryczne cechy niestabilności kręgosłupa szyjnego) [75].



Rys.4.7. Rentgenometryczne cechy niestabilności [75]

Fizjologicznym stanem FSR - funkcjonalnego segmentu ruchowego jest jego stabilność. Zdaniem Benini'ego stabilny jest taki FSR, w którym wszystkie struktury składowe segmentu zachowują spójność we wszystkich fizjologicznych położeniach ciała. Pod pojęciem niestabilności segmentarnej rozumie on "niewystarczającą trwałość połączeń dwóch kręgów, tj. krążka międzykręgowego, więzadeł i stawów tylnych".

4.3.2. ASPEKT BIOMECHANICZNY

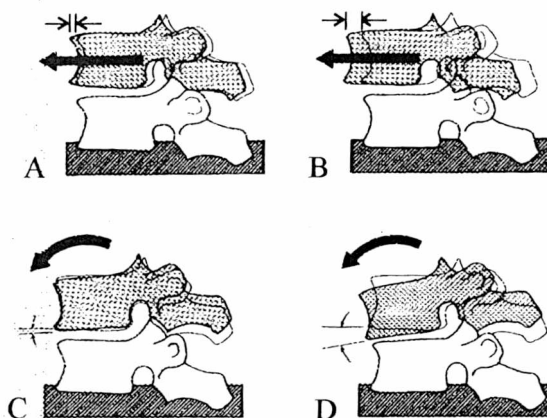
Jednakże w ogólnym pojęciu mechaniki jako niestabilność kręgosłupa szyjnego należy rozumieć zawsze większy ponad normę, liniowy lub kątowy ruch w zakresie uszkodzonego FSR czyli powstawanie dużych przemieszczeń przy małych obciążeniach.

Podstawą mechanicznego fenomenu niestabilności jest nienormalne przemieszczenie części kręgosłupa pod działaniem sił fizjologicznych. Przesunięcie może być realizowane w formie translacji, rotacji lub ich kombinacji. Podobnie obciążenia fizjologiczne (zginanie, skręcanie itp.) są realizowane poprzez działanie sił lub momentów przy czym w realnych układach jest to również kombinacja obu obciążeń.

Jednakże dla wyjaśnienia podstawowych zjawisk zachodzących w kręgosłupie szyjnym rozpatrywać będziemy osobno przemieszczenia powstające pod działaniem sił i osobno pod działaniem momentów.

Analiza przemieszczeń rozważana będzie na przykładzie jednego funkcjonalnego segmentu ruchowego - FSR (dwa kręgi i łączący je krążek międzykręgowy). Niższy krąg jest sztywno zamocowany natomiast na krąg wyższy działają obciążenia fizjologiczne. Jeżeli FSR jest biomechanicznie niestabilny to pod działaniem siły, związanej z normalnym funkcjonowaniem kręgosłupa, krąg wyższy przemieści się względem kręgu niższego znacznie bardziej niż w takim samym, lecz stabilnym układzie.

Na rysunku 4.8 pokazany został segment C5-C6, na którym widoczne jest przemieszczenie-translacja wywołana siłą fizjologiczną, przy czym w przypadku niestabilnego segmentu ruchowego - B (obustronne uszkodzenie połączeń w wyrostkach stawowych) działająca siła powoduje dużo większe przemieszczenie niż w układzie stabilnym (nieuszkodzonym) - A.



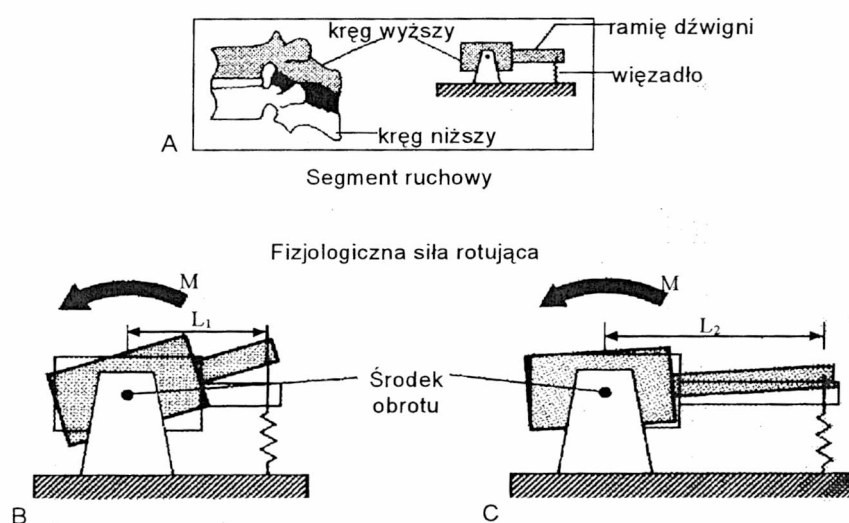
Rys.4.8. *Przemieszczenia powstające w wyniku działania obciążeń fizjologicznych w układach stabilnych i niestabilnych. Przemieszczenia wynikające z działania siły w kierunku przednim oraz momentu zginającego dla A,G - stabilny segment ruchowy, B,D - niestabilny segment ruchowy [76]*

Taka sama sytuacja zachodzi gdy rozpatrujemy działanie momentów (zgięcie do przodu lub do tyłu). W wyniku ich działania większe przemieszczenie pojawia się w niestabilnym segmencie (uszkodzony tylko jednostronnie wyrostek stawowy i częściowo krążek międzykręgowy), a mniejsze w układzie z zachowaną stabilnością - C [76].

Bardzo istotnym elementem dla zrozumienia zjawiska stabilności kręgosłupa szyjnego jest poznanie roli jaką odgrywają więzadła. Wewnętrzną stabilność translacyjną jak i rotacyjną kręgosłupa dają właśnie więzadła. Udział więzadeł w zachowaniu stabilności zależy nie tylko od ich szczególnej siły (wytrzymałości) ale również od ich położenia (miejsca przyczepów). Przy czym więzadła mogą przyczyniać się do zwiększenia stabilności w zależności od warunków obciążeniowych. Na przykład więzadło międzykolcowe wpływa na znaczne podwyższenie stabilności rotacyjnej w trakcie zginania do przodu i tyłu oraz stabilności translacyjnej w kierunku przednio-tylnym.

Przyjmując, że wszystkie więzadła zbudowane są z tego samego materiału to wytrzymałość więzadeł będzie proporcjonalna do ich przekroju poprzecznego. Węzadła o dużych przekrojach dają więc lepszą stabilność układu prowadząc zarazem do powstawania mniejszych przemieszczeń pod działaniem obciążeń fizjologicznych.

Innym elementem przyczyniającym się do zachowania stabilności jest odległość więzadła od środka obrotu funkcjonalnego segmentu ruchowego. Analizując pojedyncze więzadło działające w układzie segmentu ruchowego, jak na rysunku 4.9 możemy stwierdzić, że pod wpływem siły rotującej więzadło działające na krótszym ramieniu dźwigni, w stosunku do środka obrotu dwóch kręgów względem siebie, dostarcza mniejszej stabilności niż w przypadku więzadła działającego na dłuższym ramieniu.



Rys.4.9. Wpływ położenie więzadeł z uwzględnieniem środka obrotu na stabilność kręgosłupa. A - model funkcjonalnego segmentu ruchowego z pojedynczym więzadłem (w modelu uproszczonym krąg niższy przedstawiony jest w postaci trapezu), B - więzadło położone bliżej środka obrotu daje znacznie mniejszą stabilność, pod działaniem siły zginającej, niż C - więzadło położone dalej środka obrotu [76]

Ogół wiedzy dotyczącej anatomii, biomechaniki i doświadczeń klinicznych jest bardzo przydatna i użyteczna w klinicznym i mechanicznym rozpoznawaniu przeciążeń i niestabilności. Przy czym istotna dla poznania zjawisk biomechanicznych zachodzących w kręgosłupie szyjnym jest anatomiczna rola i stopień ważności funkcji spełnianych przez kilkanaście różnych struktur wchodzących w skład kolumny kręgosłupowej. W zależności od położenia i miejsca przyczepów więzadeł spełniają one różne funkcje, i tak na przykład więzadło podłużne przednie stabilizuje kręgosłup podczas gdy więzadło żółte spełnia głównie rolę ochronną rdzenia kręgowego i ma niewielki wpływ na zachowanie stabilności. Istotna jest również przestrzenna orientacja połączeń wyrostków stawowych i krążka międzykręgowego, które to biorą udział w przenoszeniu obciążeń przez kolumnę kręgosłupową [76].

Natomiast rola mięśni w zachowaniu stabilności nie jest w pełni znana i oszacowana. Jednakże przyjmuje się, iż mięśnie oferują znacznie mniejszą ochronę w utrzymaniu stabilności mimo możliwości dużego usztywnienia kolumny szyjnej w ostrych fazach urazu. Co więcej w mniej ostrych uszkodzeniach jak i normalnych obciążeniach fizjologicznych mięśnie nie odgrywają znaczącej roli.

Duży wpływ na zmiany stateczności kręgosłupa szyjnego mają regionalne zmiany własności i właściwości mechanicznych takich jak: zmiany kinematyczne, zmiany sztywności czy też zmiany w ciągłości przenoszonych obciążeń fizjologicznych.

Wszystkie wymienione czynniki mają znaczący wpływ na zachowanie stabilności. W związku z tym jeżeli dostarczymy anatomicznego i biomechanicznego opisu zagrożeń i sposobów utraty normalnych funkcji fizjologicznych przez kręgosłup będzie możliwe wskazanie odpowiednich sposobów przywracania głównych funkcji realizowanych przez kręgosłup.

5. DYSFUNKCJE KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO WYMAGAJĄCE WSPOMAGANIA IMPLANTAMI

Kręgosłup jest centralną częścią kośćca, z którą łączą się wszystkie elementy szkieletowe. Wielokręgową, segmentalną budowę kręgosłupa oraz ściśle powiązanie zadań statycznych i dynamicznych powodują, że przy wszelkiego rodzaju ruchach, nagłych obciążeniach i przeciążeniach może on spełniać rolę amortyzatora, który w sposób płynny „wygasza” gwałtownie działające obciążenia.

To „wygaszanie” siły umożliwia wielokręgową budowę kręgosłupa, a szczególnie istnienie sprężystych krążków międzykręgowych, aparatu więzadłowego oraz układu mięśni, szczególnie krótkich, spełniających rolę uczynnionych więzadeł.

Specjalne znaczenie mają fizjologiczne wygięcia kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej. Zmienność wielkości tych krzywizn, spowodowana sprężystością wymienionych wyżej elementów zapewnia kręgosłupowi zdolności amortyzacyjne. Przekroczenie granicznych wielkości siły urazu doprowadza do mechanicznych uszkodzeń morfologicznych elementów kręgosłupa.

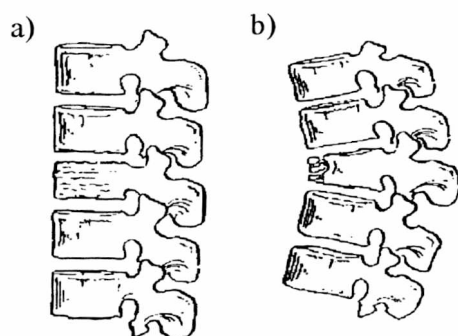
Uszkodzenie kręgosłupa zależy od siły, kierunku i miejsca zadziałania urazu.

Można je podzielić na:

- stłuczenie kręgosłupa,
- rozerwanie stawów międzykręgowych z uszkodzeniem aparatu więzadłowego,
- zwichnięcie i nadwichnięcie stawów międzykręgowych,
- rozerwania i zmiżdżenie krążków międzykręgowych,
- złamania trzonów kręgowych,
- złamania łuków i wyrostków stawowych,
- złamania wyrostków kolczystych i poprzecznych.

Uszkodzenia te rzadko występują jako izolowane i najczęściej łączą się ze sobą, tworząc trudne do zróznicowania zespoły pourazowe [69].

Zawartość połączeń poszczególnych kręgów zapewnia ich stabilność i jest podstawą budowy kręgosłupa. Od zwartości połączeń kręgów zależy zdolność statyczno - dynamiczna i ochrona rdzenia kręgowego.



Rys.5.1. Schematy urazów stabilnych i niestabilnych:
 a) stabilne zgięciowo-kompresyjne złamanie kręgosłupa; widoczne obniżenie wysokości trzonu kręgowego i zagęszczenie struktury kostnej; aparat więzadłowo-stawowy nie uszkodzony, b) niestabilne złamanie z mechanizmu zgięciowego; klinowaty kształt kręgu; odłamanie przedniej części trzonu kręgowego [69]

Złamania trzonów kręgów zmieniają kątowe ustawienie kręgosłupa, ale nie wpływają na stabilizację w stawach międzykręgowych. Złamania takie noszą nazwę złamań stabilnych.

Przerwanie więzadła międzykolcowego, uszkodzenie aparatu torebkowo - więzadłowego stawów międzykręgowych i krążka międzykręgowego powodują niestabilność kręgosłupa – rys.5.1.

Podział złamań kręgosłupa na stabilne i niestabilne ma istotne znaczenie w rokowaniu i leczeniu. W złamaniach stabilnych, nawet przy znacznym kompresyjnym obniżeniu wysokości trzonu kręgowego, można prowadzić leczenie zachowawcze, a nawet czynnościowe, ze względnym unieruchomieniem kręgosłupa, np. w gorsecie ortopedycznym. W złamaniach niestabilnych często pojawia się potrzeba leczenia operacyjnego i stabilizacji uszkodzonego układu dodatkowymi elementami typu: wszczepy auto- i allogenne, ceramiczne lub implanty.

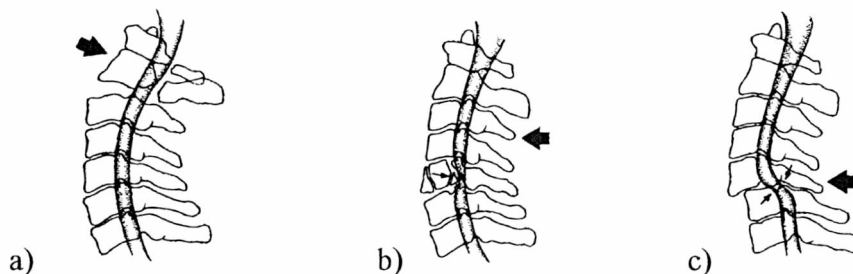
Jednakże ocena i przyporządkowanie urazu jako stabilne lub niestabilne, jak już wcześniej wspomniano, jest trudne do określenia.

5.1. MECHANIZMY URAZU ODCINKA SZYJNEGO

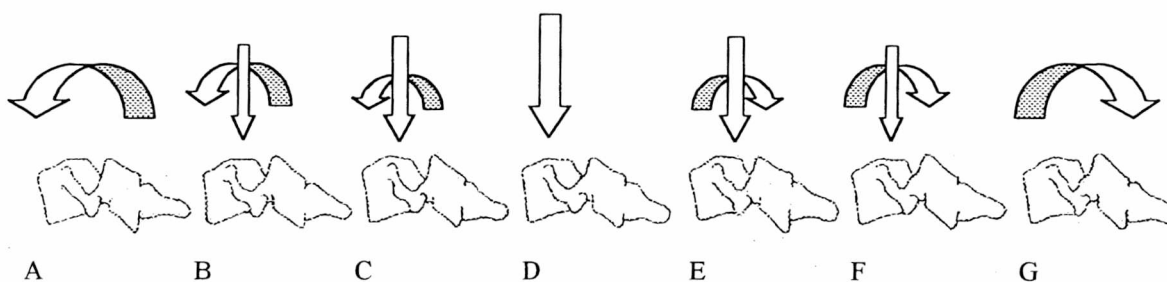
Rozpoznanie mechanizmów powstawania urazów jest bardzo ważne w kompletnym i całościowym zrozumieniu przeciążenia kręgosłupa. W obszarze mechaniki zaburzeń spójności struktur kręgosłupowych możemy wyróżnić całą “rodzinę” uszkodzeń, będących rezultatem identycznych lub podobnych mechanizmów urazowych [64].

Ogólnie przypadki mechanicznych uszkodzeń struktur odcinka szyjnego kręgosłupa można pogrupować w trzy podstawowe klasy (rys.5.2):

- zgięciowe,
- wyprostne (przeprostne),
- zgniecenieniowe. [36]



Rys.5.2. Typy uszkodzeń kręgosłupa szyjnego:
a) zgięciowy, b) wyprostny, c) zgniecenieniowy [36]



Rys.5.3. Spektrum mechanizmów obciążeniowych [75]

Jednakże możliwości i kombinacje sposobu powstawania urazów są znacznie obszerniejsze, co przedstawia rysunek 5.3.

Na rysunku 5.3 przedstawiono możliwe kombinacje mechanizmów urazowych. Ze względu na większą, epidemiologiczną, ilość urazów powstających w płaszczyźnie strzałkowej analizowane są głównie mechanizmy, będące kombinacją osiowego ściskania i zgięcia do przodu lub tyłu. Kręgi środkowy D poddawany jest czystemu ściskaniu. Analizując siły działające w zależności od mechanizmu uszkodzenia kręgi C poddawany jest działaniu wysokiej sile kompresji i niewielkiej stosunkowo sile zgięcia. Dochodząc do kręgu A mamy do czynienia z czystym działaniem obciążeń zginających (analogicznie rozważając mechanizmy urazów od kręgu D do G) [75].

Rodzaje uszkodzeń odcinka szyjnego kręgosłupa, jak i mechanizmy z jakich powstały zostały przedstawione w tabeli 5.1. Poza podstawowymi mechanizmami urazów, będących kombinacją przedstawianych powyżej sił ściskania i zgięcia, powstawanie wielu urazów związanych jest z działaniem sił rozciągających i ścinających.

Tabela 5.1. Uszkodzenia kręgosłupa szyjnego: mechanizmy urazu [31]

OBCIĄŻENIE	RODZAJ USZKODZENIA
Osiowe ściskanie	Złamanie Jeffersona
	Złamanie wieloodłamowe atlasu
	Złamanie zgnieceniowe trzonu
	Złamanie zmiążdżeniowe (wybuchowe)
Ściskanie - zgięcie do przodu	Sklinowacenie trzonu
	Zwichnięcie hiperzgięciowe
	Jednostronne przemieszczenie wyrostków
	Dwustronne przemieszczenie wyrostków stawowych
	Złamanie "kapiąca łza"
Ściskanie - przeprost	Złamanie tylnych elementów kręgu
Rozciąganie	Przemieszczenie stawu górnego
Rozciąganie - przeprost	Rozerwanie więzadła podłużnego przedniego
	Złamanie wisielcze (złamanie kata)
	Złamanie "kapiąca łza"
Rozciąganie - zgięcie do przodu	Dwustronne przemieszczenie wyrostków
Rotacja (obróć)	Rotacyjne przemieszczenie stawu dolnego
Ścinanie poprzeczne	Przednie i tylne podwichnięcie stawu dolnego
	Złamanie zęba obrotnika
	Poprzeczne pęknięcie więzadeł
Zgięcie boczne	Rozerwanie rdzenia kręgowego
	Poprzeczny rozwój złamania

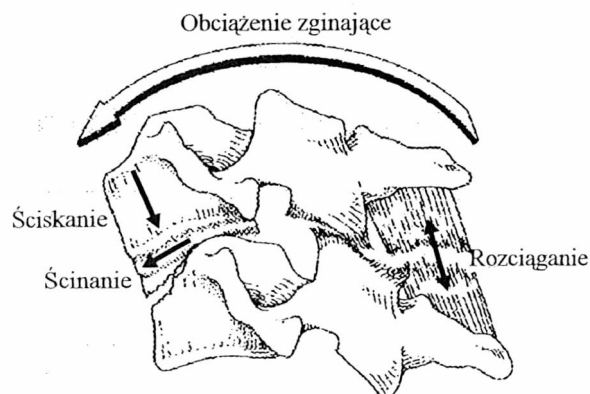
5.1.1. MECHANIZM ZGIĘCIOWY URAZU

Uszkodzenie kręgosłupa, z tego rodzaju mechanizmu, następuje w wyniku nadmiernego - przekraczającego granice fizjologiczne - zgięcia kręgosłupa ku przodowi. Zazwyczaj jest to wynik zadziałania czynnika urazowego na tylną, ciemieniowo-potyliczną lub potyliczną część czaszki. Jednakże uraz może być spowodowany pośrednio, tzn. w

wyniku gwałtownego przegięcia głowy do przodu, jak w wypadkach samochodowych gdy tułów jest ustabilizowany pasami.

W tym mechanizmie urazu siły zginające kręgosłup doprowadzają przede wszystkim do zgniatania trzonu kręgu. Siły te mogą niekiedy rozerwać więzadła tylne, jednak zazwyczaj

energia urazu zostaje “wygaszona” przez gąbczastą strukturę trzonu kręgu, powodując jego mniejsze lub większe sklinowacenie - rys.5.4.



Rys.5.4. Mechanizm powstawania urazu zgięciowego [75]

Złamania częściej obserwowane są u osób młodych co jest wynikiem wydolnego, elastycznego układu więzadłowego, dzięki czemu struktury kostne wytrzymując siłę urazu nie ulegają całkowitemu zniszczeniu, a układ więzadłowy nie dopuszcza do przemieszczenia kręgów. Zwichnięcia stawów międzykręgowych, przemieszczenia trzonów

kręgów częściej pojawiają się u osób starszych. Jest to wynik nieelastycznych elementów więzadeł, zmienionych chorobowo w przebiegu zmian zwyrodnieniowych [36].

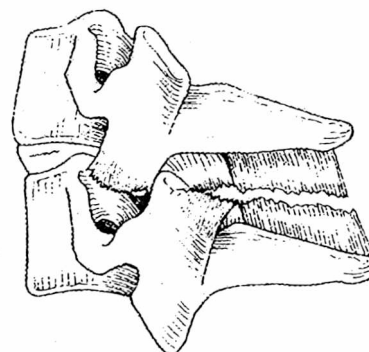
5.1.2. MECHANIZM ZGIĘCIA I ROTACJI

Jeżeli poza działającą siłą zginania pojawi się dodatkowo rotacja co może doprowadzić do poważnych uszkodzeń, gdyż siły rotacyjne powodują rozerwanie tylnego kompleksu więzadłowego. W przypadku rozerwania torebek stawów międzywyroskowych dochodzi do podwichnięcia albo pełnego zwichnięcia (jedno- lub obustronnego) kręgosłupa [18].

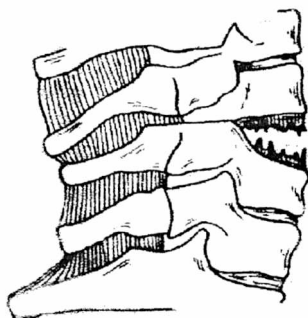
5.1.3. MECHANIZM ZGIĘCIA I UCISKU OSIOWEGO

Złamania te są najczęściej niestabilne z powodu uszkodzenia tylnego kompleksu więzadłowego, w następstwie nadmiernego zgięcia oraz złamania, a nawet rozwałkowania trzonu w skutek ucisku osiowego. Siła osiowa jest zwykle tak niekorzystna, że powoduje prócz złamania - przemieszczenia odłamów kostnych. Jeśli tylny kompleks więzadłowy nie jest uszkodzony, ubytki neurologiczne wywołuje przemieszczenie tylnego fragmentu trzonu kręgu do światła kanału kręgowego [36].

Częstym uszkodzeniem powstającym z tego typu mechanizmu jest dwu- lub jednostronne przemieszczenie wyrostków stawowych. W jego wyniku dochodzi do przerwania torebki stawowej i przemieszczenia względem siebie wyrostków stawowych oraz przerwanie więzadła międzykolcowego i żółtego - rys.5.5.

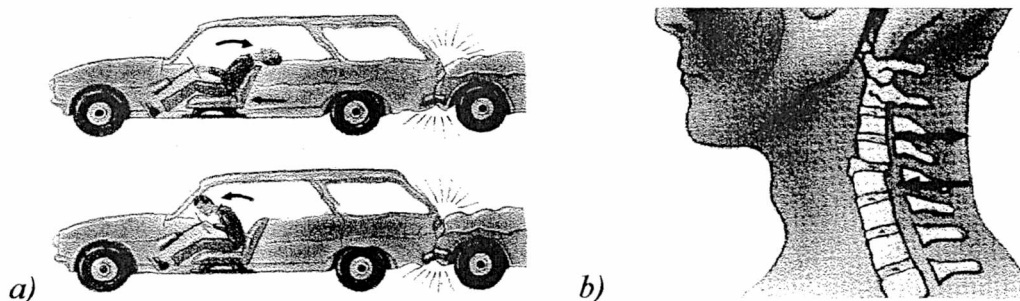


Rys.5.5. Schemat uszkodzenia z mechanizmu zgięcia i ucisku osiowego [75]



Rys.5.6. Uszkodzenie typu wyprostnego, stabilne mimo rozerwania przedniego kompleksu stabilizującego - więzadła tylne nie uszkodzone (wg. Holdswortha)[18]

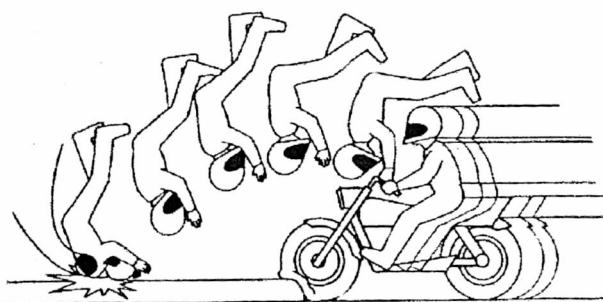
Do uszkodzenia może dojść bezpośrednio, np. w następstwie uderzenia rowerzysty lub motocyklisty o przeszkodę okolicą czołową lub pośrednio przy gwałtownym odchyleniu głowy do tyłu (wypadki samochodowe przy gwałtownym uderzeniu pojazdu od tyłu zachodzi tak zwane zjawisko whiplash - rys.5.7).



Rys.5.7. Schemat przedstawiający: a) mechanizm urazu i b) przemieszczenia kręgów odcinka szyjnego powstające w wyniku wypadku samochodowego

U osób młodych, zdrowych nierzadko nie dochodzi do przemieszczenia kręgów, a jeżeli przemieszczenie nastąpi, to natychmiast po zadziałaniu siły urazowej dochodzi do samo redukcji. Przyczyną tego są silne, elastyczne i nie ulegające uszkodzeniu tylne elementy więzadła. Natomiast osoby starsze dość często ulegają urazom wyprostnym, ze względu na znaczne zmiany zwyrodnieniowe kręgosłupa.

Uszkodzenia kręgosłupa szyjnego z mechanizmu wyprostnego są szczególnie częste w urazach rowerzystów, zdarzają się również po upadkach z wozu konnego, z drabiny, w wypadkach motocyklowych - rys.5.8, [36].



Rys.5.8. Uszkodzenie kręgosłupa szyjnego w wyniku wypadku motocyklowego [31]

5.1.4. MECHANIZM KOMPRESYJNY URAZU

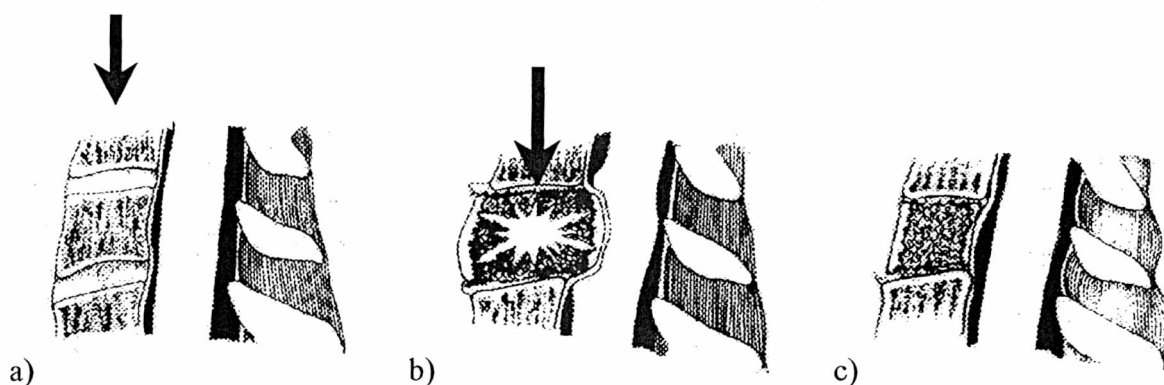
Złamania kompresyjne kręgosłupa mają charakter stabilnego uszkodzenia. Siła urazu, przyłożona zwykle w okolicy ciemieniowej czaszki, działająca w osi kręgosłupa doprowadza do zgniecenia trzonu kręgowego, nie powodując uszkodzenia elementów więzadłowych, stabilizujących kręgosłup. Z uwagi na większą wytrzymałość mechaniczną tkanki kostnej zbitiej, z której zbudowane są tylne elementy kręgu, dochodzi zwykle do znacznie większego zniszczenia przedniej części trzonu, jego sklinowacenia - złamania zgnieceniowe. Nie doprowadza to jednak do istotnego zaburzenia osi kanału kręgowego, ani do przemieszczenia kręgów, nie dochodzi także do większego ucisku rdzenia kręgowego [36]. Jednakże w celu poprawnego zrostu w rejonie zniszczonego kręgu stosuje się stabilizację w postaci implantów.

Należy jednak dodać, że uszkodzenia kompresyjne nie są jednolite i oprócz złamań zgnieceniowych mamy do czynienia ze złamaniami określanymi jako zmiżdżeniowe lub wybuchowe. Znaczna siła urazu doprowadza do zmiżdżenia, rozkawałkowania trzonu kręgowego, a nierzadko również - złamania tylnych elementów kręgu. Odlamy kręgu mogą ulec przemieszczeniu do kanału kręgowego, uciskając lub uszkadzając rdzeń kręgowy. W takim wypadku złamanie, mimo ciągłości elementów więzadłowych, ma charakter niestabilny.

Biorąc pod uwagę powyższe rozważania, wyróżniamy wśród uszkodzeń kompresyjnych:

- złamania zgnieceniowe,
- złamania zmiżdżeniowe (wybuchowe),

różniące się przede wszystkim stopniem uszkodzenia układu nerwowego [36].



Rys.5.9. Schemat powstawania mechanizmu kompresyjnego zmiżdżeniowego:
 a) działanie siły kompresyjnej, b) zmiżdżenie trzonu kręgu z przemieszczeniem do kanału rdzeniowego, c) w przypadku silnych struktur więzadłowych następuje ustąpienie masy kostnej z kanału kręgowego [76]

Złamania zmiżdżeniowe występują najczęściej u osób młodych - do 40 roku życia. Decyduje o tym prawdopodobnie sprawny układ mięśniowo - więzadłowy, zabezpieczający przed przemieszczeniem kręgów, ale wpływający na koncentrację sił urazowych na osiowym działaniu - rys.5.9.

5.2. ZMIANY ZWYRODNIENIOWO - ZNIEKSZTAŁCAJĄCE

Zmiany zwyrodnieniowe w obrębie szyjnego odcinka kręgosłupa cechuje duża ich różnorodność, głębokość i rozległość postaci klinicznych.

Zmiany zwyrodnieniowo - zniekształcające kręgosłupa są bardzo szerokim pojęciem zarówno pod względem etiologicznym, jak i klinicznym. Są one wypadkową całego szeregu łańcuchów patologicznych, zwykle nakładających się na siebie, u podstaw których leży normalny proces starzenia się tkanek.

Etiologia i patogeneza spondylozy (zwężenie kanału rdzeniowego) szyjnej nie są do końca poznane. Istota choroby polega na przedwczesnym wystąpieniu zmian wstecznych w krążkach międzykręgowych i chrząstkach stawowych oraz więzadłach kręgosłupa, podobnych do tych, jakie spotyka się w fizjologicznym procesie starzenia się chrząstek.

Oprócz spondylozy, która najczęściej zmusza chirurga do interwencji, wymienić trzeba jeszcze dwie choroby, w których leczenie operacyjne jest niekiedy konieczne. Są to reumatoidalne zapalenie stawów oraz zeszywniające zapalenie stawów, czyli choroba Bechterewa [29].

Poznanie regionalnych zależności zakresu ruchu, sztywności i własności mechanicznych struktur kręgosłupowych jest podstawą do zrozumienia mechanizmów uszkodzeń kręgosłupa człowieka. Odcinek szyjny kręgosłupa jest najbardziej giętkim ogniwem kręgosłupa i posiada największą ruchliwość, dlatego też narażony jest na częste uszkodzenia wymagające, w większości przypadków, interwencji chirurgicznej. Poprawne rozpoznanie, a co się z tym wiąże dokładna znajomość mechanizmów urazów, może w dużej mierze przyczynić się do lepszego i szybszego przeciwdziałania skutkom powstałego uszkodzenia.

Przeprowadzenie analizy dysfunkcji występujących w obszarze kręgosłupa szyjnego jest istotna ze względu na oszacowanie powstałego uszkodzenia, pod względem jego zakwalifikowania do zastosowania technicznych środków poprawy stabilności. Znajomość patogenezы powstawania urazów i związanych z nimi skutków ubocznych, czyli znajomość elementów które ulegają uszkodzeniu, ich obszaru powstawania oraz rangi w utrzymaniu układu w stabilnej konfiguracji, umożliwia odpowiednie postępowanie lecznicze przy zastosowaniu stabilizatorów. Te zaś stanowią elementy, o których konstrukcji i przeznaczeniu decydują inżynierowie przy współpracy z klinicystami. Jednakże to właśnie konstruktor musi zdecydować o ostatecznym „profilu” implantu, to znaczy przy jakich warunkach obciążeniowych element taki, spełniać będzie najlepiej swoje funkcje. Do tego jednak potrzebna jest znajomość zagadnień związanych z przeciążeniem i formą utraty stateczności.

Jednocześnie analiza mechanizmów urazowych odcinka szyjnego kręgosłupa daje podstawę do opisu często występujących przypadków uszkodzenia.

Równolegle prowadzone badania związane z:

- analizą materiału klinicznego, łącznie z opisem patomechanizmu przeciążenia oraz środków stosowanych w leczeniu,
 - budową i analizą modeli fizycznych, w tym z wykorzystaniem preparatów sekcyjnych,
 - badaniem wpływu stosowanych systemów stabilizacji na zmiany przemieszczeniowe i odkształceniowe segmentów ruchowych kręgosłupa,
- mogą umożliwić identyfikację dysfunkcji i sposobu ich leczenia.

Stąd też omawiane zadania stały się jednym z podstawowych zadań realizacyjnych pracy badawczej.

6. ANALIZA SYSTEMÓW STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Leczenie uszkodzeń kręgosłupa nie należy do prostych działań, ponieważ kręgosłup nie jest jednolitą kością długą i nie można do jego leczenia przenosić wprost metod leczenia kości długich. Złożona budowa kręgosłupa, mnogość połączeń stawowych, więzadłowych warunkujących wielopłaszczyznowe ruchy, siły działające na niego bezpośrednio i pośrednio, powoduje iż mamy do czynienia z leczeniem bardzo skomplikowanej i złożonej struktury. Stąd też tak duża liczba metod leczenia urazów kręgosłupa świadcząca o braku pewnej, niezawodnej strategii w postępowaniu leczniczym.

Wybór właściwego sposobu leczenia zależy od różnych czynników, takich jak: charakter uszkodzenia, mechanizm urazu, obecność i rodzaj powikłań, uszkodzenia towarzyszące, choroby współistniejące, wiek chorego, tradycje i wyposażenie techniczne oddziału, doświadczenie kliniczne i wykształcenie specjalistyczne lekarza kierującego postępowaniem leczniczym, a także wielu innych [36].

6.1. FUNKCJE I ZADANIA STAWIANE STABILIZATOROM KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Zarówno stabilne jak i niestabilne uszkodzenia odcinka szyjnego kręgosłupa spowodowane przeciążeniem wymagają leczenia.

W urazach stabilnych często stosowane jest leczenie zachowawcze, które spełnia dwa podstawowe zadania. Pierwsze zadanie to korygowanie nieprawidłowego ustawienia kręgosłupa będącego następstwem urazowego uszkodzenia. Do drugiego zadania należy unieruchomienie uszkodzonego segmentu kręgosłupa w celu przyspieszenia zrostu i stabilizacji w skorygowanej pozycji [36]. Leczenie zachowawcze realizowane jest przy zastosowaniu różnych form usztywnienia: kołnierze ortopedyczne, gorsety typu Minerva, aparaty typu "halo", oraz wyciągi - najczęściej szkieletowe (czaszkowe).

Jednakże w urazach z zaistniałą niestabilnością (choć również w niektórych urazach stabilnych) wymagane jest leczenie operacyjne przy wykorzystaniu wszczepów typu: wszczepy kostne allo- i autogenne, wszczepy ceramiczne oraz implanty metalowe.

W polskiej literaturze dotyczącej chirurgii ortopedycznej omawia się zastosowanie wszczepów kostnych i ceramicznych, które dają dobre efekty lecznicze pod warunkiem, że zostaną one prawidłowo zastosowane. Duże przemieszczenie segmentów ruchowych czy złe zakleszczenie się wszczepów rokuje pojawienie się wtórnej niestabilności. Dlatego jedynie prawidłowe rozpoznanie i zakwalifikowanie powstałego uszkodzenia daje możliwość uzyskania dobrych wyników leczenia.

Zarówno wszczepom jak i implantom stosowanym w leczeniu operacyjnym, stawia się pewne podstawowe zadania, z punktu widzenia mechaniki są to [15]:

- zachowanie ciągłości odkształceń,
- zachowanie odpowiedniej sztywności stabilizowanego układu (w miarę możliwości zbliżoną do sztywności kręgosłupa zdrowego).

Natomiast podstawowe zadania jakie stawia się klinice to:

- likwidacja dolegliwości bólowych,

- przywrócenie wybranych funkcji kręgosłupa,
- odbarczenie rdzenia kręgowego od ucisku.

Obecnie coraz szerzej w operacyjnym leczeniu urazów odcinka szyjnego kręgosłupa stosowane są implanty metalowe, takie jak płytki, pręty, ramki. Wielość konstrukcji umożliwia wszechstronne zastosowanie przy różnorodnych uszkodzeniach struktur kręgosłupowych (kostnych, więzadłowo - mięśniowych) zarówno z dostępu przedniego jak i tylnego. Należy tu oczywiście zaznaczyć, że inne jest podejście przy zabiegu operacyjnym wykonywanym z dostępu przedniego (płytki), który poza podstawowymi zadaniami umożliwia dodatkową ochronę tętnic szyjnych. Natomiast stabilizacja z dostępu tylnego (pręty, ramki) umożliwia ochronę struktur rdzenia kręgowego [12].

Stabilizacja z dostępu przedniego wykonywana jest między innymi przy resekcji krążka międzykręgowego, złamaniach i zmiążdżeniach elementów przedniej kolumny nośnej kręgosłupa. Postępowanie takie stosuje się także w zmianach onkologicznych, które wymagają wypełnienia przestrzeni, po zresekowanych częściach kręgosłupa, wszczepami lub elementami typu tuleja dystansowa (wspornik). Przy czym wymagane jest tu jednocześnie zabezpieczenie płytkami.

Przy uszkodzeniach tylnych zespołów kostnych i więzadłowych (leczenie z dostępu tylnego) stosuje się elementy spinające takie jak: klamry, druty, systemy prętowe mocowane za pomocą haków i wkrętów kostnych. Rodzaj stabilizatora używany jest w zależności od stopnia uszkodzenia i powstałej niestabilności.

6.2. ANALIZA SYSTEMÓW STABILIZACJI ODCINKA SZYJNEGO

Obecnie w praktyce klinicznej stosuje się mnogość różnego rodzaju systemów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa, co stwarza czasem trudności w wyborze odpowiedniego rozwiązania konstrukcyjnego.

Podjęto więc analizę istniejących stabilizatorów szyjnych pod względem ich konstrukcji, obszaru stabilizacji, dojścia operacyjnego, jak również leczonych chorób, czy wieku pacjenta.

6.2.1. OBSZAR STABILIZACJI

W odcinku szyjnym stosowany jest podział na stabilizację wykonywaną w górnym odcinku C1 - C3 (staw górny i dolny), średnim i dolnym odcinku C4 - C7 (do Th1), jak również stabilizacja części potylicznej czaszki z kręgosłupem szyjnym.

6.2.2. DOSTĘP OPERACYJNY

Ze względu na różnice anatomiczne i odrębność w postępowaniu wyróżniamy grupę zabiegów stosowanych w leczeniu uszkodzeń górnych segmentów odcinka szyjnego kręgosłupa (C1 - C3) oraz operacje niższych segmentów odcinka szyjnego kręgosłupa (C4 - Th1).

W leczeniu operacyjnym kręgosłupa szyjnego stosuje się dwa dostępy: tylny oraz przedni [36].

1. Uszkodzenia górnych segmentów

1.1. Tylny dostęp operacyjny

- przy stabilizacji złamań zęba kręgu obrotowego,
- stabilizacji segmentu C1 - C2,

1.2. Przedni dostęp operacyjny

- przy stabilizacji złamań zęba kręgu obrotowego,
- złamania łuku tylnego atlasu,
- stabilizacji segmentu C1 - C2,

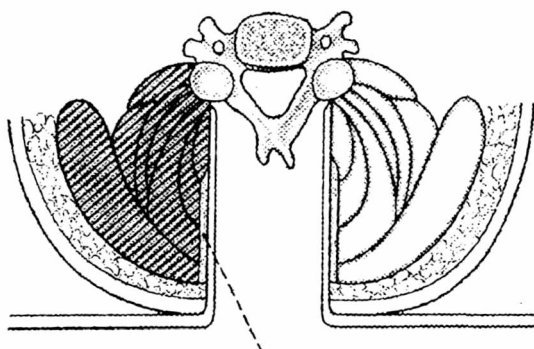
2. Uszkodzenia środkowej i dolnej części odcinka szyjnego

2.1. Tylny dostęp operacyjny

- można usunąć złamane i przemieszczone tylne elementy kręgu, dokonać nastawienia przemieszczenia kręgów oraz ich stabilizacji,

2.2. Przedni (przednio - boczny) dostęp operacyjny

- stabilizacja przy różnych uszkodzeniach elementów kręgosłupa, poza uszkodzeniem tylnych elementów kręgu [36].



Rys.6.1. Dostęp tylny części szyjnej kręgosłupa od potylicy do trzonu pierwszego kręgu piersiowego (widok z góry)

Przedni dostęp do kręgosłupa jest obecnie stosowany z wyboru w leczeniu urazów kręgosłupa nawet w wypadku zwichnięć bez złamań trzonów. Równoczesna osteosynteza przednia jest szczególnie wskazana:

- w złamaniach wybuchowych z niestabilnością,
- uszkodzeniu ściany kanału kręgowego,
- pourazowej kifozie.

W tych złamaniach spondylodeza przy pomocy przeszczepu kostnego nie jest wystarczająca ponieważ przednie odbarczenie pogłębia niestabilność przez operacyjne uszkodzenie więzadeł podłużnych przedniego i tylnego [56].

6.2.3. WSKAZANIA DO LECZENIA

Systemy stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa stosowane są w szerokim zakresie jednostek chorobowych. Każdy system określa obszar swojego zastosowania. Generalnie jednak można określić zespół chorób pojawiający się w kręgosłupie szyjnym, które wymagają stabilizacji przy pomocy środków technicznych. Należą do nich:

- niestabilności pourazowe,
- niestabilności deformacyjne,
- zmiany kyfotyczne (zniesienie fizjologicznej krzywizny odcinka szyjnego),
- uszkodzenia krążka międzykręgowego (dysku),
- uszkodzenia dyskowo - więzadłowe,
- zmiany zwyrodnieniowe i degeneracyjne,
- zmiany onkologiczne,
- infekcje.

W zależności od konstrukcji, sposobu implantowania i innych cech stabilizator stosowany jest do leczenia wybranych jednostek chorobowych.

6.2.4. DOSTOSOWANIE IMPLANTU DO WIEKU PACJENTA

Systemy stabilizacyjne powinny charakteryzować się pewną uniwersalnością, która wiąże się głównie z przystosowaniem stabilizatora do wieku pacjenta szczególnie oraz ze zmianami anatomicznymi struktur kręgosłupowych, a przede wszystkim zmianami geometrii kręgosłupa zachodzącymi z wiekiem.

Dlatego istotne jest określenie w jakim przedziale wiekowym może być stosowany implant. Większość firm produkujących stabilizatory odcinka szyjnego zawęża się do grupy wiekowej dorosłych, ewentualnie młodzieży bez wyszczególnienia implantów pediatrycznych przeznaczonych dla dzieci, u których również występują uszkodzenia odcinka szyjnego kręgosłupa.

6.2.5. RODZAJE STABILIZATORÓW

Ze względu na konstrukcję stabilizatory dzieli się na:

- płytkowe,
- prętowe,
- płytkowo - prętowe (mieszane),
- ramowe,
- drutowe.

Jest to podział w pełni odzwierciedlający obraz istniejących stabilizatorów. Implanty płytkowe są to płaskie płytki generalnie w kształcie prostokątnym. Jednakże w zależności od producenta płytki mają różne konstrukcje, od najprostszych prostokątnych: Dero - LfC (rys.6.2) i St. Georg – Wademar Link (rys.6.2d), trapezoidalnych - Aesculap (rys.6.2a), do stabilizatorów w kształcie litery "H" - Synthes (rys.6.3e) i Codman - Johnson&Johnson (rys.6.2c) lub "S" - Sofamor-Danek (rys.6.2g). Stabilizatory płytkowe są implantowane z dostępu przedniego, dlatego też często spotyka się odpowiednie profilowanie w płaszczyźnie poprzecznej, jak i podłużnej dla lepszego dopasowania do kształtu anatomicznego przedniej części trzonu do której są mocowane.

Istnieją również konstrukcje stabilizatorów płytkowych stosowanych w stabilizacji odcinka szyjnego z dostępu tylnego. Należą do nich takie implanty jak: Axis - Sofamor-Danek (rys.6.2i) oraz Implant for Posterior - Synthes (rys.6.2j).

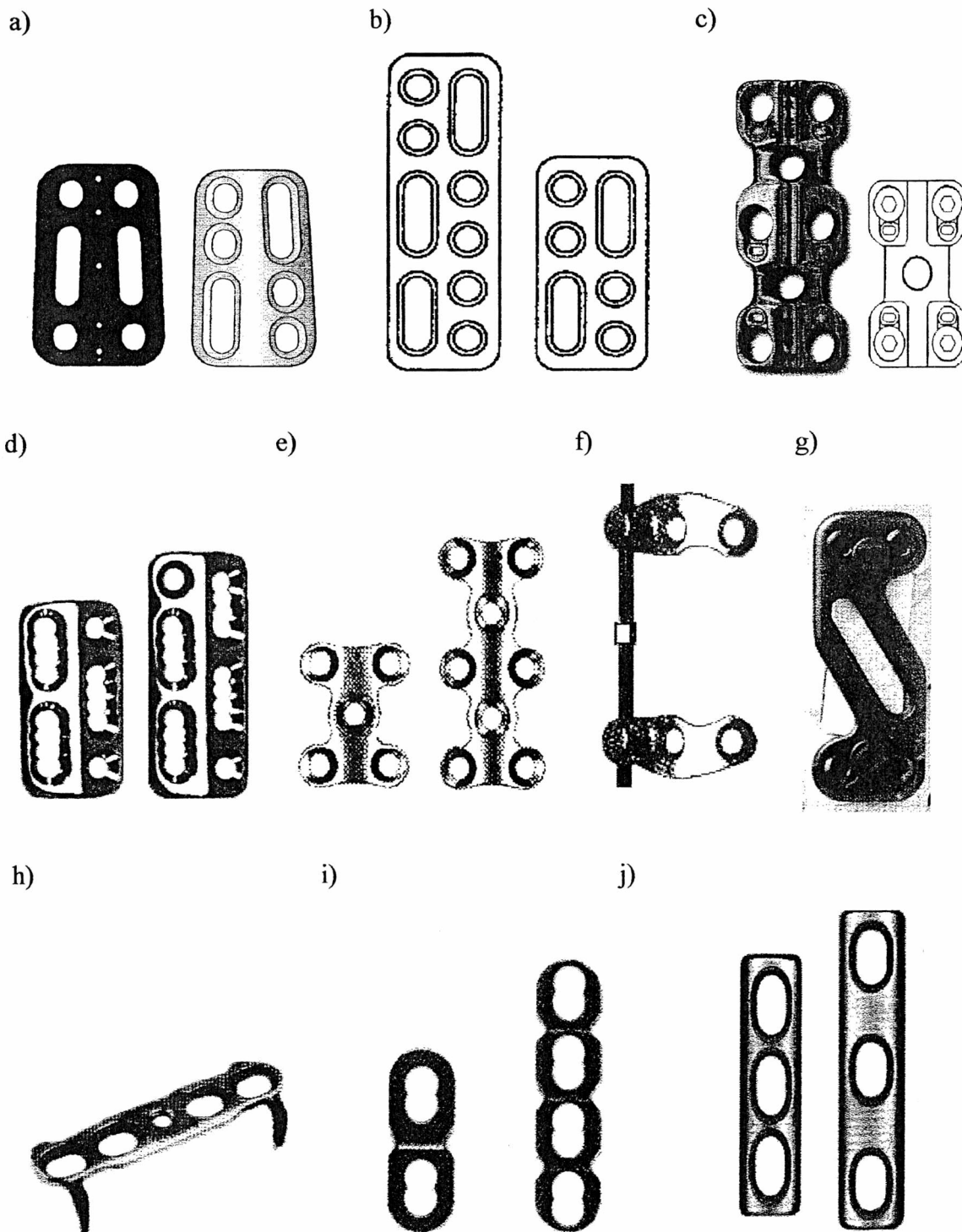
Stabilizatory prętowe to przede wszystkim elementy prętowe mocowane do kręgosłupa za pomocą haków lub śrub. Pręty mogą być gładkie (Apofix - Sofamor-Danek, rys.6.3b), moletowane (CCD Cervical - Sofamor-Danek, rys.6.3a) lub z naciętym gwintem (stabilizator śrubowy kompresyjno-dystrakcyjny - DERO-LfC, rys.6.3e). Implantowane są z dostępu tylnego w związku z czym są wykorzystywane również do stabilizacji odcinka potyliczno - szyjnego. Pręty do tego typu stabilizacji mają kształt przystosowany do mocowania w części potylicznej czaszki w postaci profilowanego płaskiego wspornika mocowanego wkretami kostnymi do czaszki (wspornik potyliczno - szyjny - DERO-LfC - rys.6.3f, CCD Cervical - Sofamor-Danek, rys.6.3a).

Istnieje również system mieszany, który łączy w sobie elementy stabilizatora płytkowego i prętowego. Jest to HWS - Kompresion-Dystraction Implant (rys.6.2f) produkowany przez firmę DePuy. Implantowany jest on z dostępu przedniego i składa się z dwóch owalnych płytek (profilowanych w płaszczyźnie poprzecznej) z dwoma otworami oraz połączonego z nimi okrągłego pręta, gwintowanego na całą długość. Po zamocowaniu płytek wkretami kostnymi, pręt daje możliwość dokonania kompresji lub dystrakcji układu. Ruch wzdłuż osi pręta jest możliwy dzięki zastosowaniu mechanizmu śruby rzymskiej. Jest to więc stabilizator wykorzystujący zalety stabilizatora płytkowego i prętowego.

Innym rozwiązaniem jest stabilizacja (z dostępu tylnego) implantem typu ramka Luque. Ramka przeznaczona jest do leczenia średnich urazów kręgosłupa wymagających interwencji chirurgicznej: zwichnięcia i podwichnięcia lub zerwania tylnego kompleksu więzadeł. Często stanowi on również dodatkową stabilizację przy wykonanej już stabilizacji z dostępu przedniego. Stabilizacja tym systemem polega na usztywnieniu segmentów ruchowych poprzez zespolenie pętlą stalowego drutu ortopedycznym węziny kręgu (często też wyrostków kolczystych) z ramką.

Spotyka się także zespolenie elementów tylnych kręgosłupa przy pomocy drutu ortopedycznego lub innych rozwiązań typu "pętlowego". Pętla druciana przeprowadzana jest przez wytworzone otwory w wyrostkach kolczystych oraz przeplatana przez węzinę kręgu. Sposób ten stanowi prostą stabilizację bez dużej ingerencji elementów metalowych w tkankę żywą.

STABILIZATORY PŁYTKOWE KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO



Rys.6.2. Stabilizatory płytkowe kręgosłupa szyjnego

A. Płytki szyjne implantowane z dostępu przedniego:

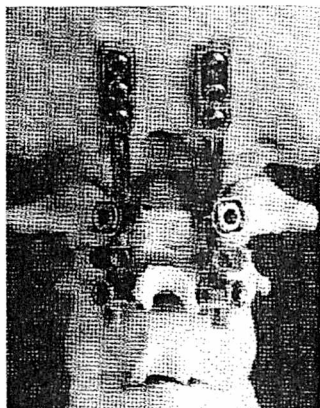
a) płytki **Caspar i Casparevolution** - Aesculap, b) płytki szyjne **Dero** - LFC, c) płytki **Codman** - Johnson&Johnson, d) "**St. Georg**" Waldemar Link, e) **H** - płytki - Synthes, f) płytki **HWS** kompresyjno-dystrakcyjna - DePuy, g) płytki **Orion** - Sofamor- Danek, h) płytki **Staple Plate** - jbs;

B. Płytki szyjne implantowane z dostępu tylnego:

i) **Axis** - Sofamor - Danek, j) **Implants for Posterior** - Synthes [57]

STABILIZATORY PRĘTOWE KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

a)



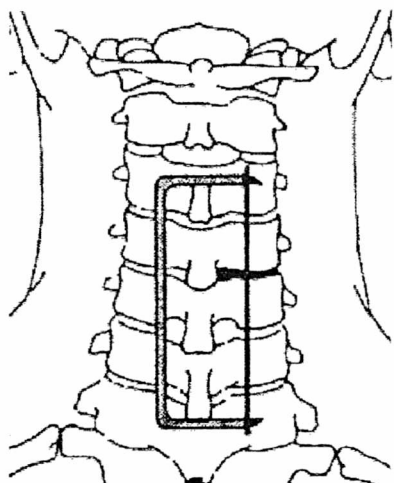
b)



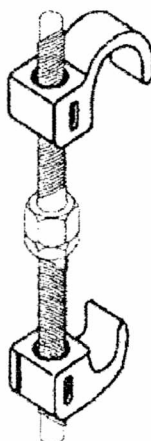
c)



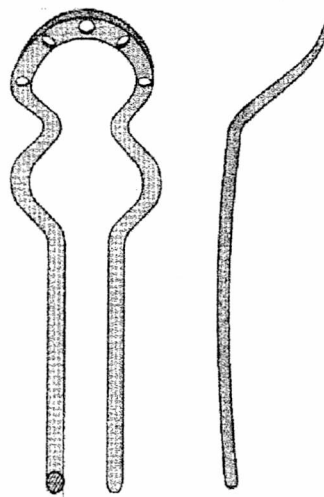
d)



e)



f)



Rys.6.3. Stabilizatory prętowe kręgosłupa szyjnego:

- a) *CCD Cervical* - Sofamor-Danek, b) *Apofix* - Sofamor-Danek,
 c) *HWS* - Kompression Implant DePuy, d) *Neck Frame Dero* - LfC,
 e) *Stabilizator śrubowy kompresyjno-dystrakcyjny Dero* - LfC,
 f) *Wspornik potyliczno-szyjny Dero* - LfC [57]

Tabela 6.1. Struktura i podział systemów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa (# - Systemy płytkowe poddane analizie doświadczalnej i numerycznej)

Wytwórca	AESCULAP		JOHNSON&JOHNSON
Nazwa systemu	Trapezial Osteosynthetic Plates "Caspar" – rys.6.2a	Trapezial Osteosynthetic Plates "Casperevolution" – rys.6.2a	Codman Anterior Cervical Plate # – rys.6.2c
Obszar stabilizacji	Odcinek szyjny	Odcinek szyjny	Odcinek szyjny
Dojście operacyjne	przednie	przednie	przednie
Leczone choroby	- niestabilność pourazowa, - niestabilności dyslokacyjne, - uszkodzenia dysku, - zmiany onkologiczne,	- niestabilność pourazowa, - niestabilności dyslokacyjne, - uszkodzenia dysku, - zmiany onkologiczne,	- niestabilność pourazowa, - niestabilności dyslokacyjne, - uszkodzenia dysku, - zmiany onkologiczne,
Wiek	D, M	D, M	D
Sposób mocowania elementów nośnych	Połączenie śrubami kostnymi	Połączenie śrubami kostnymi	Połączenie śrubami kostnymi
Rodzaj stabilizatora	płytkowy	płytkowy	płytkowy
ELEMENTY STABILIZATORA			
Płytki	- płytka w kształcie trapezu ze wzdłużnymi otw. usytuowanymi parami wzdłuż płytki.; - gr. = 1,2 mm, - szer. podstawy: górnej = 16mm, dolnej = 19mm, - L = 28÷66 mm,	- płytka w kształcie trapezu ze wzdłużnymi i okrągłymi otw. położonymi na przeciw siebie, w dwóch szeregach wzdłuż płytki; - gr. = 1,2 mm, - szer. podstawy: górnej = 16mm, dolnej = 19mm, - L = 24÷90 mm,	- płytka w kształcie "H" na ramionach posiada pary okrągłych otw., na powierzchni łączącej ramiona pojedynczy okrągły otw.; - gr. = 2,5 mm, - szer. = 17 mm, - L = 24÷110 mm,
Pręty	—	—	—
Haki	—	—	—
Śruby	wkręty korowe: L = 10÷28mm, ϕ = 3,5mm	śruby kostne: L = 10÷28mm, ϕ = 3,5mm, wkręty korowe: L = 17÷28mm, ϕ = 4,5mm,	śruby kostne L = 12,15 mm, ϕ = 3,5mm,
Inne elementy	—	—	—
Uwagi	- w płaszcz. poprzecznej płytka jest profilowana, - płytka wykonana z met. stopowych;	- w płaszcz. poprzecznej i podłużnej płytka jest profilowana; - po stronie wew. płytka posiada chropowatą powierzchnię (lepszy kontakt na granicy implant - kość)	- płytka wykonana z tytanu, - płytka profilowana w płaszcz. poprzecznej i podłużnej, pow. wew. posiada poprzeczne karbowania, - mechanizm blokowania śrub

DERO - LFC

Płytką szyjną – rys.6.2b #	Wspornik potyliczno – szyjny – rys.6.3f	Stabilizator śrubowy kompresyjno-dystrykcyjny – rys.6.3e	Nack Frame – rys.6.3d
Odcinek szyjny przednie	Odcinek potyliczno-szyjny tył	Odcinek szyjny tył	Odcinek szyjny tył
- skrzywienia kręgosłupa, - złamania świeże i zastarzałe, - schorzenia zwyrodnieniowe, - zmiany onkologiczne,	- skrzywienia kręgosłupa, - złamania świeże i zastarzałe, - schorzenia zwyrodnieniowe, - zmiany onkologiczne,	- skrzywienia kręgosłupa, - złamania świeże i zastarzałe, - schorzenia zwyrodnieniowe, - zmiany onkologiczne,	- skrzywienia kręgosłupa, - złamania świeże i zastarzałe, - schorzenia zwyrodnieniowe, - zmiany onkologiczne,
D, M, P	D, M, P	D, M, P	D, M, P
Połączenie śrubami kostnymi	W części potylicznej wkrętami kostnymi, w odc. szyjnym hakami	Mechanizm łączenia pręta z hakami opiera się na zasadzie działania śruby rymskiej	Ramka łączona z kręgosłupem drutem ortopedycznym
plytkowy	prętowy	prętowy	ramowy
- płytki w kształcie prostokątym z rozmieszczonymi wzdłuż płytki parami otworów: otwory wzdłużne w parze z dwoma pojedynczymi okrągłymi otworami; - L = 30,46,65 mm - szer. = 17 mm - gr. = 1,2mm	—	—	- ramka ma kształt prostokątny, składają się na nią dwa elementy, elem. w kształcie "C" i zatrzaskująca go beleczka, - L = 33, 43, 47, 57, 62 mm, - szer. = 15 mm,
—	- pręt okrągły z profilowanym wspornikiem w części potylicznej; D: L = 160mm i ϕ = 6mm, P: L = 140mm i ϕ = 5mm, M: L = 120mm i ϕ = 4mm,	- pręt okrągły gwintowany na całej długości, - L = 35, 49, 60, 70 mm odpowiednio łączące 2, 3, 4, 5 kręgów,	—
—	haki laminarne: - haki szyjne C1 - C2, - haki szyjne C3 - C7	haki laminarne: - haki szyjne C1 - C2, - haki szyjne C3 - C7	—
wkręty do kości drobnych: L = 16,18 [mm]	wkręty do kości drobnych	—	—
—	- łączniki wzdłużne: L = 10÷26mm co 2mm, - łączniki przedłużające: naprzeciwległy 2-osiowy, przedłużający 1-osiowy	—	- drut ortopedyczny
- w płaszcz. poprzecznej płytka jest profilowana,	- stabilizator tworzą dwa pręty połączone ze sobą profilowanym wspornikiem potylicznym, - wspornik	- połączenie mechanizmem śruby rymskiej sprawia pewne trudności przy jednoczesnym prowadzeniu (wkręcaniu) haków	- może stanowić dodatkową stabilizację przy wykonanej stabilizacji przedniej;

SYNTHESE

Cervical Spine Locking Plates - rys.6.2e	Cervical Spine H – Plates	Cervical Spine Hook Plate	Posterior Cervical Spine Plate - rys.6.2j
Odcinek szyjny przódne	Odcinek szyjny przódne	Odcinek szyjny tyłne	Odcinek szyjny tyłne
- niestabilność pourazowa, - niestabilności dyslokacyjne, - uszkodzenia dysku, - zmiany onkologiczne,	- niestabilność pourazowa, - niestabilności dyslokacyjne, - uszkodzenia dysku, - zmiany onkologiczne,	- uszkodzenia dyskowo-wieżdłowe, - dodatkowa stabilizacja przy stabilizacji przódnej,	- dodatkowa stabilizacja przy stabilizacji przódnej,
D	D	D	D
Połączenie śrubami kostnymi	Połączenie śrubami kostnymi	Połączenie śrubami kostnymi i hakami	Połączenie śrubami kostnymi i hakami
plytkowy	plytkowy	hakowy	plytkowy
- plytka w kształcie "H" na ramionach posiada pary okrągłych otw., na powierzchni łączącej ramiona pojedynczy okrągły otw.; - gr. = 2mm, - szer. = 20,65mm, a) pary otw. "2" L = 24÷36mm co 2mm, b) pary otw. "3" L = 39÷63mm co 3mm, - plytka długa L = 66÷92mm co 3mm,	- plytka w kształcie "H" na każdym ramieniu posiada po dwa okrągłe otw. (para), na powierzchni łączącej ramiona pojedynczy okrągły otw.; - gr. = 1,2mm, - szer. = 19mm a) ilość otw. "5" L = 23,25, 28mm, b) ilość otw. "8" L = 41,46mm, c) ilość otw. "11" L = 59mm, - plytka długa L = 103,115,133mm	—	- plytka prostokątna wąska z szeregiem otw. wzdłużnych: a) odl. między otw. 8mm L = 26, 42, 58, 194mm - ilość otw. odpowiednio 3,5,7,24 b) odl. między otw. 12mm L = 22, 34, 46, 58, 190mm - ilość otw. odpowiednio 2, 3, 4, 5, 16 - gr. = 2,7mm, - szer = 9mm,
—	—	—	—
—	—	hak : gr. = 1,1mm, szer. = 9mm - z jednym otw. L = 21, 24mm, - z dwoma otw. L = 27÷39 co 3mm,	—
śruby gąbczaste: -śruba lita z rozszerzonym łbem L = 14mm, φ=4,0÷4,35mm; -śruba z rozszerzonym łbem (z gwintem wew.), pokryta tytanem, L= 14mm, φ = 4,0mm,	wkręty korowe: L = 10÷30mm co 2mm, φ = 2,7 \ 3,5mm,	wkręty korowe: L = 10÷30mm co 2mm, φ = 2,7 \ 3,5mm	wkręty gąbczaste: L = 12÷24mm co 2mm, φ = 3,5mm
śruba zabezpieczająca L = 1,8mm	—	—	—
- w płaszcz. poprzecznej plytka jest profilowana, - śruby nie wymagają osadzania na tylnej korówce, - zabezpieczenie przed wyryciem śrub, aby wkrętów są wew. gwintowane, w otw. ten wkręcany jest wkręt blokujący	- plytki i wkręty kostne tytanowe lub met. stopowe, - w płaszcz. poprzecznej plytka jest profilowana;	- haki mogą łączyć jeden lub dwa segmenty ruchowe, - haki tytanowe lub met. stopowe;	- plytki tytanowe;

SOFAMOR - DANEK

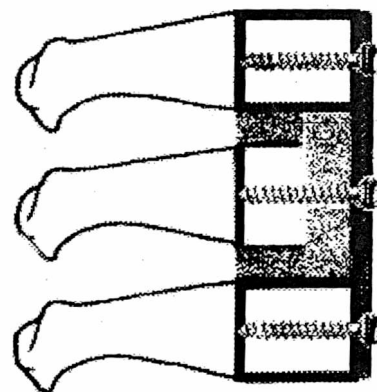
Apofix – rys.6.3b	CCD Cervical – rys.6.3a	Axis – rys.6.2i	Orion – rys.6.2g
Odcinek szyjny tylne	Odcinek szyjny i potyliczno - szyjny tylne	Odcinek szyjny tylne	Odcinek szyjny przednie
- złamania z przemieszczeniem, - zwichnięcia, - stany zwyrodnieniowe,	- urazy i stany deformacyjne, - stany zapalne i degeneracyjne, - choroby onkologiczne, - infekcje,		- urazy i stany deformacyjne, - stany zapalne i degeneracyjne, - choroby onkologiczne, - infekcje,
D	D	D	D
Zacisk haków na pręcie prętowo-hakowy	Mechanizm zatrzaskowy prętowy	Połączenie śrubami kostnymi płytkowy	Połączenie śrubami kostnymi płytkowy
—	—	- płytka z wydzielonymi segmentami, w każdym segmencie znajdują się dwa otw. tworzące "8", - płytki posiadają 2, 4, 6, lub 8 segmentów, - wys. segmentów 11, 13, 15mm	- płytka w kształcie "S", na górnej i dolnej podstawie znajdują się trzy otw., dwa na wkręty kostne i jeden, środkowy na elem. blokujący, na środku płytki otwór wydłużony, - L = 25÷110mm co 2,5mm
- pręty gładkie z naciętymi dwoma naprzeciwległymi rzędami rowków,- pręt zakończony z jednej strony hakiem,	-pręty o moletowanej powierzchni: szyjne L = 40,60mm, ϕ = 5mm, potyliczno-szyjne L = 60,160mm, ϕ = 5mm,	—	—
- hak laminarny krótki, - hak laminarny długi,	haki laminarne: - z zamkniętym gniazdem o małym i dużym gwincie; - z otwartym gniazdem, - haki potyliczne, wkręty korowe: L = 8÷14mm, ϕ = 3,5mm, L = 16÷24mm, ϕ = 3,5mm,	—	—
—	wkręty korowe: L = 8÷14mm, ϕ = 3,5mm, L = 16÷24mm, ϕ = 3,5mm,	wkręty gąbczaste: L = 10÷24mm, ϕ = 3,5 / 4,0 mm, wkręty korowe: L = 26÷54mm, ϕ = 4,0 mm,	wkręty gąbczaste: L = 10÷24mm, ϕ = 4,0 mm, L = 11, 13, 15mm, ϕ = 4,35 mm, - śruba zabezpieczająca,
—	- łącznik prętów o przek. kwadratowym, gładki L = 60mm; - elem. blokujący; - wkręty M3 do gniazd haków M3,5; nakrętki z zew. i wew.M6,	—	—
- połączenie haków z prętem następuje po zaciśnięciu nasadki haka na pręcie, w miejscu wgłębien, - rowki stanowią miejsca o własnościach karbu;	- pręt wprowadzany jest do gniazda haka, wówczas wkręcona zostaje nakrętka (o wew. i zew. gwincie) a w nią wkręt M3 (M3,5), na całość nałożony zostaje element zabezpieczający; - hak założony na pręt jest zabezpieczony specjalną nasadką nakładaną na niego;	- płytka może być doginania w każdym kierunku, włączając w to skręcanie, - wkręty kostne wkręcane pod kątem (dla krótkich segmentów 60°, dla wysokich 104°) daje to możliwość lepszego pasowania płytki;	- w płaszcz. poprzecznej płytka jest profilowana, możliwe jest wygięcie płytki wzdłuż co umożliwia uzyskanie lordozy szyjnej, - zabezpieczenie przed wyrwyaniem wkrętów uzyskuje się przez wkręcenie śruby blokującej w otwór pomiędzy wkręty kostne, - wkręty implantowane są pod kątem 15°;

WALDEMAR LINK		jbs		AcroMed	
Płytki "St. Georg" – rys.6.2d	Anterior Cervical Staple Plates – rys.6.2h	Cervical Spine System	University Platep		
Odcinek szyjny przednie	Odcinek szyjny przednie	Odcinek szyjny i potyliczno-szyjny tyłne	Odcinek L3 -T10 przednie		
- niestabilność pourazowa, - niestabilności dyslokacyjne, - uszkodzenia dysku, - zmiany onkologiczne, D	- zmiany zwyrodnieniowe, - urazy niestabilne - zmiany kyfotyczne, - zmiany onkologiczne, D	- zmiany zwyrodnieniowe, - urazy niestabilne - zmiany kyfotyczne, - zmiany onkologiczne, D	- złamania zmiężdżeniowe, - uszkodzenia dysku, - dodatkowa stabilizacja przy stabilizacji przedniej, D		
Połączenie śrubami kostnymi płytkowy	Połączenie śrubami kostnymi płytkowy	Połączenie za pomocą wkrętów kostnych i haków prętowy	Połączenie śrubami kostnymi i hakami płytkowy		
- płytki prostokątne ze wzdłużnymi otw. w dwóch szeregach przesuniętych względem siebie o 1/2 dł. otw. wzdłużnego; na przeciwnych podstawach znajdują się po jednym otw. okrągłym, które wyrównują przesunięcie, - gr. = 1,5mm, - szer = 17mm, - ilość otw. wzdłużnych 2 ÷ 7 i odpowiednio L = 25÷62,5mm co 7,5mm	- płytki prostokątne z jednym szeregiem wzdłużnych otw., (środkowy, pojedynczy otw. jest okrągły); - pł. długa: L = 44mm - 5 otw., - pł. krótka: L = 28mm - 3 otw., - na dwóch przeciwnych (dłuższych) krawędziach płytki znajdują się szpilki prostopadłe do jej powierzchni,	—	- płytki prostokątne z otw. wzdłużnymi, ułożonymi w dwóch szeregach wzdłuż płytki, - L = 70, 80, 90, 100mm, - płytki o ściętej ukośnie dolnej podstawie, - L = 95, 105mm,		
—	—	- odc. pot.-szyjny: pręty proste moletowane, z odpowiednio ukształtowaną do cz. pot., - odcinek. szyjny (trzy segmenty ruchowe) L = 80mm, φ = 5mm, haki: prawy i lewy,	- wkręty: L = 30÷55mm co 5mm, φ = 6,25mm, - śruby: L = 30÷55mm co 5mm, φ = 7mm, —		
—	—	—	—		
wkręty kostne φ = 4,5mm,	śruby gąbczaste: -śruba lita z rozszerzonym łbem L=14mm, φ = 4,0/4,35mm, - śruba z rozszerzonym łbem, pokryta tytanem L=14mm, φ = 4,0mm, śruba zabezpieczająca L = 1,8mm	wkręty korowe: L = 8÷18mm co 2mm, φ = 2,7mm,	—		
		- łącznik poprzeczny - dwa pierścienie połączone belką powierzchnią płaską, moletowana, - L = 50, 55, 60mm	—		
- płytki profilowana w paszcz poprzecznej	- płytki wykonana z tytanu, - bolce (szpilki) wbijane są w trzon kręgu co pozwala na silne zakotwiczenie płytki;	- pręty do odcinka pot. - szyjnego obejmują kręgosłup szyjny do C5;	- w płaszczyzn poprzecznej płytka profilowana, - płytka tytanowa,		

6.3. OCENA UŻYTECZNOŚCI STABILIZATORÓW KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Stabilizatory typu ramkowego (np. ramka Luque, Neck Frame - LfC – rys.6.3d) są implantami stosowanymi do wąskiej grupy urazów. Ich dużą zaletą jest na pewno prosta technika montażu i zawężona do niezbędnego minimum ilość elementów (ramka, drut ortopedyczny). Konstrukcja jest mało skomplikowana, nie wymaga podczas implantowania zachowania jakichkolwiek szablonów lub stosowania innych przyrządów pomocniczych. Ujemną cechą jest ograniczenie jego zastosowania tylko do lekkich urazów. Wadą może być także to, że przy oplataniu wężyny drut przeciągany jest przez kanał kręgowy, a więc w pobliżu rdzenia kręgowego co może wiązać się z ryzykiem naruszenia układu nerwowego. Mocowanie drutu wokół wężyny czy wyrostków kolczystych może powodować, szczególnie w trakcie ich obciążania, niekorzystne zjawisko wrzynania się drutu w kość. Tak więc stabilizatory ramkowe mimo dużej zalety jaką jest ich prostota posiadają wady, które wymagałyby wprowadzenia pewnych zmian łagodzących ich skutki.

Płytkowe systemy stabilizujące dają możliwość leczenia stabilnych oraz niestabilnych urazów kręgosłupa szyjnego. Technika ta należy do tych nielicznych, które dają możliwość wykorzystania przeszczepów kostnych przy leczeniu uszkodzeń odcinak szyjnego, co przedstawia rysunek 6.4. Jeżeli w skutek urazu uszkodzeniu uległ trzon kręgu, lub wymagane jest usunięcie krążka międzykręgowego, jak również w przy zmianach onkologicznych, usunięte elementy są zastępowane przeszczepem kostnym (lub ceramicznym). Fragment przeszczepu kostnego mocowany jest za pomocą śrub do płytki w jej części środkowej i tak przygotowany stabilizator mocuje się do dwóch sąsiednich, zdrowych kręgów [10].



Rys.6.4. Sposób odtwarzania fragmentu zniszczonego elementu kręgu przy użyciu przeszczepu

Stabilizacja płytkami posiada pewne trudności w implantowaniu, związane głównie z niewielkimi rozmiarami elementów takiego stabilizatora. Oczywiście ograniczenie te związane jest ściśle z geometrią struktur kręgosłupa szyjnego i trudno byłoby je ominąć.

Istnieje jednak poważniejszy problem pojawiający się w stabilizatorach płytkowych - obluźowanie wkrętów kostnych, którymi mocuje się płytkę do trzonu kręgu – rys.6.5. Usztywnienie kręgosłupa powoduje unieruchomienie najczęściej 2 segmentów ruchowych, na które składa się 6 stawów o złożonych możliwościach wielopłaszczyznowych ruchów. Powoduje to wystąpienie mikroruchów w miejscu zespolenia i szybkie obluźowanie implantów płytkowych [56].



Rys.6.5. Schemat obluźowania powstałego w wyniku nieprawidłowego zakotwiczenia wkrętu kostnego [57]

dotatkowe elementy kotwiczące płytkę w postaci szpilek i bolców wbijanych w tkankę kostną (płytki Staple Plate - jbs - rys.6.2h) oraz specjalne wkrety zabezpieczające śruby implantowane w trzon (Orion - Sofamor-Danek - rys.8.8b, Codman - Johnson&Johnson - rys.6.7c), [54].

Systemy stabilizacji prętowej implantowane z dostępu tylnego dają możliwość wykonania dystrakcji i kompresji, czego nie można uzyskać innymi implantami używanymi do leczenia uszkodzeń odcinka szyjnego kręgosłupa. Wyjątek stanowi system mieszany HWS – DePuy – rys.6.2f, który łączy w sobie elementy stabilizatora płytkowego i prętowego.

Pręt o przekroju kołowym daje więcej wariantów konfiguracji układu niż płytka. Głównymi elementami tych stabilizatorów jest pręt nośny, na którym mocowane są haki, śruby oraz łączniki poprzeczne. Zastosowanie haków do łączenia pręta z kręgosłupem pozwala utrzymać pręt z dala od tkanki kostnej, eliminując ucisk tkanek i zagrożenie powstania martwicy.

Instrumentarium to umożliwia także odtworzenie naturalnej krzywizny odcinka szyjnego, dzięki możliwości kształtowania prętów nośnych. Jedynie stabilizatory z prętem o naciętym gwincie (połączenie haków z prętem opiera się na wykorzystaniu mechanizmu śruby rzymskiej) nie mają możliwości kształtowania go (stabilizator śrubowy kompresyjno - dystrakcyjny LfC, HWS - DePuy). Jednakże kształtowanie pręta do odpowiedniej krzywizny kręgosłupa niesie ze sobą pewne niekorzystne zjawiska. Wykonywanie pracochłonnych czynności ślusarskich na elementach stabilizatora, w trakcie zabiegu, niekorzystnie wpływają na właściwości antykorozyjne danego elementu, jak również utrudniają i wydłużają sam zabieg operacyjny.

W praktyce klinicznej, polskiej ortopedii, dominuje tendencja do stosowania stabilizacji kręgosłupa szyjnego z dostępu przedniego. Wynika to między innymi z bezpieczeństwa prowadzonego zabiegu jak i możliwości uzyskania lepszej stabilizacji leczonego odcinka.

Oczywiste jest, że nie wszystkie metody stabilizacji kręgosłupa szyjnego mogą i muszą być realizowane z dostępu przedniego. Uwarunkowane jest to przede wszystkim rozległością uszkodzenia a jednocześnie techniką preferowaną przez dany ośrodek lub przez operatora.

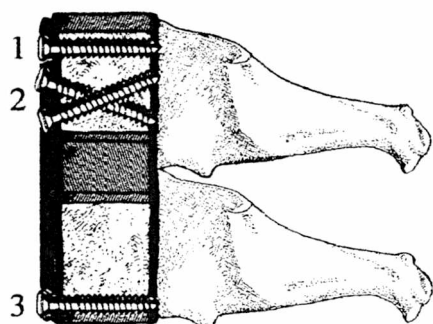
6.4. MECHANIZMY OBCIĄŻENIOWE WYBRANYCH SYSTEMÓW STABILIZACJI

Jak już omówiono systemy stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa generalnie dzielimy na dwie grupy: implantowane z dostępu przedniego i z dostępu tylnego.

Każdy z tych stabilizatorów ma odmienną strukturę przenoszenia obciążeń związanych ściśle z jego konstrukcją i sposobem implantowania.

6.4.1. MODEL OBCIĄŻENIOWY STABILIZATORA PŁYTKOWEGO

Jeżeli dojdzie do uszkodzenia w odcinku szyjnym kręgosłupa to chcąc poprawić stabilność takiego układu stosuje się, w zależności od powstałego uszkodzenia, odpowiednie



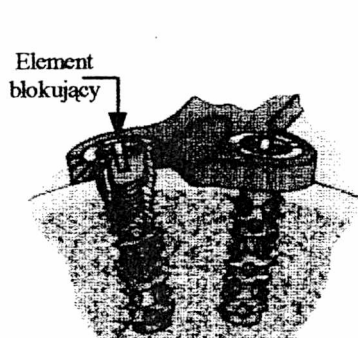
Rys.6.6. Sposób mocowania płytki wkrętami kostnymi do kręgu. Optymalne położenie wkrętu przedstawia pozycja - 1 możliwe (dopuszczalne) implantowanie - 2, niedopuszczalne położenie (granica kręgu i krążka międzykręgowego) - 3 [57]

Najczęstsze przyczyny obluzowań stabilizatorów płytkowych to [54]:

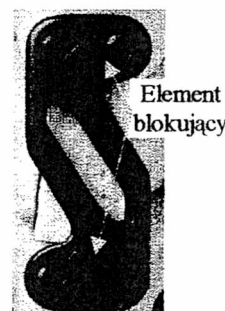
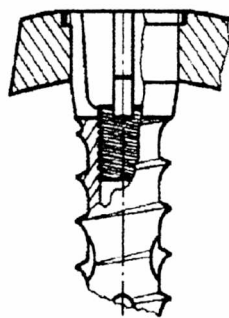
1. Zastosowanie zbyt krótkich wkrętów.
2. Przyłożenie nadmiernej siły w trakcie implantowania śrub.
3. Brak zachowania równowagi naprężeń ponieważ oteosynteza płytki nie była wykonana w jednej płaszczyźnie z powierzchnią trzonu kręgu.
4. Błędne zamocowanie wkrętu kostnego: w krążku międzykręgowym, bez oparcia wkrętu na tylnej korówce trzonu, pozostawienie przestrzeni między płytką a powierzchnią trzonu - rys.6.5, 6.6.
5. Zły stan tkanki kostnej (np. osteoporoza).
6. Przedwczesne działanie sił na połączenie, które jest niedostatecznie wyleczone.
7. Infekcje.

Obecnie wiele producentów stosuje różnego rodzaju zabezpieczenia przed obluzowywaniem i wyrywaniem wkrętów kostnych z kręgu.

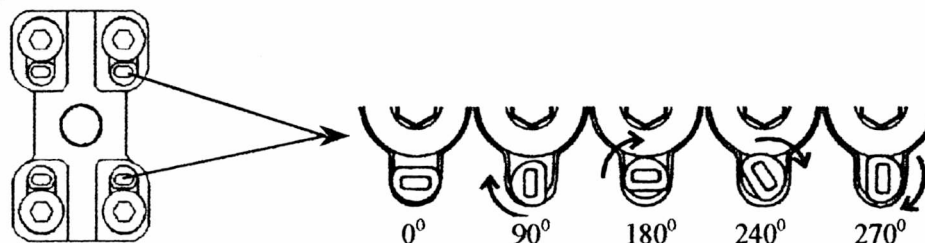
a)



b)



c)



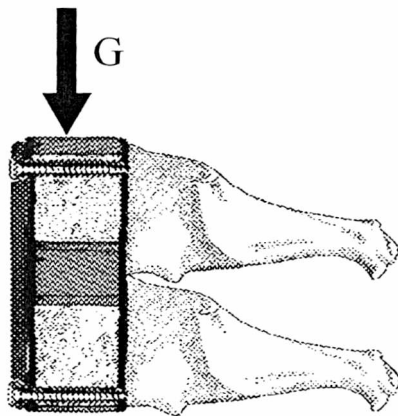
Rys.6.7. Systemy zabezpieczające wkręty kostne przed wyrywaniem:

a) H-płytką – Synthes, b) Orion - Sofamor-Danek, c) Codman - Johnson&Johnson [57]

Należą do nich specjalna konstrukcja wkrętów (H-płytką – Synthes – rys.6.7a, następuje rozprężenie wkrętu kostnego poprzez zakotwiczenie w niej drugiej śruby),

systemy stabilizacji. Jednym z podstawowych zadań stabilizatora jest zapewnienie odpowiedniego przenoszenia obciążeń występujących w kolumnie kręgosłupowej.

Stabilizator płytkowy nie daje możliwości dokonania dystrakcji czy kompresji. Jest natomiast elementem, który przejmuje obciążenia przenoszone przez struktury kręgosłupa działające w układzie pierwotnym (przed uszkodzeniem). Siła osiowa G z jaką głowa oddziałowuje na odcinek szyjny przekazywana jest na płytkę stabilizującą za pośrednictwem



Rys.6.8. Układ ze stabilizatorem płytkowym

wkrętów kostnych implantowanych w trzonie kręgu, rysunek 6.8. Układ ten odciąża uszkodzoną strukturę, dając możliwość prawidłowego zrostu jak i dalszego funkcjonowania całego odcinka szyjnego [54].

Jak już wcześniej wspomniano leczenie systemem płytkowym daje możliwość wykorzystania przeszczepów kostnych (lub ceramicznych) przy stabilizacji uszkodzonych struktur (trzonu, krążka międzykręgowego). Przeszczep mocowany jest za pomocą śrub do płytki w jej części środkowej i tak przygotowany stabilizator mocuje się do dwóch sąsiednich, zdrowych kręgów. Istnieje również możliwość zastąpienia uszkodzonej struktury wspornikiem metalowym.

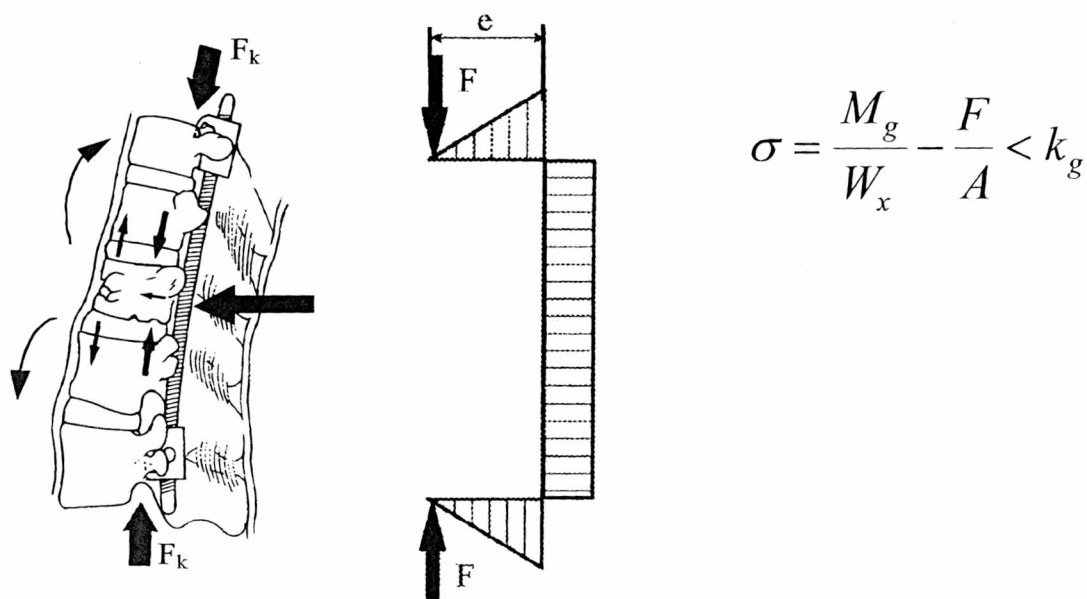
Wspornik stanowi siatka w kształcie tulei, która jest wypełniana przeszczepami kostnymi i tak jak we wcześniejszym przypadku mocowana jest płytką stabilizującą, która zabezpiecza zaimplantowaną tuleję.

Zastosowanie wszczepów lub wspornika metalowego w znaczny sposób zmienia przenoszenie obciążeń przez płytkę. Przeszczepy kostne charakteryzują się niskim modułem sprężystości E , ma to wpływ na sposób przenoszenia obciążeń przez płytkę. W takich warunkach przenoszone są tylko obciążenia wzdłużne czyli ściskanie, ścinanie i zginanie.

Odmienne przedstawia się układ ze elementem metalowym zastępującym struktury kręgosłupowe. Wspornik metalowy posiada duży moduł sprężystości w związku z czym płytką stabilizującą przenosi głównie obciążenia poprzeczne a nie wzdłużne.

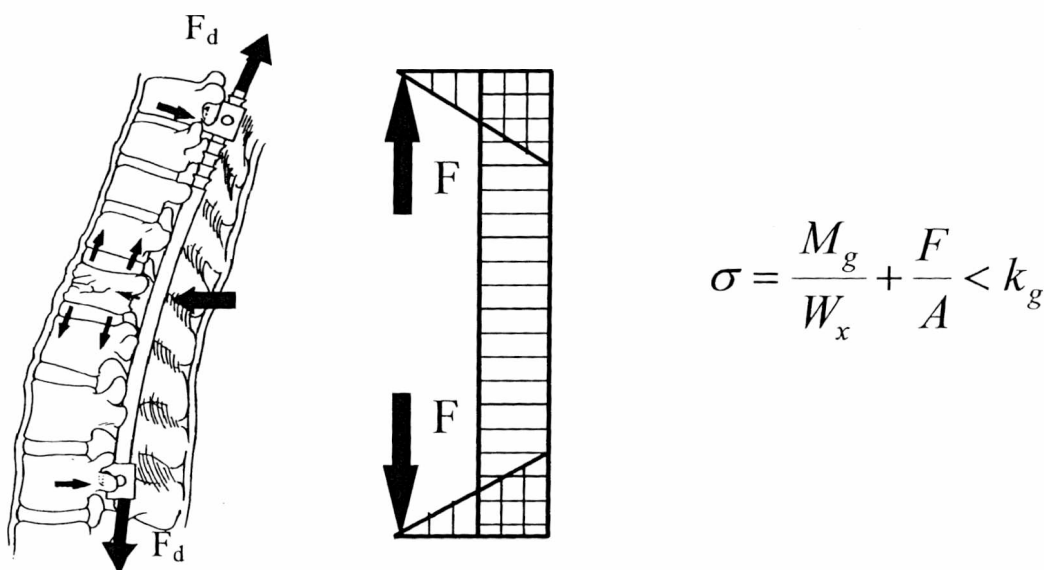
6.4.2. MODEL OBCIĄŻENIOWY STABILIZATORA PRĘTOWEGO

Stabilizatory prętowy umożliwia, jak już wspomniano, dystrakcję lub kompresję. Pojawienie się kompresji kręgów związane jest tylko z tylną częścią kręgów. Siły F_k powodują ściśnięcie kręgów na wysokości wyrostków stawowych. Siły te działające na ramieniu odpowiadającym długości haków wywołują moment przyczyniający się do odciążenia trzonów kręgów. W wyniku działania sił F_k pręty stabilizatora (po jednym po obu stronach wyrostkach kolczystego) ulegają ugięciu, dzięki czemu naciskają one na tylne powierzchnie łuków kręgowych. Powstaje więc dodatkowa siła poprzeczna odciążająca trzony kręgów. Taki rozkład sił składający się z trzech punktów podparcia, przyczynia się do utworzenia bardzo dobrej stabilizacji segmentów kręgosłupa - rys.6.9.



Rys.6.9. Rozkład sił kompresyjnych w stabilizowanym odcinku [27]

Na rysunku 6.10 przedstawiony został rozkład sił dla układu dystrykcyjnego. Podparcie stabilizatora obejmuje trzy punkty, pierwszy w punkcie zamocowania haka bliższego osi ciała, drugiego w punkcie zamocowania haka dalszego osi ciała. Punkt trzeci położony jest w płaszczyźnie styku wężyny i pręta w miejscu urazu kręgu (trzonu). Tak jak w mechanizmie kompresyjnym siły F_d powodują ściśnięcie kręgów i działając na ramieniu odpowiadającym długości haków wywołują moment przyczyniający się do odciążenia trzonów kręgów. W wyniku działania sił F_d pręty stabilizatora ulegają ugięciu czego rezultatem jest siła dystrykcyjna działająca w płaszczyźnie poprzecznej ciała i odciążającej uszkodzony trzon kręgu.



Rys.6.10. Rozkład sił dystrykcyjnych w stabilizowanym odcinku [27]

6.5. WYMAGANIA STAWIANE STABILIZATOROM KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Konstrukcje implantów kręgosłupowych powinny umożliwiać operatorowi dokonującemu zabieg przeprowadzenie sprawnej i szybkiej stabilizacji, tj.:

- zapewnić, przez odbarczenie, optymalne warunki dla przywrócenia funkcji rdzenia i korzeni nerwowych,
- odtworzyć możliwie poprawnie struktury anatomiczne kręgosłupa ze szczególnym uwzględnieniem kanału kręgowego,
- przywrócić stabilność w uszkodzonym segmencie ruchowym kręgosłupa.

Wśród istniejących wielu systemów wewnętrznej stabilizacji kręgosłupa szyjnego żaden nie spełnia wszystkich wymogów [15].

Analiza jednostek chorobowych wymagających leczenia implantami jak i istniejących systemów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa pozwoliła na określenie wytycznych, które mogą być użyteczne w projektowaniu i wytwarzaniu stabilizatorów. Konstrukcja stabilizatora powinna spełniać między innymi następujące wymogi i kryteria:

- ✓ **Biotolerancja i biogodność.**
- ✓ **Minimalizacja uszkodzeń oraz ucisku tkanek żywych elementami stabilizatora.**
Dociskanie stabilizatora do kości wiąże się z ryzykiem obumierania uciskanych tkanek na skutek niedokrwienia - powstawanie martwicy.
- ✓ **Wymiary geometryczne nie doprowadzające do podrażnień cienkiej warstwy tkanki miękkiej szyi.**
Jest to wymaganie, które mimo, iż mogłoby odnosić się do wszystkich regionów kręgosłupa, w odcinku szyjnym jest szczególnie istotne. Związane jest to z delikatną strukturą kostną i miękką tej części kręgosłupa.
Należy tutaj dodać wymóg projektowania stabilizatorów o "opływowych" kształtach. Stabilizator jako całość powinien odznaczać się brakiem ostrych krawędzi. Obłe kształty ograniczają oddziaływanie materiału implantu z przyległymi tkankami i płynami ustrojowymi.
- ✓ **Struktura nośna nie powodująca wzrostu sztywności stabilizowanego odcinka ruchowego.** Dostosowanie odkształcalności implantu do stabilizowanego odcinka.
Zbyt duże usztywnienie to zakłócenie fizjologicznego działania kręgosłupa, dyskomfort pacjenta a przede wszystkim niebezpieczeństwo pęknięć i złamań elementów stabilizatora. Usztywnienie fragmentu kręgosłupa prowadzi również do nadmiernej ruchomości połączeń stawowych odcinków z bezpośredniego sąsiedztwa, skutkiem czego może być przeciążenie sąsiednich krążków międzykręgowych i stawów. To natomiast może doprowadzić do ich zwyrodnienia.
- ✓ **Możliwie krótkoodcinkowa stabilizacja.**
Stabilizatory unieruchamiające więcej segmentów niż segmenty otaczające uszkodzoną część jest stabilizowaniem na "zapas". Doprowadza to między innymi do zbyt dużego usztywnienia. Układ odciążający przytwierdzony w dwóch punktach, jest w stanie całkowicie bezpiecznie przenosić te obciążenia. Kolejne punkty podparcia stabilizatora

będą jedynie powodować nierównomierny rozkład przenoszonego obciążenia, w rezultacie nie prawidłową jego pracę.

- ✓ **Wysoka wytrzymałość mechaniczna** (statyczna i zmęczeniowa poszczególnych elementów, zmęczeniowa połączeń stabilizatora).

Implantowany stabilizator poddawany jest dużej liczbie cykli pracy co wiąże się z bardzo wysoką ruchliwością odcinka szyjnego. Z tego względu stabilizatory szyjne powinny wykazywać wysoką wytrzymałość na zmęczenie.

- ✓ **Zabezpieczenia przed możliwością wyrwania i wykręcania wkrętów kostnych.**

Zjawisko wyrwania i obluzowania się wkrętów kostnych jest dość często obserwowane w stabilizatorach płytkowych implantowanych z dostępu przedniego. Dlatego konstrukcja stabilizatora powinna zapewniać takie zabezpieczenia aby eliminować te efekty.

- ✓ **Optymalna powierzchnia styku** pomiędzy poszczególnymi komponentami stabilizatora. Zabezpiecza to przed mikroruchami między elementami stabilizatora.

- ✓ **Uniwersalność zastosowania.**

Istotny wymóg ze względu na operatora, który powinien mieć możliwość zmiany wcześniej zaplanowanego układu, przez jego rozbudowę lub minimalizację stosowanych elementów, w zależności od zaistniałej sytuacji. Uniwersalność zestawu wiąże się także z zakresem korekcji jakie umożliwia dany system.

- ✓ **Prosta procedura implantowania.**

Skomplikowany i złożony proces implantowania stabilizatora w znaczny sposób przedłuża czas operacji (niekorzystne dla pacjenta) i prowadzi do niepotrzebnego stresu samego operatora.

- ✓ **Ograniczona liczba elementów stabilizatora jak i narzędzi chirurgicznych.**

Kryterium to ściśle wiąże się z wcześniejszym wymogiem. Poza tym wąskie pole operacyjne (charakterystyczne dla odcinka szyjnego), nie daje możliwości swobodnego działania, czy współdziałania kilku operatorów.

- ✓ **Brak obróbki mechanicznej (ślusarskiej) w trakcie implantacji.**

Obróbka taka jest o tyle groźna, że chwilowy brak uwagi a przede wszystkim doświadczenia operatora, który modeluje element stabilizatora, może doprowadzić do uszkodzenia powierzchni stabilizatora, a w konsekwencji do uszkodzenia warstwy pasywnej w związku z czym taki element traci swoje podstawowe kryterium użyteczności tj. biotolerancję. Dlatego też należy dostarczać stabilizatory w takiej formie aby nie wymagały one obróbki w trakcie zabiegu.

- ✓ **Możliwość prowadzenia diagnostyki.**

Implanty powinny być wykonywane z materiałów (materiały na bazie tytanu, materiały węglowe) o małym współczynniku pochłaniania promieniowania rentgenowskiego (przenikalność radiologiczna). Jednocześnie powinny umożliwiać prowadzenie diagnostyki przy zastosowaniu nowoczesnych technik obrazowania (tomografii komputerowej, rezonansu magnetycznego).

Należy podkreślić, że ze względu na złożoność zjawisk zachodzących w kręgosłupie szyjnym, nie jest możliwe stworzenie systemu całkowicie uniwersalnego. Jednakże producenci powinni dążyć do stworzenia takiej grupy systemów aby spełniały one jak najwięcej stawianych im wymagań.

Wykonanie analizy uszkodzeń oraz istniejących systemów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa, umożliwiło przedstawienie całego spektrum zagadnień i problemów związanych z prawidłowym wyborem, implantacją oraz eksploatacją stabilizatorów szyjnych. Na tej podstawie można stwierdzić, iż stabilizacja z dostępu tylnego jest obecnie metodą stosowaną jedynie w wąskim zakresie uszkodzeń struktur odcinka szyjnego. Główną metodą stabilizacji, stosowaną szeroko w praktyce klinicznej, jest leczenie z dostępu przedniego przy wykorzystaniu stabilizatorów płytkowych. Systemy płytkowe stosowane są także do stabilizacji w przypadkach zastępowania lub uzupełniania przeszczepami przestrzeni po uszkodzonych i usuniętych elementach krążka międzykręgowego, jak i trzonów kręgów, dając w ten sposób pewną stateczność kręgosłupa.

Szerokie stosowanie stabilizatorów wprowadzanych z dostępu przedniego narzuca pytania związane z poprawnością ich działania i pracy w złożonych warunkach obciążeniowych występujących w odcinku szyjnym. Dlatego też istotne jest poszukiwanie odpowiedzi na zagadnienia związane:

- z wpływem konstrukcji płytek stabilizujących na zmiany sztywności, pojawiające się wraz z wprowadzeniem elementu o tak odmiennych właściwościach mechanicznych niż struktury kręgosłupowe, kolumny kręgosłupa szyjnego,
- ze zmianami odkształceń w rejonie wprowadzonych śrub mocujących stabilizator do trzonów kręgów,
- z poznaniem roli jaką odgrywa implant w układzie przenoszenia obciążeń, w tym także w przypadku zmiany właściwości mechanicznych struktur, które podlegają procesom regeneracji (np. przeszczepy kostne wprowadzane w miejsce usuniętego krążka międzykręgowego lub trzonu kręgu).

Analiza istniejących konstrukcji systemów stabilizacji, ocena ich użyteczności i funkcjonalności umożliwiła określenie podstawowych kryteriów jakie powinien spełniać stabilizator wprowadzany do organizmu człowieka. Ich realizacja powinna umożliwiać poprawną współpracę implantu ze strukturami odcinka szyjnego kręgosłupa.

7. PRZEGLĄD LITERATURY DOTYCZĄCEJ STANU WIEDZY O ODCINKU SZYJNYM KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

7.1. ANALIZA LITERATURY DOTYCZĄCA BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

Stosowanie w praktyce klinicznej technicznych środków poprawy stabilności kręgosłupa ma swoją długą historię, już w 1962 po raz pierwszy zastosowano stabilizator Harringtona [30] do leczenia skolioz, urazów traumatologicznych oraz przeciążeń typu spondylolisteza (kręgozmyk).

Obecnie powszechną regułą jest stosowanie stabilizatorów we wszystkich odcinkach kręgosłupa człowieka - w tym szeroko w odcinku szyjnym, przy czym postępowanie lecznicze zależy między innymi od mechanizmu uszkodzenia, powstałej niestabilności oraz jej zasięgu. Jednakże wraz z wprowadzeniem implantu do kręgosłupa pojawia się wiele problemów związanych z ich działaniem i użytkowaniem. Jednocześnie, pomimo istnienia kilkunastu technik rekonstrukcji powstałych uszkodzeń czy utraty stateczności kręgosłupa szyjnego, nie ma jasnych i klarownych wskazań do stosowania stabilizatorów przednich i tylnych. Wybór metody stabilizacji zależy głównie od oszacowania klinicznej niestabilności. W związku z tym dużą rolę odgrywa prowadzenie badań doświadczalnych *in vitro* wewnętrznych implantów szyjnych w celu poznania wpływu tych elementów na stabilność odcinka szyjnego kręgosłupa, ich wpływu na zmiany sztywnościowe i zmiany w sposobie przenoszenia obciążeń.

Zagadnienie uszkodzenia kręgosłupa szyjnego po raz pierwszy opisane zostało przez Biley'a i Badgley'a [3] w 1952 r, rozpatrywali oni uszkodzenie czwartego i piątego kręgu szyjnego. W 1955, Smith i Robinson [59], opisali technikę stabilizacji zdeformowanych segmentów szyjnych przez wprowadzenie wszczepu kostnego w kształcie "podkowy". Jednakże stosowanie techniki wszczepów allo- i autogennych w postępowaniu w urazach odcinka szyjnego spowodowało wiele klinicznych defektów i deformacji, po przeprowadzonych zabiegach operacyjnych.

W poprzednich dekadach przednia stabilizacja przy wykorzystaniu stabilizatorów płytkowych była zalecana głównie do zespalania przy zaistnieniu zniszczenia elementów kostnych. W przypadku czystego zgięcia do przodu (z jednoczesnych rozciągnięciem elementów tylnych) - takiego jak obustronna dyslokacja wyrostków stawowych bez zmian w krążku międzykręgowym i tkance kostnej - zalecano stabilizację przy wykorzystaniu technik tylnych (z dostępu tylnego).

Obecnie stabilizacji urazów kolumny tylnej kręgosłupa szyjnego dokonuje się stosując różne techniki: stabilizatory prętowe, hakowe, ramowe - drutowe (dostęp tylny), płytkowe (dostęp przedni) itp. Najnowsze współczesne techniki stabilizacji takie jak np. stabilizacja śrubami transpedikularnymi (dostęp tylny przez szypułę) dostarczają coraz to nowszych interesujących możliwości stabilizacji utraty stateczności o dużym zakresie.

Ze względu na możliwość stosowania implantów z dostępu przedniego i tylnego pojawiło się wiele metod stabilizacji odcinka szyjnego. Ich mnogość, jak i różnorodność powoduje często duże trudności w doborze stabilizatora spełniającego w najlepszy sposób

stawiane mu wymagania. Z tego też względu prowadzi się wiele prac dotyczących doświadczalnej analizy porównawczej odpowiednich grup implantów, badając między innymi stopień przywracania stabilności uszkodzonej kolumny kręgosłupowej czy ich wytrzymałość na obciążenia fizjologiczne i graniczne.

Wielu autorów prowadziło analizę porównawczą różnych technik stabilizacji kręgosłupa szyjnego na modelach zwierzęcych i preparatach sekcyjnych, co umożliwia analizę w warunkach zbliżonych do rzeczywistych. Zbliżonych - ponieważ nawet zastosowanie preparatów nie oddaje pełnego obrazu zjawisk pojawiających się w rzeczywistych warunkach, w których zachodzą ciągle zmiany chemiczne, elektryczne i mechaniczne.

W badaniach na preparatach sekcyjnych - Clausen [22] porównywał płytkę Caspara (Aesculap) z płytką Morschera (Synthes), przed i po całkowitym rozerwaniu więzadeł. Choć oba implanty przywracają w pełni stabilność to płytka Caspara wytrzymywała cykliczne obciążenia graniczne lepiej niż płytka Morschera. Natomiast Grubb [28] w swoich badaniach otrzymał wyniki przeciwne w odniesieniu do wyników Clausena tzn., płytka Morschera w stosunku do płytki Caspara miała lepszą wytrzymałość na obciążenia rotacyjne i zgięciowe (zgięcie do przodu) po usunięciu trzonu i rozerwaniu więzadeł na modelu zwierzęcym (wieprzowym).

Coe [23] i Sutterlin [66] przeprowadzili testy *in vitro* różnych konstrukcji przednich i tylnych na modelach zwierzęcych (wołowych) i preparatach sekcyjnych dla urazów powstałych z mechanizmu zgięciowego (zgięcie do przodu - rozciągnięcie elementów tylnej kolumny kręgosłupowej). Biomechaniczne testy sztywności zgięciowej i rotacyjnej, na modelach sekcyjnych, nie wykazały istotnych różnic pomiędzy międzylaminarnym stabilizatorem drutowym, stabilizatorem drutowym Rogersa i stabilizatorem hakowym czy płytkowym. Jednakże generalnie tylne metody stabilizacji miały wyższą wytrzymałość niż przednia stabilizacja płytką Caspara przy obciążeniach: osiowym, zgięciowym i rotacyjnym w badaniach na próbkach z zamodelowanym urazem.

Ulrich [71] badał takie implanty jak: międzylaminarny stabilizator drutowy, stabilizator hakowy i stabilizator płytkowy (H-plate - Synthes) na wytrzymałość przy zgięciu bocznych. Analiza prowadzona była na: całym (nieuszkodzonym) i uszkodzonym modelu sekcyjnym, przy czym stwierdzono lepsze działanie tylnego implantu hakowego nad pozostałymi stabilizatorami. Traynelis [70] porównywał przednią stabilizację płytkową Caspara z międzylaminarnym stabilizatorem drutowym w symulowanym urazie zgięciowo - kompresyjnym na modelach sekcyjnych. Testowano stabilizatory w trzech płaszczyznach i stwierdzono, że przednia płytka daje istotnie lepszą stabilność w zgięciu do tyłu i w bok oraz polepsza sztywność stabilizacji. Abitbol [1] także porównał rozmaite systemy stabilizacji przedniej i tylnej na modelach sekcyjnych z urazem zgięciowo - kompresyjnym. Stwierdził on, że systemy stabilizacji tylnej posiadają wyższą rotacyjną, zgięciową i osiową sztywność w porównaniu z płytkami Morschera czy Caspara.

Autorzy pracy [58] oceniali biomechaniczną stabilność trzech różnych metod stabilizacji kręgosłupa szyjnego na modelach zwierzęcych (wieprzowych). Celem pracy było określenie czy tylne stabilizatory płytkowe, po wykonanej rekonstrukcji kolumny

kręgosłupowej, dostarczą lepszej stabilności w porównaniu ze stabilizatorami płytkowymi implantowanymi z dostępu przedniego (za pomocą wkrętów kostnych) oraz określenie różnic, lub ich braku, pomiędzy dwoma technikami stabilizacji płytkowej. Analizę prowadzono na modelach zwierzęcych (wieprzowych), w których dokonywano destabilizacji w jednym segmencie ruchowym poprzez usunięcie trzonu kręgu, następnie rekonstruowano układ przez wprowadzenie przedniego metakrylowego przeszczepu. Modele były stabilizowane: implantami przednimi - tytanowym stabilizatorem płytkowym Morschera (Synthes) z zabezpieczanymi śrubami (zabezpieczenia przed obluźowywaniem), stabilizatorem płytkowym Caspara (metalowy) oraz tytanową płytką tylną AO (DCP - Dynamic Compression Plate) (titanowy). Badania wykonywano na maszynie wytrzymałościowej, dla obciążeń cyklicznych: zgięcia do przodu i do tyłu oraz osiowej rotacji. W wyniku prowadzonych doświadczeń nie stwierdzono większych różnic pomiędzy dwoma metodami stabilizacji przedniej we wszystkich przypadkach obciążeniowych. Natomiast płytka tylna była znacząco lepsza w zachowaniu stabilności od implantów przednich. Dodatkowo zauważono częste obluźowywanie się wkrętów kostnych w płytce Caspara.

Kotani i inni [38] podjęli się oceny biomechanicznej różnych stabilizatorów służących do leczenia urazów i uszkodzeń odcinka szyjnego. Badania prowadzono dla siedmiu rodzajów implantów szyjnych: z dostępu tylnego - tytanowa płytka AO, Bohlman's potrójnie drutowany (wszczepy kostne mocowane drutem do tylnych elementów kręgosłupa), stabilizacja śrubami transpedikularnymi; z dostępu przedniego - wszczep kostny pobrany z kości biodrowej, płytka AcroMed, tytanowa płytka AO; kombinacji stabilizacji przednio - tylnej (płytki przednia i drut z dojścia tylnego). Destabilizację odcinka szyjnego symulowano przez uszkodzenie (przecięcie) wybranych grup i elementów więzadeł i krążka międzykręgowego. Dla wszystkich rodzajów implantów i modeli niestabilności realizowano pomiary dla obciążeń: osiowego ściskania, osiowej rotacji, zgięcia do przodu i do tyłu.

W wyniku realizowanych badań stwierdzono, że stabilizacja przednia daje mniejszą stabilność niż stabilizacja tylna. Według autorów pracy wyłącznie stabilizacja z dostępu tylnego umożliwia pojawienie się stabilności porównywalnej ze stabilnością pojedynczego nieuszkodzonego segmentu ruchowego, jednakże nie utrzymują stabilności skrętnej gdy uszkodzone są przednio - środkowe segmenty odcinka szyjnego. Natomiast wysoka zdolność stabilizacji w metodzie kombinowanej jak i z zastosowaniem śrub transpedikularnych była wyraźna we wszystkich modelach obciążeniowych, jakkolwiek śruby transpedikularne dawały lepszą stateczność w stabilizacji układów wielosegmentowych.

Również Weis i współ. [73] podjęli się biomechanicznej oceny stabilności sześciu różnych metod stabilizacji kręgosłupa szyjnego, w tym jednak głównie porównania *in vitro* biomechanicznych własności stabilizatorów linkowych wielowłóknowych (implanty tylne) ze standartowymi technikami stabilizacyjnymi. Podyktowane zastało to tym, iż współcześnie linki wielowłóknowe zastępują monolityczne druty z metali nierdzewnych. W badaniach, prowadzonych na modelach zwierzęcych (wołowych), porównywano linki wielowłóknowe z metalem nierdzewnym, tytanu i polietylenu, druty ortopedyczne, płytkę tylną i przednią. Przy

czym w modelu ze stabilizatorem płytkowym przednim usunięty został krążek międzykręgowy i w jego miejsce wstawiony wszczep.

Każdą technikę oceniano dla trzech warunków stabilności (nieuszkodzony kręgosłup, kręgosłup z zrekonstruowanym uszkodzeniem - uraz z mechanizmu zgięciowego) dla obciążeń: osiowego ściskania, osiowej rotacji, zgięcia do przodu i do tyłu oraz zgięcia w bok. W wyniku przeprowadzonej analizy stwierdzono, że stabilizatory linkowe posiadają wyższe własności zmęczeniowe od stabilizatorów drutowych. Jednakże brak było wyraźnych różnic pomiędzy poszczególnymi rodzajami kabli. Stwierdzono natomiast, że stabilizatory tylne-płytkowe dają najwyższą stabilność w porównaniu z innymi konstrukcjami. Stabilizacja ta zachowała najwyższą sztywność pod działaniem wymuszanych obciążeń.

Poza analizą systemów stabilizacji odcinka szyjnego pojawiają się prace eksperymentalne wyjaśniające procesy biomechaniczne związane z odkształcalnością oraz sztywnością kolumny szyjnej, w warunkach działania sił fizjologicznych oraz sił doprowadzających do uszkodzeń. Właśnie Shea [63] w swojej pracy dokonał analizy zależności sztywności i odkształcalności odcinka szyjnego dla różnych mechanizmów obciążających oraz urazów inicjowanych w wyniku przekroczenia obciążeń granicznych struktur szyjnych. Badania prowadzono na preparatach sekcyjnych. Zbadano różnice sztywności między środkowym rejonem kręgosłupa szyjnego C2 - C5 a niższym rejonem C5 - Th1. W wyniku przeprowadzonych badań stwierdzono, że sztywność segmentów C2 - C5 jest znacząco wyższa niż w segmentach C5 - Th1, czyli niższy odcinek szyjny jest bardziej mobilny niż jego górna część.

Inną kwestią, jednakże rzadko realizowaną w badaniach doświadczalnych, jest zagadnienie mechanizmów powstawania uszkodzeń odcinka szyjnego. Poznanie tych problemów ma istotne znaczenie w dalszym postępowaniu mającym na celu poprawę powstałych urazów kręgosłupa i jego stabilizowanie przy wykorzystaniu odpowiednich metod implantacyjnych.

Zagadnieniem patomechanizmu urazów kompresyjnych kręgosłupa szyjnego zajęli się autorzy pracy [64]. Przeprowadzili oni biomechaniczną analizę uszkodzeń kompresyjnych przy użyciu niszczących i nieniszczących metod badawczych. Jest to istotne zagadnienie ponieważ kompresyjne urazy kręgosłupa szyjnego są główną przyczyną jego wysokiej destabilizacji, a często również i śmierci.

Autorzy pracy przedstawili rozwój mechanizmów urazu kompresyjnego odcinka szyjnego przez analizę ruchomości kolumny szyjnej, w badaniach nieniszczących oraz w testach niszczących, dla pięciu różnych warunków brzegowych. Modelowano więc uszkodzenia poprzez wprowadzenie wstępnego przemieszczenie kolumny kręgosłupowej względem siebie lub uszkodzenie (zerwanie) przednich więzadeł odcinka szyjnego. Powstające więc urazy były związane z przyjętymi modelami. Badania prowadzono na nieuszkodzonych preparatach sekcyjnych (C2-Th1) - w próbkach zachowane były struktury kostne i więzadłowe.

W wyniku prowadzonych doświadczeń stwierdzono, że pod działaniem siły ściskającej ruch segmentu ruchowego odcinka szyjnego związany był z przednią rotacją z przednim

przemieszczeniem lub tylną rotacją z tylną translacją, przy czym ruch próbek zależał od pozycji wstępnej nieuszkodzonego kręgosłupa szyjnego. Ustalono także, iż środkowe (pośrednie) kompleksy wiązań kręgów odgrywają ważną rolę w mechanizmie przednich przemieszczeń odcinka szyjnego kręgosłupa.

Innym równie istotnym zagadnieniem podejmowanym w pracach doświadczalnych jest ocena wpływu krążka międzykręgowego na zachowanie stabilności kolumny kręgosłupowej.

Prawidłowa funkcja krążków międzykręgowych warunkuje sprawne działanie kręgosłupa. Krążki międzykręgowe stanowią jednocześnie elementy amortyzujące, przenoszące olbrzymie obciążenia, jak i chroniące przed ocieraniem się i uszkodzeniem elementów kostnych kręgosłupa. Większość zmian chorobowych kręgosłupa rozpoczyna się właśnie od zaburzenia lub utraty fizjologicznych funkcji krążka międzykręgowego [20].

Ball i Meijers [4] stwierdzili, że degeneracja dysku ma wpływ na wzrost ograniczenia ruchu w segmencie dotkniętym uszkodzeniem krążka międzykręgowego. Natomiast Lysell [36] nie znalazł żadnej korelacji pomiędzy redukcją zakresu ruchomości a wzrostem degeneracji dysku. Moroney i współautorzy [48] uzyskali mało istotne (nie potwierdzone statystycznie) różnice sztywności pomiędzy zdegenerowanym a prawidłowym, pod względem fizjologicznym, krążkiem międzykręgowym pod działaniem obciążeń: zginania w bok lub osiowej rotacji.

Panjabi i Goel [53] określili ilościową relację pomiędzy chroniczną niestabilnością i degeneracją dysku segmentów ruchowych kręgosłupa lędźwiowego. W przeciwieństwie do zespołu Panjabiego, autorzy [74] nie znaleźli istotnych różnic w zależności od stopnia uszkodzenia krążka międzykręgowego, dla różnych modeli obciążeniowych, na różnych poziomach (segmentach) w obszarze kręgosłupa szyjnego.

W związku z powyższym można jednoznacznie stwierdzić, że wciąż brak jest jednoznacznego określenia wpływu uszkodzeń i degeneracji krążka międzykręgowego na zachowanie się kręgosłupa, tzn. jego ruchliwości, zmiany sztywności czy utraty stabilności.

7.2. ANALIZA LITERATURY DOTYCZĄCA BADAŃ NUMERYCZNYCH

Metoda elementów skończonych stosowana w analizie numerycznej, umożliwia badanie i rozwiązywanie wielu zagadnień. Mimo, że metoda ta została wprowadzona w 1956r. do analizy strukturalnych problemów technicznych, to jednym z pierwszych zastosowań tej techniki, prawie 28 lat temu, było wykorzystywanie jej w rozwiązywaniu dynamicznych i pulsacyjnych problemów przepływowych w naczyniach krwionośnych człowieka.

W obszarze biomechaniki mięśniowo - szkieletowej, metoda elementów skończonych została zastosowana do modelowania tułowia (klatki piersiowej) w 1970 r. oraz kolumny kręgosłupowej w 1973 r.

Dalszy rozwój w technice numerycznej związany był z postępem technologii komputerowej i tworzenia nowych metod elementów skończonych. To natomiast pozwoliło na rozwiązywanie kolejnych skomplikowanych problemów biomechanicznych takich jak:

- analiza odkształceniowa kręgosłupa człowieka,

- kliniczne poznanie i zrozumienie mechanizmów przenoszenia obciążeń pomiędzy różnymi połączeniami kręgów pod działaniem normalnych i patologicznych obciążeń, jak również warunków stabilizacji,

- tworzenie antropomorficznych testów mechanizmów odwzorowujących (naśladujących) odpowiedź elementów strukturalnych człowieka na uszkodzenie pojawiające się pod wpływem symulowanych dynamicznych oddziaływań środowiska.

Biomechaniczną ocenę i analizę określonych zjawisk przy zastosowaniu metod numerycznych rozpoczęto stosować także (poza pracami nad odcinkiem piersiowym i lędźwiowym kręgosłupa) w badaniach nad problemami związanymi z kręgosłupem szyjnym. W odcinku tym mamy do czynienia z dużymi różnicami geometrii pomiędzy poszczególnymi kręgami jak i w porównaniu z niższymi odcinkami kręgosłupa. Modele symulacyjne kręgosłupa szyjnego wykorzystujące metodę elementów skończonych, oferują idealny sposób rozpatrywania zagadnień z punktu widzenia "zastępczego eksperymentu". Dają one również możliwość wielokrotnej (powtarzającej się) analizy wielu parametrów i wartości zmiennych.

Metoda elementów skończonych daje szansę rozwiązywania: skomplikowanych kompleksów geometrycznych, elementów z materiałów o własnościach niejednorodnych i anizotropowych, modeli z symulowanymi obciążeniami zmiennymi i określonymi warunkami brzegowymi, wariantów liniowych i nieliniowych. Jest więc uniwersalnym narzędziem do analizy klinicznych problemów biomechaniki kręgosłupa szyjnego.

Modele stworzone z wykorzystaniem metody elementów skończonych mogą dostarczyć lokalnych i wewnętrznych odpowiedzi mechanicznych, które nie mogą być zmierzone sposobami eksperymentalnymi (na elementach rzeczywistych i preparatach sekcyjnych). Stąd też symulacje wykonane za pomocą elementów skończonych są celnym uzupełnieniem w modelowaniu i badaniach eksperymentalnych, jak również w studiach klinicznych.

Jakkolwiek generalnym celem symulacji i obliczeń numerycznych jest analiza relacji klinicznych i biomechanicznych kręgosłupa szyjnego człowieka, to musi on dokładnie odwzorowywać odcinek szyjny w takich aspektach jak:

1. Anatomia, w której zawarta jest geometria powierzchniowa kręgów, wyrostków stawowych, wyrostków poprzecznych, wyrostków kolczystych, kanału kręgowego, szypuły, odnoży, krążka międzykręgowego, głównych więzadeł.
2. Własności materiałowe poszczególnych komponentów kręgosłupowych.
3. Warunki i obciążenia graniczne.
4. Zabezpieczenie wyników zapewniające przyszłe zastosowanie w eksperymencie [68].

Obecnie wiele prac poświęconych jest tworzeniu modelu odcinka szyjnego kręgosłupa w najlepszy sposób odwzorowującego zarówno jego geometrię jak i własności materiałowe poszczególnych elementów. Na stworzonych modelach analizowane są różne zagadnienia związane z procesami biomechanicznymi zachodzącymi w odcinku szyjnym.

Lavaste i zespół [44], stworzyli trójwymiarowy model numeryczny kręgosłupa szyjnego, który oddaje geometrię kręgosłupa szyjnego (kręgów i zależności między nimi) jak również własności mechaniczne struktur kręgosłupowych.

Geometria została zebrana przy pomocy maszyny współrzędnościowej, punkty pomiarowe wyznaczone były po kilkanaście na każdej powierzchni świeżego kręgu szyjnego. Model zawierał takie elementy jak: tkanka kostna, krążek międzykręgowy z podziałem na jądro i pierścień włóknisty oraz podstawowe więzadła.

Tabela 7.1. *Własności mechaniczne struktur kręgosłupowych* [44]

ELEMENTY	MODUŁ YOUNGA [MPa]	UŁAMEK POISSONA	POLE PRZĘKROJU [mm ²]
Kręg:			
Trzon kręgu	12 000	0,3	
Węzina	12 000	0,3	
Odnóże	12 000	0,3	
Wyrostek stawowy	12 000	0,3	
Wyrostek poprzeczny	12 000	0,3	
Krążek międzykręgowy:			
Jądro miazdżyste	5	0,45	
Pierścień włóknisty	80	0,45	1,2
Wieżadła:			
Połączenie stawowe	0,96		3,8
Podłużne przednie	40		1,5
Podłużne tylne	8		1,5
Międzykółkowe	3		3
Nadkółkowe	3		3
Żółte	2,78		10,81

Pierwotnie autorzy byli zainteresowani mechanicznym zachowaniem krążka międzykręgowego odcinka szyjnego, a następnie analizą całego pojedynczego segmentu ruchowego (dwa kręgi z krążkiem międzykręgowym).

Podczas analizy krążka międzykręgowego, autorzy usunęli tylne elementy kręgu, po czym symulowali kolejno obciążenia: zgięcie do przodu i do tyłu, zgięcie boczne, rotacja. Następnie dla kompletnego segmentu ruchowego analizowano zgięcie do przodu, zgięcie boczne, osiową rotację.

Dla kompletnego segmentu ruchowego ujawniały się powiązania pomiędzy zgięciem do przodu a rotacją. Natomiast w segmencie ruchowym z usuniętymi elementami tylnymi kręgów widoczny był wpływ różnych parametrów geometrycznych na zachowanie mechaniczne dysku odcinka szyjnego.

Autorzy: Heitplatz, Hartle i Gentle [32] przeprowadzili analizę trójwymiarowego modelu (za pomocą metody elementów skończonych) odcinka szyjnego stworzonego przy użyciu danych Visible Human Project [33].

Stworzony model służył do trójwymiarowej symulacji ruchu kręgosłupa szyjnego podczas urazu typu “whiplash” (przebieg głowy do tyłu - najczęstsze uszkodzenie w wypadkach samochodowych) na rodzaj powstających naprężeń w więzadłach kręgosłupowych, oraz poszukiwanie odpowiednich systemów zabezpieczających przed urazem.

Model składał się z 4 kręgów (C4 - C7) i zbudowany został z elementów typu solid, powierzchni kontaktowych, nieliniowych elementów sprężystych i elementów typu spar. Zastosowane własności poszczególnych komponentów kręgosłupowych zaczerpnięto z literatury, przy czym własności więzadeł szyjnych przyjęto jak dla więzadeł lędźwiowych. Nieliniowa deformacja krążka międzykręgowego została sformułowana w postaci funkcji analitycznej (równania analitycznego).

Tabela 7.2. Własności mechaniczne i rodzaje użytych elementów skończonych wybranych komponentów kręgosłupa [32]

ELEMENT KRĘGOSŁUPA	TYP ELEMENTU SKOŃCZONEGO	WŁASNOŚCI MATERIAŁOWE
Kręg	3-D 8-węzłowy elem. typu solid	$E = 12\,000$ $\nu = 0.3$
Krążek międzykręgowy	3-D 8-węzłowy elem. typu solid 3-D nieliniowe elem. sprężyste	$E = 3$ $\nu = 0.42$ $F(\delta)$ - rów. analityczne zależności siły od odkształcenia
Połączenie stawowe	3-D rozciąganie-ciężno	$k = 1\,200$
Więzadła:		
w. karkowe	3-D rozciąganie-ciężno	$E = 8.0$
w. międzykarkowe	3-D rozciąganie-ciężno	$E = 10.0$
w. żółte	3-D rozciąganie-ciężno	$E = 15.0$
w. podłużne przednie	3-D rozciąganie-ciężno	$E = 7.8$
w. podłużne tylne	3-D rozciąganie-ciężno	$E = 10.0$

E - moduł Younga [N/mm^2], ν - ułamek Poissona, k - sztywność elementów kontaktowych [N/mm]

Ponieważ celem stworzonego modelu było przewidywanie ruchu kręgosłupa dla chwilowych symulacji dynamicznych, stworzono "kompromisowy" topologicznie poprawny, lecz w pewnych elementach uproszczony model kompleksowy.

Charakterystyka ruchowa poszczególnych segmentów ruchowych porównywana była z istniejącymi rezultatami eksperymentalnymi. Według autorów mimo pewnych uproszczeń w geometrii otrzymane rezultaty są zadowalające zarówno w przypadku cech mechanicznych jak i rozkładu naprężeń w elementach nieliniowych.

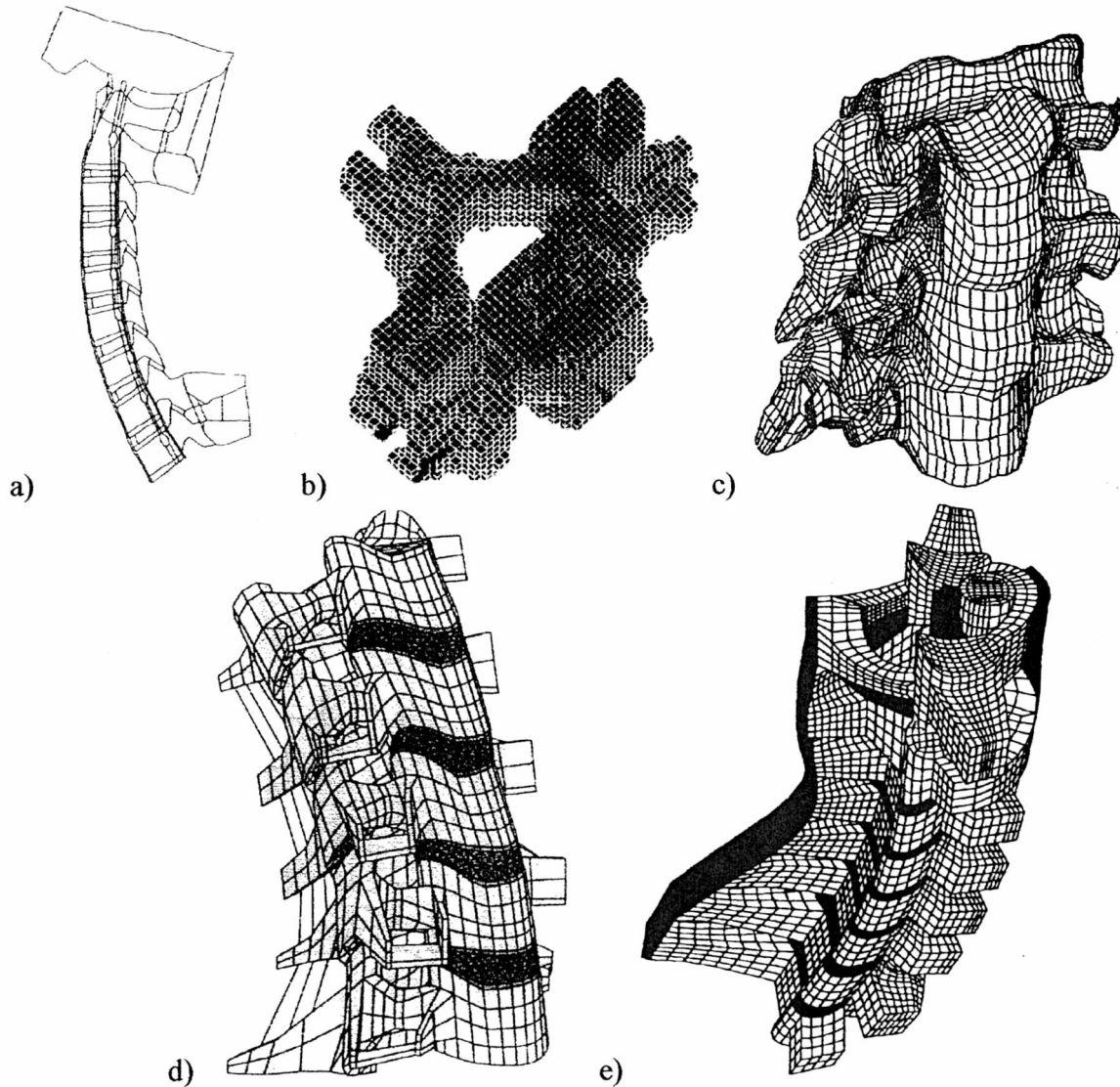
Coraz większe zainteresowanie problemami pojawiającymi się w obszarze kręgosłupa szyjnego powoduje powstawanie nowych modeli numerycznych odcinka szyjnego. Analizowane są różne zagadnienia związane z inicjowaniem i rozwojem urazów, odkształceniem struktur kostnych i więzadłowych pod obciążeniem fizjologicznym jak i przeciążeniem. W celu zobrazowania ewolucji prac numerycznych dotyczących kręgosłupa szyjnego, przeprowadzono szczegółową analizę modeli odcinka szyjnego zebranych w tabeli 7.3. Pokazane są w niej w jakim kierunku rozwija się proces symulacji numerycznych kolumny szyjnej, w jaki sposób przyjmowane są dane dotyczące geometrii, własności mechanicznych czy stosowanych obciążeń.

Tabela 7.3. Numeryczne modele kręgosłupa szyjnego: *CECHY i SZCZEGÓŁY*

CECHY	AUTORZY	Kleineberger [37] (1993) – rys. 7.1d	Bozic [19] (1994) – rys. 7.1b	Yoganandan [79] (1994) – rys. 7.1c	Maurel [43] (1997) – rys. 7.1e
MODEL	Saito [61] (1991) – rys. 7.1a	głowa - Th1	kręgi C4	dwa segmenty ruchowe C4 - C6	lokalny: C4-C5 globalny: C3 - C7
TYP	staw górny - Th2	3 - D	3 - D	3 - D	3 - D
KOMPONENTY	- kręgi: tk. zbita, tk. gąbczasta - płytka graniczna - połączenie stawowe - wybrane więzadła - krążek międzykręgowy	- kręgi + jego tylne elementy, - dysk, - wybrane więzadła,	- kręgi: tk. zbita, tk. gąbczasta,	- kręgi + jego tylne elementy - dysk (jądro, pierścien włóknisty) - płytka graniczna, - wszystkie więzadła,	- kręgi (tk. zbita i tk. gąbczasta) + jego tylne elementy - dysk (jądro, pierścien włóknisty) - wszystkie więzadła,
CECHY SPECJALNE	model zawiera cztery płaszczyzny 2-D w płaszczyznach strzałkowej (I- kręgi i dyski, II- tk. zbita i wyr. stawowe, III- wyrostki kolczyste i więzadła międzykolcowe, IV- czaszka)	sztywna czaszka, regularne kształty kręgów szyjnych (kompleks kręgów zbudowanych z bloków o regularnych kształtach)	pojedynczy kręgi zbudowany z sześciąt	analiza TK dla zidentyfikowania twardych i miękkich tkanek	parametryzowana geometria z uwzględnieniem różnic morfologicznych
TYP ANALIZY I UŻYTY PROGRAM	- liniowa, - statyczna, - FEMP,	- liniowa, - statyczna i dynamiczna, - DYNA-3D	- liniowa, - statyczna, - ABAQUS	- liniowa, - statyczna, - I-DEAS, NASTRAN	- nieliniowa, - statyczna, - ANSYS 4-4A
SZCZEGÓŁY					
CEL	analiza powstawania deformacji pod wpływem laminectomii	analiza urazów: kompresyjnych i zgięciowych	analiza urazów wybuchowych	analiza naprężeń w C4-C5-C6 po przeprowadzeniu laminectomii i facetectomii	ocena wpływu geometrii wyrostków stawowych na biomechanikę zjawisk w poszczególnych segmentach
GEOMETRIA	model uproszczony, płaski	uproszczony geometrycznie model kręgu C5 zastosowany dla budowy reszty kręgów	rzeczywisty - 1,5 mm osiowy scan - TK	pomiar TK w pionie, poziomie, osi	pomiar - maszyną współrzędnościową
WARUNKI BRZEGOWE	umocowanie w Th2, swobodna czaszka i wszystkie segmenty, ruchy w płaszczyznach przednio-tylnej	umocowanie w Th1, powyżej swobodny ruch kolumny kręgosłupowej	umocowana dolna powierzchnia trzonu kręgu	Umocowanie na trzonie C6 i wykonana symulacja w obszarze do C4	I: dwa kręgi C4-C5 - umocowanie w C5, II: globalny model C3-C7 - umocowanie w C7

WŁASNOŚCI MATERIAŁOWE	E 1.a) 10000 b) 450 c) 600 2.a) 200 b) 40 3. 185 4. 30	v 0,29 0,25 0,30 0,49 0,49 0,36 0,45	na podstawie gęstości mierzonej tomografią komputerową $E = 3790 \varepsilon^{0,06} \cdot \rho^3$ ρ - gęstość pozorna [g/cm ³] ε - współ. odkształcenia [0,01/s]	E 1.a) 10000 b) 100 c) 500 2. 3,4 3. 1,5-30	v 0,39 0,39 0,39 0,40	E 1.a) 12000 b) 100 c) 300 2.a) 2,5 b) 110 3. 3 - 50 4. 20	v 0,3 0,3 0,3 0,45
OBCIĄŻENIE	150 N - siła osiowa przyłożona między bruzdę przysadki mózgowej i stawem C1-C2 (powtarzane 14 razy do pojawienia się deformacji w geometrii)	1. 200 ms - nacisk 250 N 2. 10 mm osiowe przemieszczenie C1 (przedni- tylne przemieszcz. bez rotacji, z obciążeniem osiowym) 3. 8G; 10,5 m/s impuls frontalnego uderzenia	4 mm osiowa kompresja przyłożona "na szczycie" w rezultacie F=3400 N	1000 N - siła osiowa, 1,8 Nm - zgięcie (tylne)		6 N - przyrost siły osiowej 1,6 Nm dla lokalnego systemu i 2Nm dla globalnego - zgięcie do przodu, tyłu, zgięcie boczne, rotacja	
DETALE	model laminectomii: 1607 elem., 793 węzły, model fizjologiczny kręgosł.: 1743 elem., 863 węzły,	1600 ośmio-węzłowe elem. solid/krąg	8590 ośmio-węzłowe elementy cubik, 11926 węzłów	9178 solid, 1193 cienkich powłok, 592 dwu-węzł. elem., 12858 węzłów		2151 ośmio-węzł. elem. solid, 233 elem. "kabel", 7212 węzłów	
POTWIERDZENIE	żadne, brak potwierdzenia uzyskanych rezultatów (nie publikowane)	ludzki spontaniczny ruch głowy - Ewing [26] (publikowane)	żadne, brak potwierdzenia uzyskanych rezultatów (nie publikowane)	kompresja i zgięcie - Shea [63], Moroney [49], (publikowane)		analiza sztywności modeli globalnych pod małymi obciążeniami - Cressend 1992 [24], Moroney [49], 1988 (publikowane)	
UWAGI	- ograniczone zastosowanie ze względu na ogólne uproszczenia w geometrii kręgów i ich połączeń, w rezultacie oszacowanie rozkładu obciążeń jest nierealne.	- górne i dolne powierzchnie kręgów są płaskie, brak odwzorowania ich zmiennego kształtu, - model ze względu na liczbę komponentów daje niepełny obraz rozkładu obciążeń, szczególnie w analizie dynamicznej	- model daje mały obszar poznawczy, brak analizy oddziaływania więzadeł i połączeń stawowych.	- model w prawidłowy sposób oddaje złożoność geometrii i własności mechanicznych kręgosłupa szyjnego, - celowość analizy naprężeń w tkankach kostnych jest obecnie poddawana w wątpliwość		- pomimo rozbudowanego modelu krę. szyjnego, geometria kręgów jest uproszczona, więc analiza wpływu geometrii połączeń stawowych na biomechanikę całego odcinka szyjnego jest jedynie uproszczeniem badanego problemu	

Objaśnienie : 2D - model dwuwymiarowy, 3D - model trójwymiarowy, 1-krąg: a) kość zbita, b) kość gąbczasta, c) płytka graniczna; 2-krążek międzykręgowy; a) pierścieni włóknisty, b) jądro; 3-więzadła; 4-połączenie stawowe (na wyrostkach stawowych), TK-tomograf komputerowy, E-moduł Younga [MPa], v-uleamek Poissona



Rys.7.1.1. Schematy przedstawiające modele numeryczne odcinka szyjnego kręgosłupa stworzonych przez autorów: a) Saito, b) Bozic, c) Yoganandan), d) Maurel, e) Kleineberger

7.3. KRYTYCZNA OCENA ISTNIEJĄCEGO STANU WIEDZY

Przeprowadzona analiza literatury, wskazuje na istnienie wielu prac poświęconych zarówno modelowaniu numerycznemu jak i badaniom eksperymentalnym różnych problemów i kwestii biomechaniki kręgosłupa szyjnego człowieka.

W pracach dotyczących modelowania numerycznego, prowadzone są analizy (rozważania) zjawisk mechanicznych zachodzących w kolumnie szyjnej. Do zjawisk tych należą między innymi: mechanizmy powstawania urazów i uszkodzeń, powstawanie deformacji pod wpływem zainicjowanych uszkodzeń struktur twardych i miękkich, analiza odkształceń i naprężeń segmentów ruchowych odcinka szyjnego pod działaniem obciążeń fizjologicznych oraz przeciążeniowych (analizy statyczne, rzadziej dynamiczne), określane są również pewne parametry kinematyczne jak na przykład zakres ruchliwości itp.

Jednym z pierwszych modeli, dający dość zbliżony obraz kolumny kręgosłupa szyjnego, był model stworzony przez Kleineberger [37]. Zawierał on wszystkie struktury twarde i miękkie kręgosłupa, niezbędne do poprawnego odwzorowania układu fizjologicznego. Jednakże model zawierał uproszczony, geometrycznie model kręgu C5 zastosowany dla stworzenia pełnej kolumny kręgosłupowej. W sumie powoduje to duże uproszczenie modelu pod względem oddania rzeczywistych relacji geometrycznych. W związku z tym prowadzona analiza nad biomechaniką urazów: kompresyjnych i zgięciowych jest dużym uproszczeniem zjawisk rzeczywistych inicjowanych w odcinku szyjnym.

W 1994 roku Bozic i zespół [19] stworzył model jednego kręgu szyjnego, w celu analizy urazów wybuchowych. Niestety przy tak zawężonym obszarze analizy, to znaczy na jednym kręgu bez uwzględnienia oddziaływania połączeń stawowych czy więzadłowych, które są istotne w zachowaniu stabilności kręgosłupa, otrzymane wyniki nie są adekwatne do stanu rzeczywistego. Tak więc, model ten nie ma większego znaczenia w procesie poznawania zjawisk odcinka szyjnego.

Model stworzony przez Lavaste [44] zawiera duże uproszczenia geometryczne bez zróżnicowania pomiędzy kolejnymi kręgami. Brak jest zróżnicowania tkanki kostnej na zbitą i gąbczastą, co daje duże przybliżenie otrzymanych wyników nie mających pokrycia ze stanem fizjologicznym. Dodatkowo brak jest uzasadnienia i celowości usunięcia tylnych elementów kręgu, w tym łuku kręgowego, w prowadzonej analizie. Z literatury wiadomo, że łuk kręgowy przenosi około 20% - 30% obciążeń kolumny kręgosłupowej.

Zespół Gentla [32] stworzył model, który zbudowany został z regularnych elementów nie oddających całkowicie rzeczywistego kształtu kręgów i ich nierównomierności. Wartości własności mechanicznych więzadeł odcinka szyjnego zostały przyjęte jak własności więzadeł kręgosłupa lędźwiowego, co już w założeniach wprowadza błąd oraz w dużym stopniu wpływa na nieprawidłowe wyniki badań. Ma to szczególne znaczenie, ponieważ jednym z celów symulacji była analiza naprężeń właśnie w więzadłach odcinka szyjnego. Można więc stwierdzić iż przeprowadzono analizę więzadeł lędźwiowych a nie szyjnych, jak zakładano w pracy.

Kolejnym autorem prac z zakresu odcinka szyjnego kręgosłupa jest Yoganandan [79], który wraz z zespołem stworzył model segmentu szyjnego C4 – C6, z prawidłowo oddaną geometrią poszczególnych kręgów oraz połączeń międzykręgowych. Zróżnicowanie własności mechanicznych zarówno tkanki kostnej jak i więzadeł oraz elementów krążka międzykręgowego powoduje, iż został zamodelowany układ możliwie najlepiej oddający stan fizjologiczny kręgosłupa szyjnego. Na tak stworzonym modelu analizowano stan naprężeń tkanki kostnej pojawiający się pod działaniem kombinacji obciążenia ściskającego i zginającego. Jedyną wątpliwość budzi badania zjawisk pojawiających się po wykonaniu laminectomii oraz facetectomii, które to zabiegi chirurgiczne są na dzień dzisiejszy nieuzasadnione, ze względu na rzadkie stosowanie w praktyce klinicznej tego typu zabiegów. Jednakże stworzony model numeryczny daje bardzo dobrą podstawę do prowadzenia różnych analiz biomechaniki kręgosłupa szyjnego.

Jednym z modeli numerycznych zbliżających się w swej strukturze do stanu fizjologicznego jest model stworzony przez zespół Maurela [43]. Model zawiera kręgi od C3 do

C7 i zachowuje prawidłowe relacje geometryczne pomiędzy poszczególnymi kręgami z odwzorowaniem fizjologicznego wygięcia, w płaszczyźnie strzałkowej, lordozy szyjnej. Wprowadzono do układu wszystkie więzadła odcinka szyjnego, połączenie stawowe na wyrostkach stawowych, krążek międzykręgowy z podziałem na pierścień włóknisty i jądro miażdżyste oraz płytkami chrzęstnymi na granicy trzonu kręgu i krążka międzykręgowego. Należy jednakże zaznaczyć, że pomimo tak rozbudowanego modelu sama geometria kręgów została znacznie uproszczona, tak więc analiza wpływu geometrii połączeń stawowych na biomechanikę całego odcinka szyjnego jest jedynie uproszczeniem badanego problemu. Pomimo, jednak, uproszczeń geometrycznych, model zasługuje na dużą uwagę. Wprowadzenie, poza podstawowymi własnościami mechanicznymi struktur szyjnych, zależność tych własności od przekroju poprzecznego więzadeł i krążka międzykręgowego, a także zastosowania połączeń kontaktowych na wyrostkach stawowych, zbliża stworzony model do rzeczywistej pracy tego odcinka.

Widoczny jest ciągły postęp w tworzeniu i budowaniu modeli numerycznych odcinka szyjnego kręgosłupa. Badaniom poddawane są zarówno pojedyncze segmenty ruchowe jak i całe kolumny kręgosłupa szyjnego. Analizowane są różne zjawiska, czynniki i problemy inicjowane w odcinku szyjnym. Jednakże wciąż mamy do czynienia z uproszczeniami albo w modelu geometrycznym albo w przyjmowanych własnościach mechanicznych struktur szyjnych. Analizowane są często zagadnienia, których praktyczne znaczenie można poddać w wątpliwość (analiza naprężeniowa tkanek twardych - Yoganandan i miękkich – Gentle, analiza skutków laminectomii i facetotomii – Yoganandan, Saito) ze względu na brak możliwości jednoznacznego wyjaśnienia tych zagadnień jak i praktycznego zastosowania. Pomimo wielu analiz mechanizmów urazowych i ich skutków dla funkcjonowania kolumny szyjnej, nie istnieją prace które podejmowałyby próbę zamodelowania i wyjaśnienia zjawisk i procesów zachodzących w kręgosłupie po wprowadzeniu w ich struktury stabilizatorów mających na celu poprawę stateczności powstałych na skutek urazów i uszkodzeń.

Natomiast w przypadku prac doświadczalnych najczęściej prowadzi się porównania różnych technik stabilizujących (stabilizatory przednie i tylne) w różnych konfiguracjach i dla różnych symulowanych warunków niestabilności. Jednakże wiele z opracowań przedstawia różniące się w dużym stopniu a nawet sprzeczne, między sobą, wyniki obserwacji eksperymentalnych dotyczących tych samych problemów.

Dla przykładu, wyniki badań prowadzonych przez Clausena [22], który porównywał płytkę Caspara (Aesculap) z płytką Morschera (Synthes), były przeciwne w odniesieniu do wyników Grubba [28], który badał te same implanty płytkowe.

Powstające różnice wynikają często, z powodu odmiennych modeli poddawanych badaniom (preparaty sekcyjne, preparaty zwierzęce) oraz ze sposobu ich przygotowania do badań (sposób przechowywania preparatów, warunki i czas realizacji badań). Wszystkie te czynniki mają ogromny wpływ na otrzymywane wyniki, dlatego określenie, które z przeprowadzonych badań osiąga wyniki zbliżone do efektów pojawiających się w rzeczywistych warunkach, jest mocno utrudnione.

Richman w swej pracy [58] oceniał biomechaniczną stabilność trzech różnych metod stabilizacji kręgosłupa szyjnego. Głównym celem badań było stwierdzenie, która z metod implantacyjnych (realizowana z dostępu przedniego czy z dostępu tylnego) daje lepszą stabilizację uszkodzonego kręgosłupa szyjnego. Jednakże badano tylko jeden z wielu systemów stabilizacji tylnej i na tej podstawie wysunięto wnioski o wyższych własnościach implantów tylnych w stosunku do implantów przednich. Można więc wnioskować, że przy tak niskiej ilości próbek (stabilizatorów) przyjętych do badań trudno jest wyciągać dalekosiężne konkluzje i stawiać szersze wnioski.

W badaniach zespołu Weis'a [73], podjęli się biomechanicznej oceny stabilności sześciu różnych metod stabilizacji kręgosłupa szyjnego, w tym jednak głównie porównania *in vitro* biomechanicznych własności stabilizatorów linkowych wielowłóknowych (implanty tylne) ze standartowymi technikami stabilizacyjnymi (płytki szyjne). Jednakże w prowadzonych badaniach nie zachowano jednakowych warunków wstępnych (destabilizacji) dla różnych implantów, tzn. stabilizator płytkowy przedni unieruchamiał segment ruchowy, w którym został wyresekowany krążek międzykręgowy i w jego miejsce wstawiony wszczep kostny. Natomiast dla pozostałych technik stabilizacyjnych elementy przednie (zarówno więzadło podłużne przednie, przednia część krążka międzykręgowego z jądrem miazdzystym) były nienaruszone. Dodatkowo przy stabilizacji przedniej autorzy przecięli, w modelu, więzadło podłużne tylne, którego uszkodzenie z mechanizmu zgięciowego rzadko obserwuje się w praktyce klinicznej, a daje ono pewną pierwotną stabilność układu. W związku z tym otrzymane wyniki i wnioski wysunięte na ich podstawie nie są miarodajne.

Nie prowadzi się natomiast analiz doświadczalnych na modelach fizycznych, w których istniałaby możliwość zachowania jednakowych warunków realizacji badań, dla różnych symulowanych obciążeń, wprowadzanej destabilizacji oraz analizy zjawisk dla układów z wprowadzonymi implantami. Dałoby to szansę na uzyskanie powtarzalności prowadzonych badań i otrzymywanych wyników. Umożliwiłoby także dokładną ocenę zachodzących zjawisk przez kontrolę parametrów wprowadzanych do zamodelowanego układu fizycznego. Taka kontrola jest trudna do uzyskania przy stosowaniu preparatów, gdyż każdy z nich zachowuje pewną odmienność osobniczą nie możliwą do usunięcia, związaną między innymi z wiekiem osobnika, płcią itp. jak również z samym przygotowaniem próbek do badania. Wszystkie te czynniki mają znaczny wpływ na prowadzenie i realizację badań.

Jedną z ciekawszych prac z zakresu badań eksperymentalnych odcinka szyjnego jest praca Shea [63], który dokonał analizy zależności sztywności i odkształcalności odcinka szyjnego dla różnych mechanizmów obciążających oraz urazów inicjowanych w wyniku przekroczenia obciążeń granicznych struktur szyjnych. Badania prowadzono na preparatach sekcyjnych. Wyniki badań dają cenne odniesienie do analiz zarówno doświadczalnych jak i numerycznych, umożliwiając wyznaczenie pewnych warunków brzegowych, jak odpowiednie zastosowanie wielkości sił i rodzajów obciążeń. Jest to jedna z niewielu prac eksperymentalnych dająca tak duże spektrum wiedzy o zjawiskach mechanicznych kręgosłupa szyjnego.

Na podstawie przeprowadzonej analizy literatury dotyczącej badań eksperymentalnych i numerycznych można wykazać, iż istnieje wiele luk, braków oraz sprzeczności w prowadzonych analizach eksperymentalnych jak i symulacjach numerycznych.

Brak jest szerszych badań empirycznych nad mechanizmami powstawania i rozwoju urazów i uszkodzeń kręgosłupa szyjnego pod wpływem przeciążenia lub np. degeneracji struktur kolumny kręgosłupowej.

W literaturze dotyczącej modelowania numerycznego kręgosłupa szyjnego nie istnieją prace, w których modelowanoby wpływ różnych systemów stabilizacji na zachowanie i procesy zachodzące zarówno w samym obszarze stabilizacji jak i w przyległych do nich segmentach ruchowych.

Nie prowadzi się badań, analiz numerycznych i eksperymentalnych wpływu wprowadzanego do kręgosłupa implantu na zmiany sztywności układu i sposobu przenoszenia obciążeń przez stabilizator jak i struktury kręgosłupowe. Brak jest oceny wpływu stabilizatorów na zmiany odkształceń struktur szyjnych jak i odkształceń i naprężeń pojawiających się w samych implantach pod wpływem symulowanych obciążeń.

Brak jest szerszej analizy związanej z przebudową tkanki kostnej po wprowadzeniu implantu stabilizującego, który w znaczny sposób zakłóca i ingeruje w fizjologiczną strukturę kości.

Przeprowadzona analiza wykazała, że brak jest również prac, w których jednocześnie prowadzono by badania eksperymentalne i numeryczne, co dawałoby możliwość porównania i weryfikacji otrzymanych wyników.

W kraju badania z zakresu biomechaniki kręgosłupa szyjnego prowadzone są w bardzo niskim stopniu, a szersze doniesienia z tego zakresu pochodzą głównie z doniesień klinicznych, bez rozszerzenia o mechanikę i biofizykę zjawisk. Dlatego też niezbędne staje się poszerzenie wiedzy z zakresu kręgosłupa szyjnego poprzez prowadzenie analiz numerycznych i badań eksperymentalnych.

8. TEZA I CELE REALIZACYJNE PRACY

W wyniku przeprowadzonej analizy stanu wiedzy z zakresu biomechaniki odcinka szyjnego kręgosłupa postawiono tezę pracy.

TEZA:

Opisanie zmian odkształceniowych w strukturach kręgosłupa szyjnego dla różnych obciążeń umożliwi analizę patomechanizmu przeciążenia, w tym również określenie wpływu stosownych systemów stabilizacji odcinka szyjnego na trwałość realizowanego zabiegu implantacji.

Dla realizacji tak sformułowanej tezy określono cele podejmowanej rozprawy.

CELE PRACY:

1. Przeprowadzenie analizy i opisanie mechanizmów przeciążeniowych odcinka szyjnego kręgosłupa.
2. Analiza porównawcza zjawiska stabilności i niestabilności struktur kręgosłupowych odcinka szyjnego.
3. Opracowanie modeli obciążeniowych całego kręgosłupa szyjnego i segmentu ruchowego C5 - C6 w układzie fizjologicznym i z wprowadzonym implantem.
4. Budowa modeli fizycznych kręgosłupa w celu wyznaczenia rozkładu przemieszczeń w odcinku C5 - C6 pod działaniem siły: ściskającej, zginającej i skręcającej.
5. Opracowanie metodyki badań eksperymentalnych w celu wyznaczenia przemieszczeń i odkształceń struktur kręgosłupowych i stabilizatorów, przy zastosowaniu interferometrii holograficznej.
6. Ocena wpływu cech konstrukcyjnych stosowanych systemów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa na zmiany w funkcjonalności badanego układu.
7. Opracowanie i budowa modeli numerycznych.
8. Weryfikacja doświadczalna modeli numerycznych.
9. Wyjaśnienie wpływu stabilizatorów szyjnych na rozkład przemieszczeń i odkształceń w obszarze implantu oraz ocena skutków stabilizacji na zachowanie stateczności i zakresu ruchomości stabilizowanego odcinka szyjnego.

9. BUDOWA MODELI FIZYCZNYCH ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA I ANALIZA DOŚWIADCZALNA

Badania doświadczalne, obejmując działania empiryczne, zmierzają do wyznaczenia, za pomocą czynności eksperymentalnych, zależności między wielkościami charakteryzującymi dany przedmiot lub proces. W dziedzinie biomechaniki przedmiotem identyfikacji najczęściej jest człowiek lub implant oraz związki zachodzące na granicy tych dwóch tak różnych obiektów.

Zastosowanie badań doświadczalnych w zakresie biomechaniki umożliwia rozpoznanie zjawisk zachodzących wewnątrz organizmu ludzkiego, których zmierzenie i zbadanie bezpośrednio na człowieku nie jest możliwe.

Dodatkowo zastosowanie metod eksperymentalnych, i to realizowanych na obiektach rzeczywistych, staje się niezastąpionym narzędziem w identyfikacji obiektów zamodelowanych na drodze numerycznej. Złożone funkcje, budowa, skomplikowany stan obciążeń sprawiają, iż przyjmowane modele obliczeniowe, w tym numeryczne, muszą być weryfikowane właśnie metodami doświadczalnymi [8].

9.1. OKREŚLENIE PRZEDMIOTU I CELU ANALIZY EKSPERYMENTALNEJ

Przedmiotem podjętych badań eksperymentalnych był funkcjonalny segment ruchowy kręgosłupa szyjnego człowieka. W jego skład wchodzi dwa kręgi, krążek międzykręgowy oraz elementy łączące w postaci więzadeł i stawów na wyrostkach stawowych. W pracy, analizie poddano segment C5 - C6. Wybór ten podyktowany został tym, iż właśnie w tym ogniwie kręgosłupa szyjnego najczęściej dochodzi do uszkodzeń, na co wskazują badania epidemiologiczne [36]. Jedną z najczęściej notowanych destabilizacji kręgosłupa związana jest z utratą fizjologicznych funkcji krążka międzykręgowego. Następstwem tego jest usunięcie uszkodzonego krążka i wprowadzenie w jego miejsce elementu zastępczego w postaci przeszczepu oraz dodatkowo ustabilizowanie układu poprzez zastosowanie implantu.

Dlatego też w celu oceny wpływu stabilizatorów, montowanych w odcinku szyjnym kręgosłupa, na zmiany w sposobie przenoszenia obciążeń oraz zmian relacji sztywnościowych, podjęto się budowy modeli fizycznych w miarę dokładnie odwzorowujących relacje geometryczne badanych kręgów szyjnych.

Zbudowano model, który zawierał i spełniał określone warunki i założenia:

1. W skład modelu wchodziły dwa rzeczywiste kręgi szyjne (piąty i szósty). Kręgi oczyszczone zostały z tkanki miękkiej, badania prowadzono przy całkowicie zachowanych strukturach kostnych. W celu otrzymania charakterystyk własności mechanicznych zbliżonych do układów rzeczywistych, kręgi moczone były, przez okres 72 godzin, w soli fizjologicznej.
2. Dla odtworzenia segmentu ruchowego, wprowadzono połączenia stawowe na wyrostkach stawowych przy zastosowaniu kauczuku silikonowego, którego charakterystyka odkształceniowa jest zbliżona do charakterystyki torebek stawowych.

Jednocześnie zachowano wzajemne relacje geometryczne kręgów C5 i C6 związane z fizjologiczną krzywizną kręgosłupa w tym odcinku – lordozą szyjną.

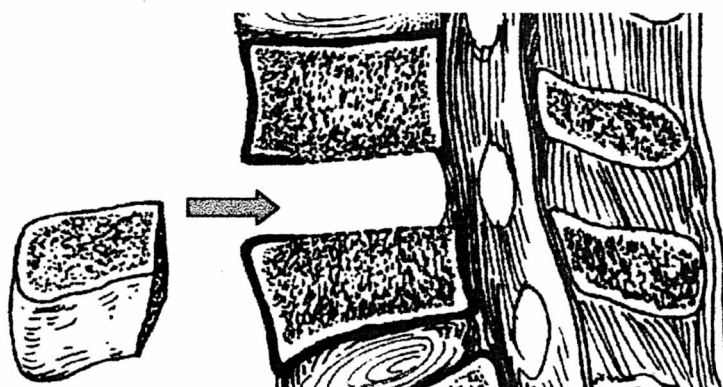
3. Model segmentu ruchowego został utwierdzony na powierzchni dolnej trzonu kręgu niższego C6. Krąg C5 miał możliwość ruchu w określonym zakresie, związanym z zakładanym planem badań. Ewentualne wprowadzenie dodatkowego kręgu poniżej i powyżej stabilizowanego segmentu doprowadziłby do dużej niestabilności układu, który z założenia nie zawiera dodatkowych elementów łączących kręgi poza torebkami stawowymi. Równocześnie tego typu rozbudowanie modelu, o kolejne segmenty ruchowe, nie dałoby możliwości wyeliminowania wpływu czynników wynikających z pracy i oddziaływania dodatkowych elementów na badane ogniwo kręgosłupa szyjnego.

5. W przyjętym modelu nie uwzględniono takich elementów kręgosłupa, jak: mięśnie, więzadła, ścięgna i tkanka chrzęstna. Umożliwiło to skoncentrowanie się nad analizą wpływu zastosowanego stabilizatora oraz własności przeszczepu na sztywność badanego segmentu, bez dodatkowego oddziaływania innych elementów mających jednak udział w przenoszeniu obciążeń i stabilizacji kręgosłupa szyjnego.

4. Do układu wprowadzono, kolejno stabilizatory płytkowe. Wybór stabilizatorów związany był z szerokim stosowaniem, w praktyce klinicznej w Polsce, stabilizatorów implantowanych z dostępu przedniego (w postaci płytek). Do badań wybrano trzy implanty płytkowe, które różniły się zarówno pod względem konstrukcyjnym jak i materiałowym. Do płytek tych należały: Caspar (Aesculap), Codman (Johnson&Johnson), Dero (LFC).

5. Stabilizatory wprowadzone były do modelu fizycznego zgodnie z zaleceniami i procedurą zabiegu operacyjnego, przy zachowaniu odpowiedniego położenia śrub względem siebie oraz względem trzonów kręgów.

6. Ze względu na modelowanie destabilizacji w postaci uszkodzenia krążka międzykręgowego, wynikiem czego jest jego usunięcie, w przestrzeń międzytrzonową wprowadzono element, który stanowił substytut krążka międzykręgowego. Na rysunku 9.1 przedstawiono schemat prezentujący miejsce po usuniętym krążku międzykręgowym, w który wprowadzany jest przeszczep kostny.

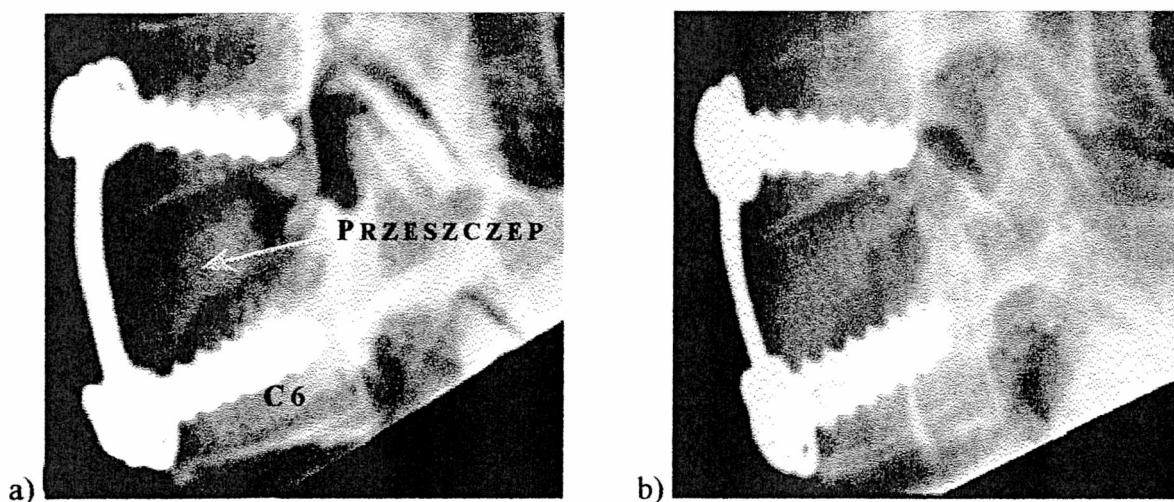


Rys.9.1. Schemat przedstawiające wprowadzenie przeszczepu kostnego w miejsce po krążku międzykręgowym

7. Ponieważ wprowadzany przeszczep międzytrzonowy zmienia swoje własności mechaniczne w ciągu trwania stabilizacji (spondylodeza – zrost kostny), zasymulowano dwa rodzaje przeszczepu, a co się z tym wiąże dwa modele stabilizacji:

a) Model pierwszy nie uwzględniał przeszczepu kostnego, który standardowo jest wprowadzany w przestrzeń po usuniętym krążku międzykręgowym. Jednakże przeszczep taki, w pierwszych dniach po dokonanej stabilizacji, nie bierze udziału w przenoszeniu obciążeń, a główną rolę odgrywa stabilizator. Dlatego też w modelu fizycznym zasymulowanie takiej sytuacji wymagało pozostawienia pustej, niewypełnionej przestrzeni międzytrzonowej. Rysunek 9.2a przedstawia rzeczywisty obraz rentgenowski dwóch kręgów szyjnych z wprowadzonym przeszczepem i ustabilizowaniem w postaci implantu płytkowego. Charakterystyczne jest brak zrostu kostnego między trzonami kręgów a wszczepem, w pierwszych dniach po wykonanej stabilizacji.

b) Model drugi uwzględniał przeszczep o własnościach mechanicznych zbliżonych do normalnej, fizjologicznej struktury kostnej kręgosłupa szyjnego - rys.9.2b (pełen zrost kostny pomiędzy trzonami i przeszczepem).



Rys.9.2. Zdjęcia rentgenowskie dwóch kręgów szyjnych ze stabilizatorem płytkowym oraz przeszczepem kostnym wprowadzonym między trzony kręgów: a) pierwsze dni po wprowadzeniu przeszczepu, b) 3 miesiące po wprowadzeniu przeszczepu [41]

8. Obciążenie modelu realizowano za pomocą siły skupianej, przyłożonej na górną powierzchnię trzonu kręgu C5. Doświadczenie wykonano dla symulowanych obciążeń fizjologicznych, związanych z normalną pracą kręgosłupa szyjnego. Zasymulowano trzy rodzaje mechanizmów obciążających: ściskanie osiowe (kompresja), zginanie do tyłu, osiowe skręcanie (rotacja).

Tak zrealizowany model pozwolił na przeprowadzenie badań, związanych z oceną wpływu stabilizatorów płytkowych implantowanych z dostępu przedniego, na zmiany sztywności stabilizowanego układu jak i zmiany w sposobie przenoszenia obciążeń w takiej

konfiguracji. Zbudowane modele umożliwiły również określenie roli przeszczepu kostnego na stabilność kręgosłupa po implantacji.

Pomimo wprowadzonych uproszczeń jest to pierwszy model dający możliwość oceny pewnych zjawisk zachodzących w kręgosłupie szyjnym w trakcie leczenia zmian przeciążeniowych, przy zastosowaniu implantów płytkowych.

9.2. WYBÓR METODY DOŚWIADCZALNEJ

Wiele różnych technik pomiarowych znajduje zastosowanie w analizie obciążeń czy też naprężeń i odkształceń w strukturach kostnych i implantach. Najszerze zastosowanie w metodach eksperymentalnej oceny przemieszczeń i odkształceń znajdują techniki tensometryczne, elastooptyka, kruche pokrycia, mory, a w ostatnich latach techniki laserowe, jak interferometria holograficzna czy fotografia plamkowa [67].

Jedną z szeroko stosowanych technik pomiarowych jest metoda tensometrii rezystancyjnej. Tensometry rezystancyjne znalazły zastosowanie zarówno w pomiarach statycznych jak i dynamicznych. W tensometrach tych stosuje się zjawisko fizyczne zmiany oporności przewodnika podczas jego rozciągania lub ściskania. Wyznaczenie odkształceń, i pośrednio naprężeń, w strukturach kostnych i elementach stabilizujących za pomocą tensometrów spełnia istotną rolę w badaniach biomechanicznych [8]. Jednakże technika ta umożliwia zebranie informacji tylko z obszaru, na którym znajduje się sam tensometr, tak więc nie jest możliwy pomiar na całej badanej powierzchni obiektu. Dodatkowo należy wziąć pod uwagę, iż badaniu podlegać będą układy ze stabilizatorami, które charakteryzują się niewielkimi i dość złożonymi cechami geometrycznymi, co znacznie ogranicza zastosowanie tensometrii oporowej do planowanych badań.

Metody optyczne zaś stwarzają możliwość jakościowej i ilościowej analizy zjawisk związanych z przemieszczeniami, odkształceniami lub naprężeniami i to całego badanego pola jednocześnie w sposób bezdotykowy [8].

Jedną z takich metod jest elastooptyczna metoda analizy naprężeń i odkształceń. Pod nazwą metod elastooptycznych kryje się zbiór technik pomiaru naprężeń i odkształceń korzystających ze zjawisk dwójłomności wymuszonej, występującej w niektórych materiałach (np. żywice epoksydowe, elastomery uretanowe). Najczęściej elastooptykę stosuje się do badania modeli obiektów rzeczywistych. Badania elastooptyczne zostają wykluczone, w zastosowaniu do określonego w pracy przedmiotu, właśnie ze względu na konieczność stworzenia modelu obiektu rzeczywistego, podczas gdy istnieje możliwość i potrzeba analizy procesów zachodzących w rzeczywistym układzie implant – struktury kręgosłupowe odcinka szyjnego.

Istnieje także metoda elastooptycznej warstwy wierzchniej, która polega na tym, iż promień światła spolaryzowanego dwukrotnie przechodzi przez warstwę materiału optycznie czułego naniesionego na badaną powierzchnię obiektu rzeczywistego. Niestety ze względu na duże techniczne trudności w nałożeniu warstwy na tak małą i skomplikowaną powierzchnię pomiarową, jaka stanowi sam stabilizator płytkowy i kręgi szyjne, jak również utrudnienia

związane z obserwacją i rejestracją wyników procesów zachodzących w badanych obiektach, eliminuje tę metodę w planowanych badaniach.

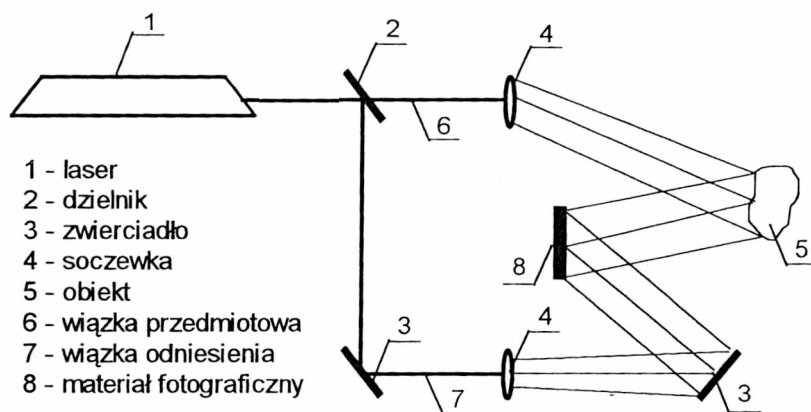
Jak już wspomniano, coraz szersze zastosowanie mają techniki laserowe jak fotografia plamkowa i interferometria holograficzna. Metoda fotografii plamkowej jest bezdotykową optyczną metodą pomiarową i służy do analizy przemieszczeń w kierunku równoległym do powierzchni obiektu a ponieważ interesujące nas zjawiska będą zachodzić w płaszczyźnie równoległej do powierzchni obiektu, więc zdecydowano się na zastosowanie interferometrii holograficznej dającej tą właśnie możliwość pomiaru przemieszczeń i odkształceń.

Interferometria holograficzna w znacznym stopniu poszerza zakres możliwości badawczych w analizie odkształceń i naprężeń. Metoda ta umożliwia bezstykowe badania nieniszczące na rzeczywistych (oryginalnych) obiektach, nie wymagające posługiwania się ich modelami. Pozwala ona również na badanie przedmiotów o dowolnym kształcie i o dowolnej strukturze powierzchni [25].

Metoda interferometrii holograficznej umożliwia prowadzenie pomiarów przemieszczeń punktów powierzchni obiektu poddanego obciążeniom mechanicznym, termicznemu, drganiom, itp., lub też przemieszczającego się jako bryła sztywna. Technika ta daje możliwość zarówno wizualnej oceny deformacji pełnego badanego pola, jak również ilościową ocenę składowych przemieszczenia w analizowanym obszarze obiektu. Dlatego też zdecydowano się na zastosowanie właśnie tej techniki pomiarowej do badania segmentu ruchowego odcinka szyjnego kręgosłupa z wprowadzonymi implantami płytkowymi.

Interferometria holograficzna wykorzystuje holograficzny, tj. amplitudowo - fazowy, zapis obrazu przedmiotu oświetlanego wiązką światła koherentnego. Na skutek interferencji frontów falowych dwóch wiązek światła spójnego (wychodzącego z tego samego źródła) powstaje układ prążków interferencyjnych.

Schemat ideowy metody interferometrii holograficznej przedstawiono na rysunku 9.3.



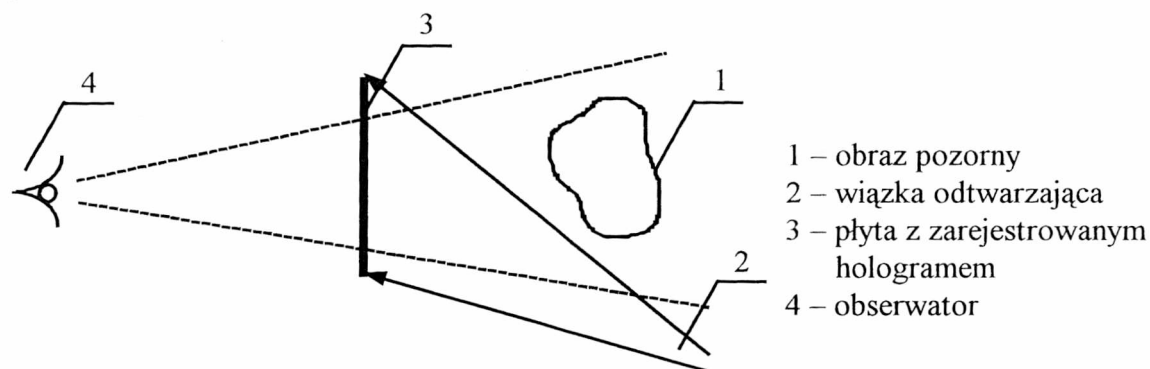
Rys.9.3. Schemat układu pomiarowego w metodzie interferometrii holograficznej

Wiązka światła laserowego przechodzi przez migawkę i pada na dzielnik wiązki, gdzie ulega podziałowi na wiązkę przedmiotową i odniesienia. Wiązka przedmiotowa ulega rozszerzeniu w obiektywie tak, by możliwe było oświetlenie danego fragmentu obiektu. Część światła odbitego zostaje rozproszona w kierunku płyty holograficznej. Wiązka odniesienia po

odbiciu od zwierciadła pada na płytę holograficzną, na której jest rejestrowany efekt interferencji z wiązką przedmiotową. Ze względu na zastosowanie techniki podwójnej ekspozycji rejestrowane są dwa hologramy na tej samej płycie, przed i po przemieszczeniu powierzchni badanego obiektu [8].

Gdy intrefrogram oświetlimy wiązką światła spójnego, identyczną z wiązką odniesienia użytą w procesie zapisu, wiązka ta ulegnie modulacji w taki sposób, że za interferogramem będzie się rozchodziła między innymi fala stanowiąca przedłużenie rozchodzącej się uprzednio od oświetlonego obiektu. Dzięki temu, patrząc przez hologram jak przez szybę, ujrzymy trójwymiarowy obraz zarejestrowanego holograficznie obiektu, przy czym obraz ten zlokalizuje się w tym samym położeniu względem hologramu, w którym znajdował się obiekt względem płyty holograficznej [25].

Schemat do odtwarzania interferogramów holograficznych przedstawiono na rysunku 9.4.



Rys.9.4. Schemat układu do odtwarzania interferogramów holograficznych

W rezultacie, odtwarzane są obydwa zarejestrowane obrazy przedmiotu, które uformowane w pobliżu siebie w przestrzeni interferują tworząc układ prążków interferencyjnych widocznych na tle obiektu. Rozkład natężenia światła w obrazie interferencyjnym jest określony zależnością:

$$I = 4|A_0|^2 \cos^2 \left\{ \frac{1}{2} \left[kz(\cos \alpha + \cos \beta) \right] \right\} \quad (9.1)$$

gdzie:

A_0 - amplituda wiązki przedmiotowej

$k = 2\pi/\lambda$ - liczba falowa

α - kąt między normalną do powierzchni obiektu, a kierunkiem oświetlenia obiektu (podczas rejestracji)

β - kąt między normalną do powierzchni obiektu, a kierunkiem obserwacji (podczas rekonstrukcji obrazu),

z - przemieszczenie powierzchni obiektu w kierunku prostopadłym,

λ - długość fali światła.

Powyższy związek opisuje położenie prążków interferencyjnych na powierzchni obrazu obiektu. Intensywność oświetlenia zmienia się z kwadratem kosinusa po między prążkami odpowiadającymi deformacjom z . Po wprowadzeniu pojęcia rzędu prążka N , przy czym $N = 0, 1, 2, \dots$ dla $I = I_{\max}$, obraz interferencyjny wiąże się z przemieszczeniami zależnością:

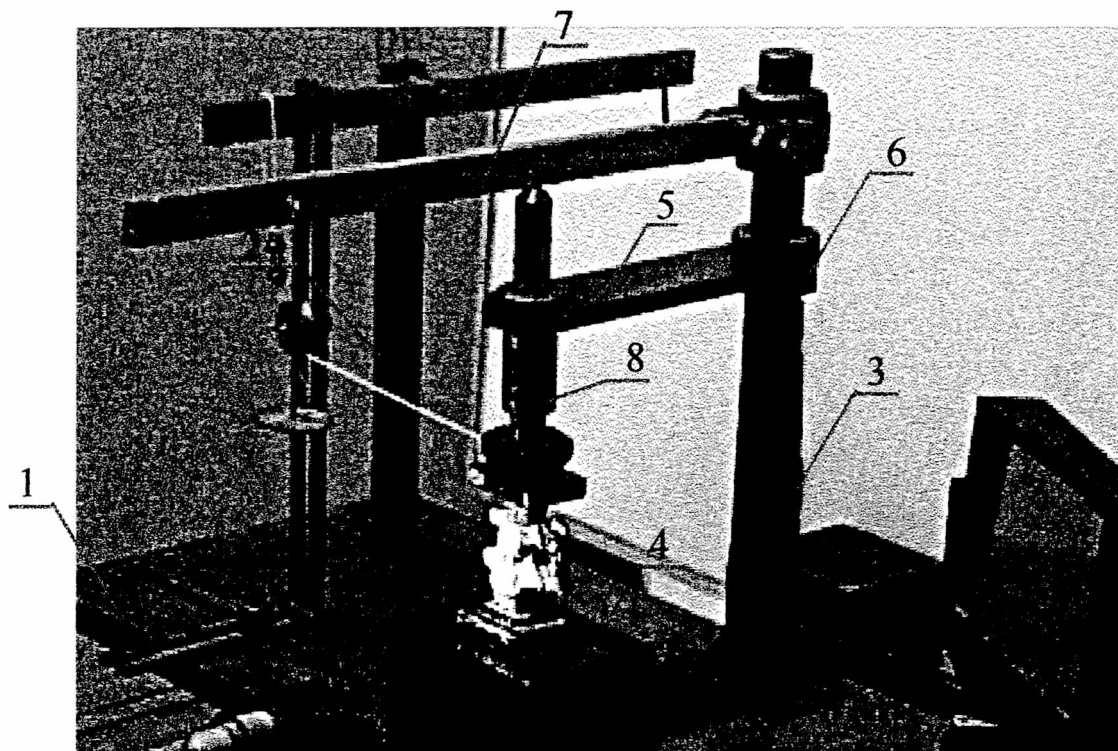
$$z = \frac{N\lambda}{\cos \alpha + \cos \beta} \quad (9.2)$$

W praktyce, dla $\alpha, \beta \approx 0^\circ$, związek ten przybiera postać $z = N\lambda / 2$.

Metoda interferometrii holograficznej umożliwia uzyskanie przemieszczeń z dokładnością rzędu nanometrów [nm].

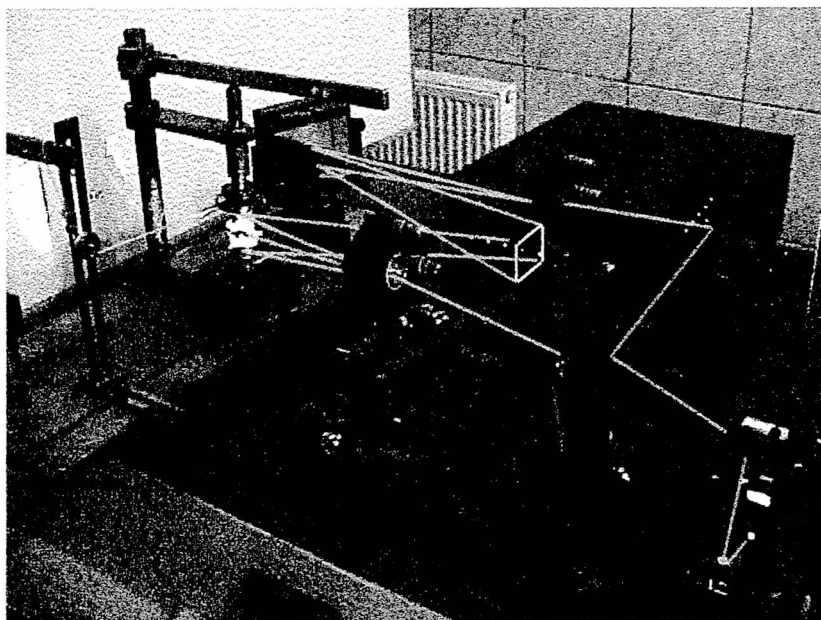
9.3. BUDOWA STANOWISKA OBCIĄŻAJĄCEGO I POMIAROWEGO

Na rysunku 9.5 przedstawiono układ obciążeniowy do realizacji badań na modelach fizycznych przy zastosowaniu interferometrii holograficznej. Na sztywnej płycie (1) zamocowano słupy (2) dźwigni, które poprzez linki prowadzone na krążkach umożliwiały zasymulowanie obciążeń rotacyjnych. Do płyty (1) przytwierdzono podstawę dźwigni obciążającej (4) oraz wspornik (3) z członem pośredniczącym (5) ustalonym nakrętkami (6). Element (7) umożliwił przeniesienie siły $P_{\text{śc}}$ (siła ściskająca) poprzez sworzeń (8) na trzon kręgu C5. W czasie badań stosowano wyliczone obciążenia wstępne i przyrosty sił wynikające z uzyskiwanych gęstości prążków interferencyjnych.



Rys.9.5. Zdjęcie stanowiska obciążającego

Dla tak stworzonego układu obciążającego zbudowano odpowiedni układ pomiarowy, umożliwiający prowadzenie badań przy zastosowaniu metody podwójnej ekspozycji. Układ pomiarowy zrealizowano na podstawie danych zaczerpniętych z literatury i na bazie własnych doświadczeń z zakresu interferometrii holograficznej. Zastosowany układ optyczny przedstawiono na rysunku 9.6.

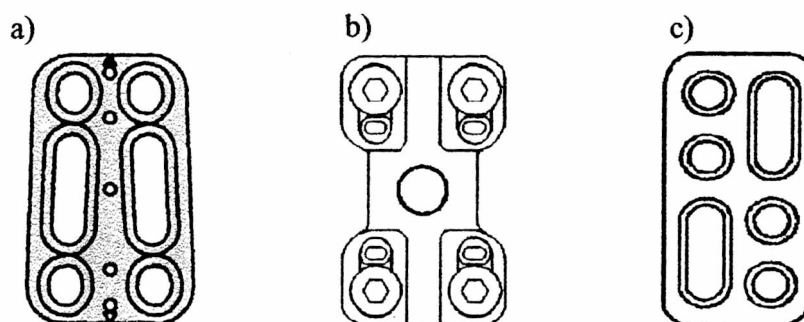


Rys.9.6. Zdjęcie układu pomiarowego

9.4. CHARAKTERYSTYKA STABILIZATORÓW PODDANYCH ANALIZIE

W podjętej pracy analizowano trzy systemy stabilizacji płytkowej, powszechnie stosowane w polskiej praktyce klinicznej. Do badań wybrano trzy implanty płytkowe, które różnią się zarówno pod względem konstrukcyjnym jak i materiałowym. Do płytek tych należą:

1. Płytko Caspar - firmy Aesculap
2. Płytko Codman - firmy Johnson&Johnson
3. Płytko Dero - firmy LfC



Rys.9.7. Implanty płytkowe: a) Caspar, b) Codman, c) Dero [57]

Wybrane implanty umożliwiają stabilizację jednego segmentu ruchowego (dwa kręgi i krążek międzykręgowy) odcinka szyjnego kręgosłupa.

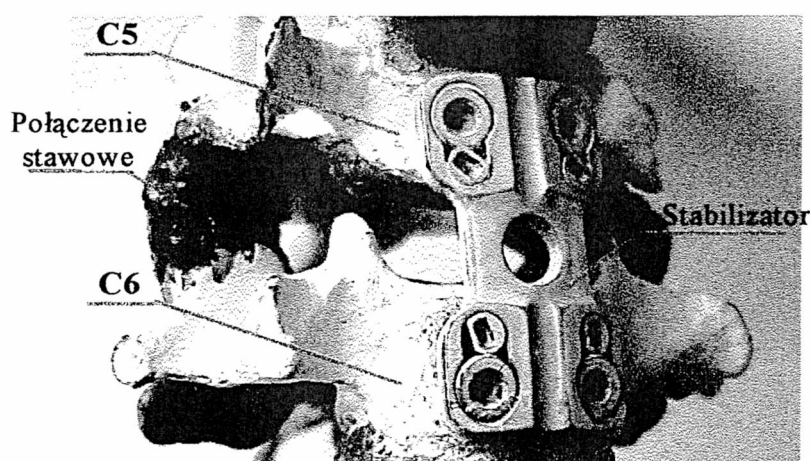
Ważną cechą konstrukcyjną płytek Caspar i Codman jest wygięcie w płaszczyźnie poprzecznej i podłużnej, umożliwiające lepsze dopasowanie implantu do fizjologicznych

krzywizn wynikających z budowy kręgosłupa szyjnego. System Dero posiada wygięcie tylko w płaszczyźnie poprzecznej.

Wygięcie w płaszczyźnie poprzecznej związane jest z ukształtowaniem przedniej powierzchni trzonu kręgu, który stanowi element cylindryczny, tak więc taka budowa stabilizatora umożliwia dokładne przyleganie płytki do powierzchni kości a tym samym lepsze i pewniejsze zespolenie na granicy implant - kość.

Natomiast wygięcie stabilizatora w płaszczyźnie podłużnej podyktowane jest istniejącą krzywizną odcinka szyjnego to znaczy lordozy szyjnej (wygięcie kręgosłupa ku przodowi). Tak skonstruowana płytka pozwala uniknąć pojawienia się przeprostu kolumny kręgosłupowej w trakcie implantacji, a tym samym nie dochodzi do przesztynienia kręgosłupa w wyniku wprowadzenia stabilizatora.

Badania prowadzono na modelu fizycznym w skład którego wchodziły dwa rzeczywiste kręgi szyjne C5 i C6 z odwzorowanymi połączeniami na wyrostkach stawowych. Na rysunku 9.8 przedstawiono zdjęcie wykonanego modelu fizycznego segmentu ruchowego C5 – C6 z zamontowaną płytką stabilizującą.



Rys.9.8. Zdjęcie modelu fizycznego kręgów C5 – C6 ze stabilizatorem płytkowym typu Codman

Charakterystyki materiały z jakich wykonane są płytki jak i ich własności mechaniczne zebrane zostały w tabeli 9.1.

Tabela 9.1. Własności mechaniczne płytek Caspar, Codman, Dero

	Własności mechaniczne					
	Rodzaj stopu	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Granica plastyczności [MPa]	Wydłużenie [%]	Moduł Younga [MPa]	Wytrzymałość zmęczeniowa [MPa]
Caspar	Ti-6Al-4V	850-1120	895-1080	10-15	$1,1 \cdot 10^5$	440-690
Codman	Ti-6Al-4V	850-1120	895-1080	10-15	$1,1 \cdot 10^5$	440-690
Dero	316 L	480-600	170-370	40-65	$2,0 \cdot 10^5$	150-260

Wartości przedstawione w tabeli 9.1 wskazują na znacznie lepsze własności mechaniczne stopu tytanu, z którego wykonane są implanty Caspar i Codman, od stabilizatora Dero zrobionego ze stali austenitycznej implantowej. Charakterystyki wytrzymałościowe są w przypadku Caspara i Codmana najmniej dwukrotnie wyższe niż dla Dero. Jednocześnie wysokim wartościom własności wytrzymałościowych towarzyszy niski współczynnik sprężystości wzdłużnej, dając znacznie lepsze warunki do pracy w strukturach kręgosłupowych.

Ze względu na ocenę wpływu płytek na relacje sztywnościowe stabilizowanego odcinka kręgosłupa, oszacowano wybrane parametry mechaniczne umożliwiające wstępną ocenę analizowanych implantów - tabela 9.2.

Tabela 9.2. *Wybrane parametry wytrzymałościowe stabilizatorów płytkowych*

	Sztywność zginania	Sztywność ściskania	Sztywność skręcania	Wskaźnik wytrzymałość i na zginanie	Wskaźnik wytrzymałości na skręcanie
	EI_z [Nm ²]	EA [N]	EI_s [Nm ²]	W_z [m ³]	W_s [m ³]
Caspar	$28,85 \cdot 10^{-2}$	$23,92 \cdot 10^5$	43,02	$43,68 \cdot 10^{-10}$	$826,17 \cdot 10^{-10}$
Dero	$49,02 \cdot 10^{-2}$	$20,80 \cdot 10^5$	63,82	$40,80 \cdot 10^{-10}$	$721,34 \cdot 10^{-10}$
Codman	$52,59 \cdot 10^{-2}$	$28,19 \cdot 10^5$	43,99	$63,75 \cdot 10^{-10}$	$901,68 \cdot 10^{-10}$

Na podstawie danych zawartych w tabeli 9.2 można stwierdzić, że stabilizator Codman charakteryzuje się wysoką sztywnością zarówno na zginanie jak i ściskanie. Drugim, pod względem sztywności, jest stabilizator Dero. Natomiast stabilizator Caspar posiada najniższe wartości sztywnościowe, jest zatem bardziej podatnym implantem na ściskanie i zginanie, co jednocześnie daje mniejszą sztywność stabilizowanego odcinka kręgosłupa (uniknięcie przeszywnienia układu kręgosłup – stabilizator).

Płytką stabilizującą Codman wyróżnia się także wysokimi wartościami wskaźników wytrzymałościowych na zginanie i skręcania. Jednakże w porównaniu z płytką Caspara, która mając najniższe dane sztywnościowe posiada również wysokie wskaźniki wytrzymałościowe, daje w rezultacie słabszą ocenę stabilizatora Codman. W przypadku płytki Dero można stwierdzić najniższe wartości wskaźników wytrzymałościowych, przy względnie wysokich wartościach sztywności, poza przypadkiem ściskania, w którym to stabilizator Dero uzyskuje najniższą sztywność w stosunku do płytki Caspar i Codman.

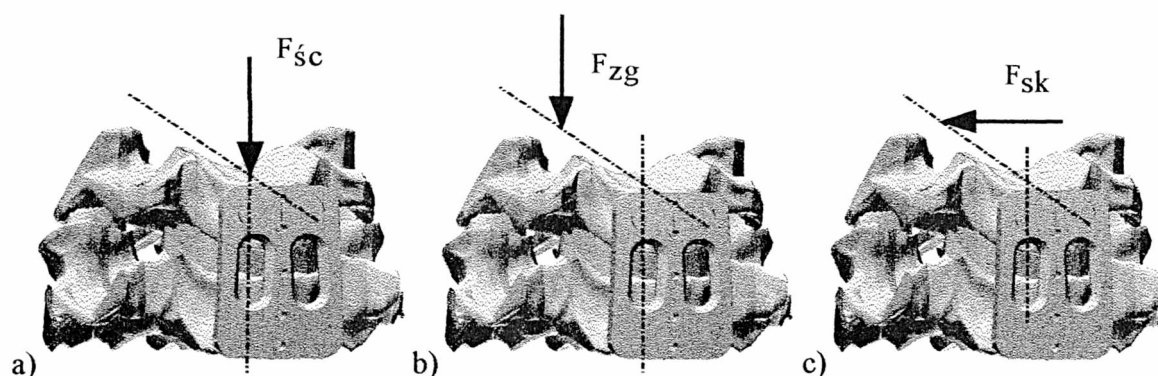
9.5. PRZYJĘCIE MODELI I WARTOŚCI OBCIĄŻEŃ

W celu określenia wpływu implantów płytkowych na sztywność stabilizowanego odcinka kręgosłupa szyjnego, jak i roli przeszczepu kostnego na sposób przenoszenia obciążeń badanego segmentu C5 – C6 (jak już opisano wybrano do analizy segment C5 – C6 ze

względem na największą urazowość tego ogniwa odcinka szyjnego), poddano badaniom dwa schematy stabilizacji za pomocą przeszczepu to znaczy:

- segment ruchowy C5 - C6 z uwzględnionymi zerowymi własnościami mechanicznymi przeszczepu,
- segment ruchowy C5 - C6 z własnościami mechanicznymi przeszczepu zbliżonymi do normalnej tkanki kostnej [9].

W tak utworzonych modelach wprowadzono siły symulujące fizjologiczne obciążenia pojawiające się w trakcie normalnych funkcji życiowych człowieka. Tak więc kolejno wprowadzano siły: osiowe ściskanie, zginanie do tyłu oraz skręcanie. Schemat obciążeń analizowanych modeli przedstawiono na rysunku 9.9.



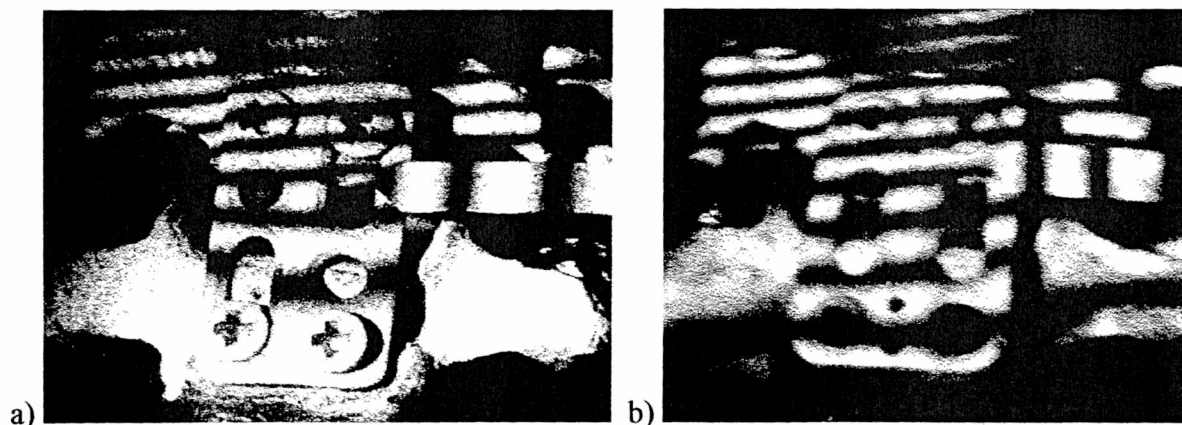
Rys.9.9. Schematy obciążeń realizowanych w trakcie badań doświadczalnych:

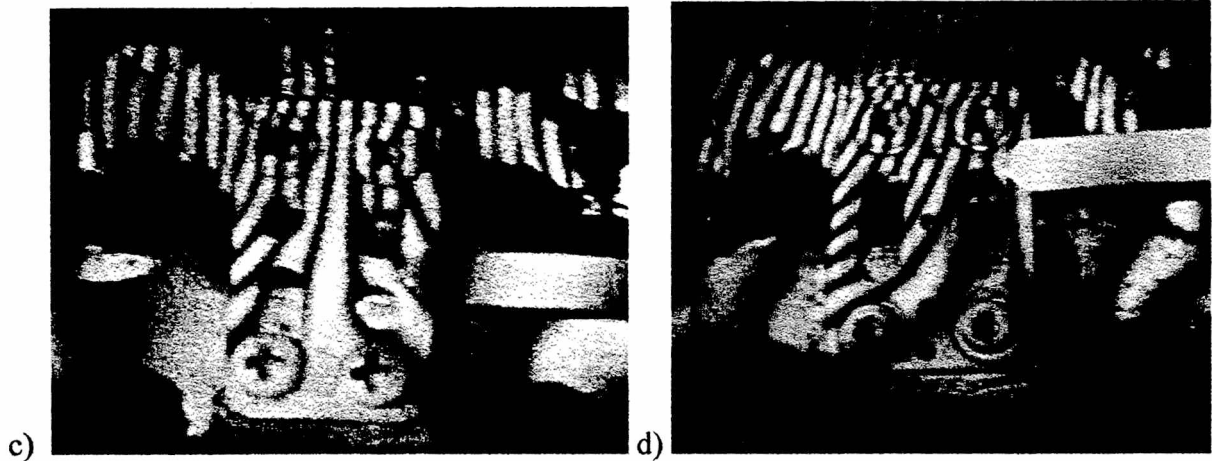
a) osiowe ściskanie – $F_{\text{śc}}$, b) zginanie F_{zg} , c) skręcanie – F_{sk}

Wartości sił przyjęte w badaniach wynosiły dla ściskania $F_{\text{śc}} = 50 \text{ N}$, co związane było z siłą pochodzącą od ciężaru głowy, dla zginania $F_{\text{zg}} = 50 \text{ N}$ działająca na ramieniu $0,02 \text{ m}$. oraz dla skręcania $F_{\text{sk}} = 6 \text{ N}$ działających na ramieniu $0,025 \text{ m}$ odpowiadającym odległości pomiędzy środkiem trzonu kręgu a wyrostkiem kolczystym.

9.6. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

W wyniku przeprowadzonych badań doświadczalnych otrzymano interferogramy holograficzne (rys.9.10), na podstawie których określono przemieszczenia płytek stabilizujących w różnych warunkach obciążeniowych.

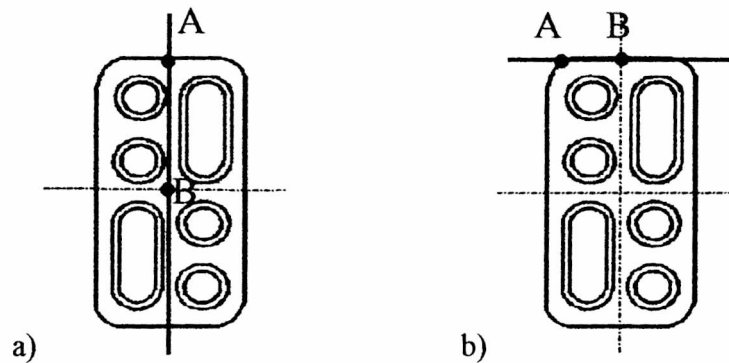




Rys.9.10. Przykłady interferogramów holograficznych: a) b) ściskanie płytki Dero i Caspar, c) d) skręcanie płytki Dero i Caspar

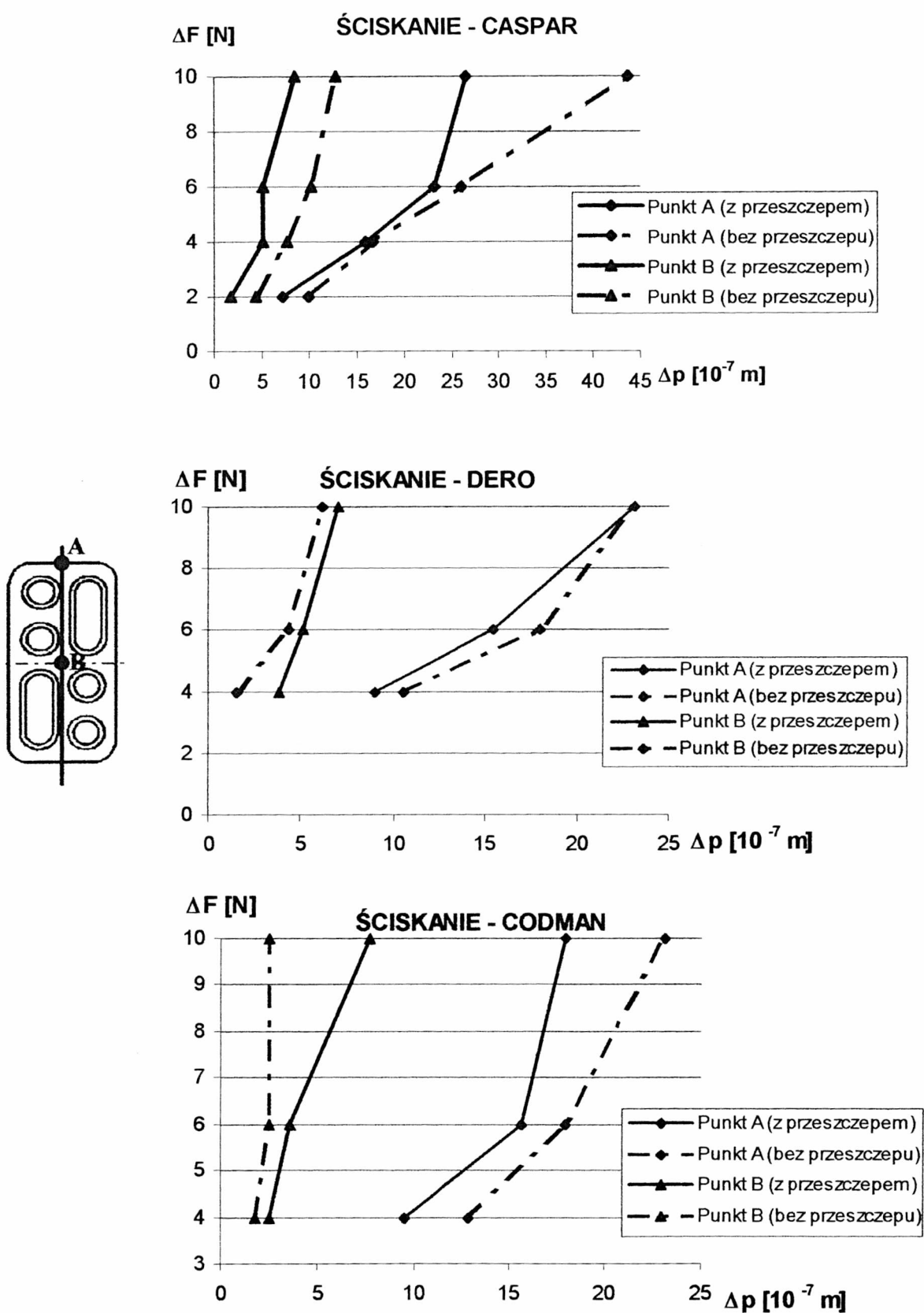
Jednocześnie należy zaznaczyć, iż otrzymane wartości przedstawiają rozkłady składowych wektorów przemieszczeń równoległych do dwusiecznej kąta pomiędzy wiązką przedmiotową a wiązką odniesienia.

W pierwszym etapie analizy wyznaczone przemieszczenia w punktach charakterystycznych A i B przedstawionych na rysunku 9.11, na podstawie których wykonano wykresy przemieszczeń implantów w zależności od przyłożonego obciążenia oraz przyjętych własności mechanicznych przeszczepu kostnego. Przy czym w przypadku działania siły zginającej oraz ścisającej punkty A, B wyznaczone zostały na prostej przechodzącej wzdłuż przez środek płytki. Jest to uzasadnione głównie tym, że rozkład przemieszczeń, wzdłuż implantu, na krawędziach bocznych i w płaszczyźnie środkowej jest jednakowy. Natomiast dla realizowanego skręcania punkty A i B wyznaczone zostały na prostej przebiegającej w poprzek stabilizatora przy jego górnej krawędzi.

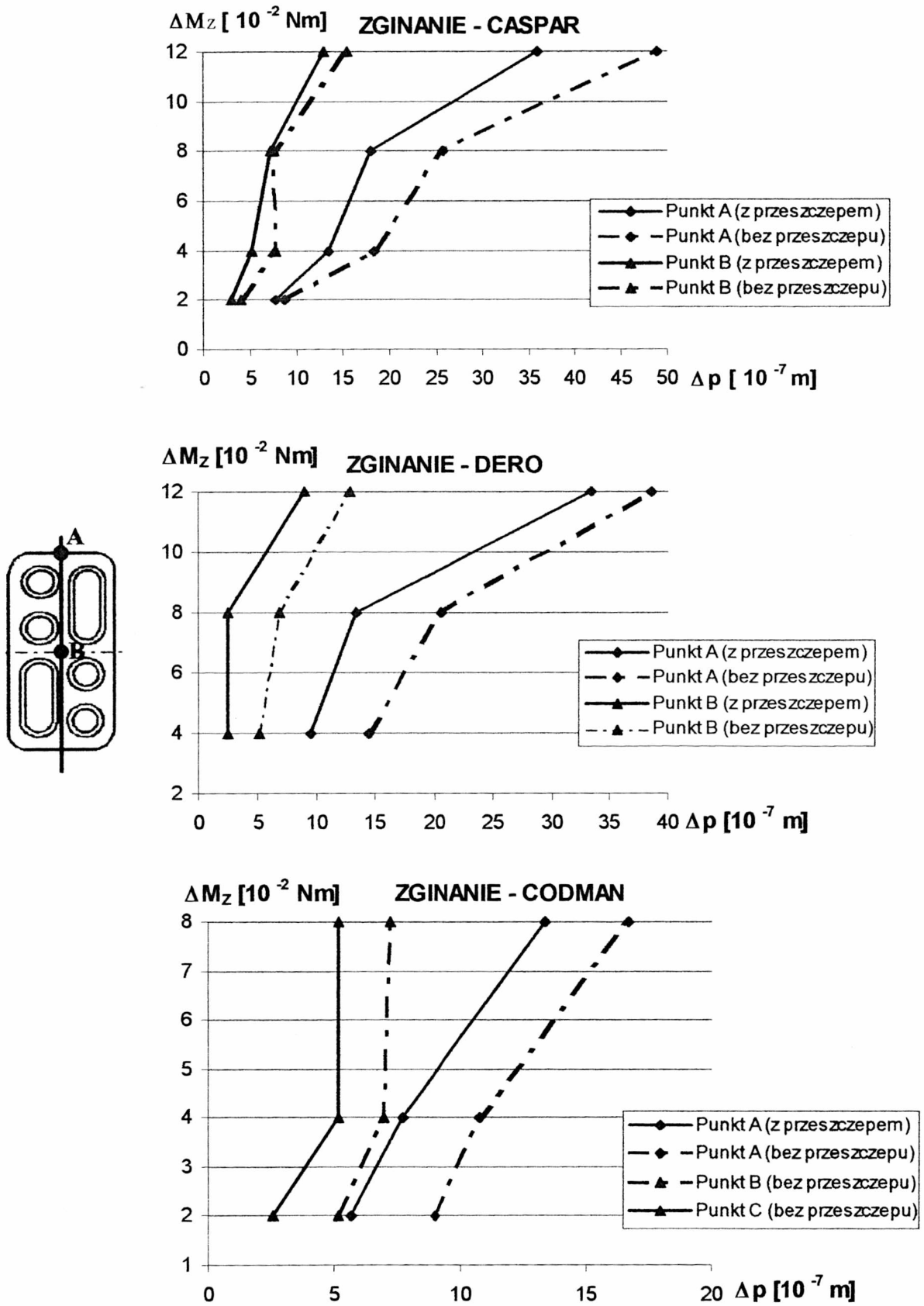


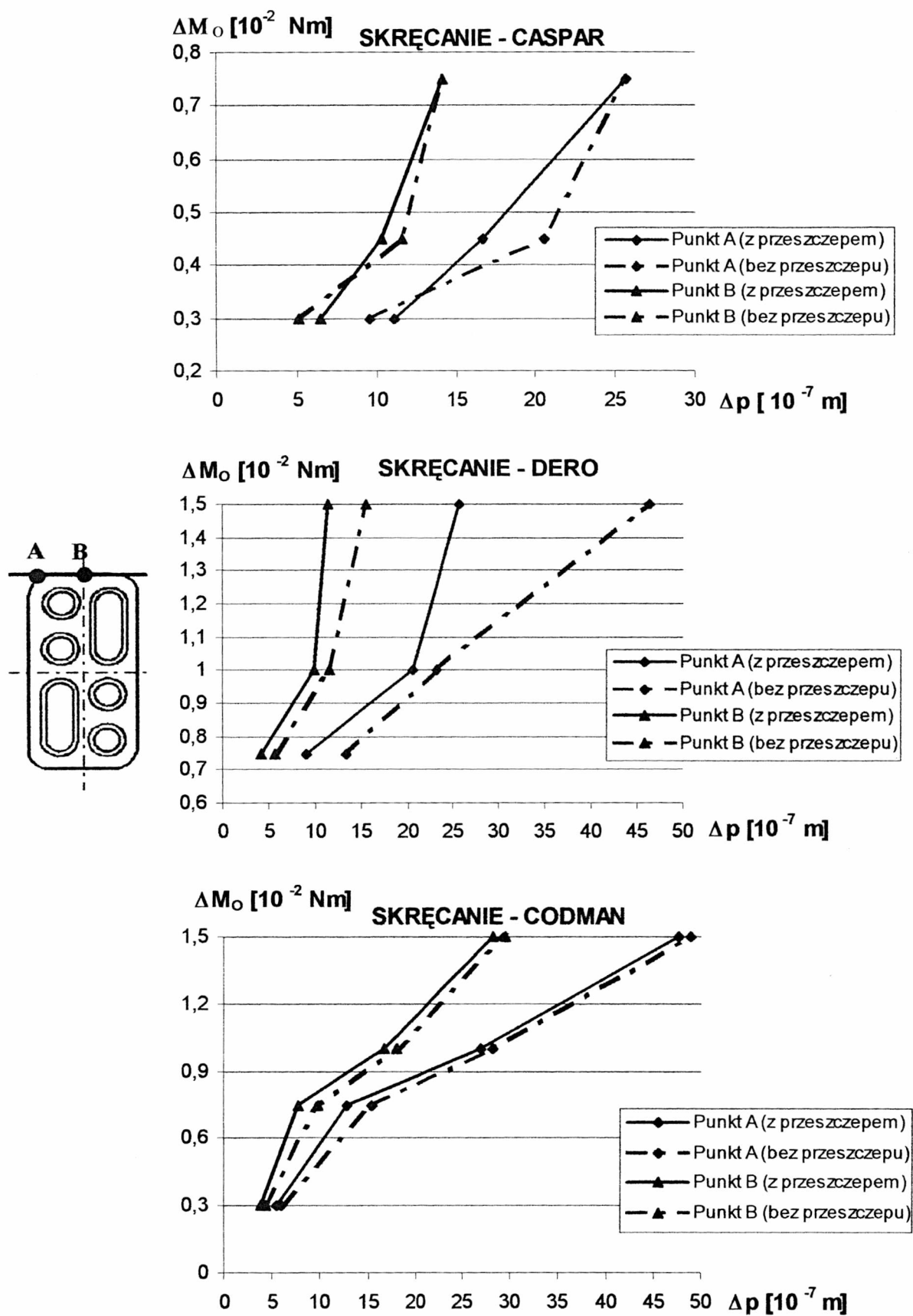
Rys.9.11. Schematy płytek ze wskazanymi płaszczyznami i punktami analizy: a) dla ściskania i zginania, b) dla skręcania

Analiza przemieszczeń dla kolejnych stabilizatorów płytkowych dostarczyła charakterystyk przedstawionych na wykresach (rys. 9.12, 9.13, 9.14).



Rys.9.12. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji przyrostu siły ściskającej $\Delta F_{\text{śc}}$

Rys.9.13. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji przyrostu momentu gnącego ΔM_z



Rys.9.14. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji przyrostu momentu skręcającego ΔM_o

Generalnie największe przemieszczenia pojawiają się w przypadku skręcania, lecz ze względu na inną płaszczyznę analizy niż w przypadku zginania i ściskania trudno jest porównywać wyniki tych analiz.

Jednakże porównując przemieszczenia pojawiające się, wraz ze wzrostem obciążenia można stwierdzić, że dla obciążeń zginających wartości przemieszczeń wzrastają w niewielkim stopniu. Jedynie w przypadku stabilizatora Dero dochodzi do dwukrotnego wzrostu wartości przemieszczeń. Świadczy to o mocno zróżnicowanej pracy tego stabilizatora w warunkach obciążeń ściskających i zginających. Przy czym należy zwrócić uwagę, iż ściskanie jest w pewnym stopniu przypadkiem zginania o niewielkim zakresie, wymuszonego samym ukształtowaniem kręgosłupa szyjnego w płaszczyźnie strzałkowej, to znaczy lordozą (wygięcie do tyłu).

We wszystkich analizowanych układach, widoczny jest wpływ przeszczepu kostnego, który w każdym rozważanym przypadku ogranicza ruch inicjowany zadaniem obciążeniem.

Analizując kolejne modele segmentu ruchowego ze stabilizatorem, można stwierdzić, że stabilizator płytkowy Caspar wykazuje największe przemieszczenia podczas obciążania zginającego. Dla maksymalnego przyrostu momentu gnącego $\Delta M = 12 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$ przemieszczenie płytki w punkcie A wynosi:

- dla segmentu ruchowego z przeszczepem $\Delta p = 35,98 \cdot 10^{-7} \text{ m}$,
- dla segmentu ruchowego bez przeszczepu $\Delta p = 48,83 \cdot 10^{-7} \text{ m}$.

Jednocześnie w przypadku stabilizowanego układu bez przeszczepu obserwuje się znacznie większe przemieszczenia implantu, niż dla segmentu z przeszczepem o własnościach zbliżonych do zdrowej tkanki kostnej.

Podobne charakterystyki przemieszczeniowe widoczne są w przypadku ściskania, gdzie przemieszczenia zawierają się w przedziale od $0,25 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ do $44,6 \cdot 10^{-7} \text{ m}$. Przy czym największą wartość przemieszczeń uzyskuje układ bez przeszczepu, dając najniższą stabilność podczas działania obciążeń ściskających.

W przypadku skręcania wykresy przemieszczeń zarówno dla układu stabilizowanych dwóch kręgów z przeszczepem i bez przeszczepu wykazują podobny przebieg, osiągając dla maksymalnych przyrostów momentu obrotowego $\Delta M_0 = 0,75 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$, jednakowe wartości przemieszczeń (dla punktu B wynoszą one $\Delta p = 14,13 \cdot 10^{-7} \text{ m}$).

Kolejnym stabilizatorem, który została poddany badaniom doświadczalnym był implant Dero. Podobnie jak w przypadku stabilizatora Caspar, płytka Dero wykazuje duże przemieszczenia dlaadanego obciążenia zginającego. Dla maksymalnego przyrostu momentu gnącego $\Delta M_z = 12 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$ przemieszczenie płytki w punkcie A wynosi:

- dla segmentu ruchowego z przeszczepem $\Delta p = 33,41 \cdot 10^{-7} \text{ m}$,
- dla segmentu ruchowego bez przeszczepu $\Delta p = 38,55 \cdot 10^{-7} \text{ m}$.

Najwyższe wartości przemieszczeń obserwuje się w przypadku skręcania $\Delta p = 46,26 \cdot 10^{-7} \text{ m}$, jednakże powstają one przy przyroście momentu obrotowego dwukrotnie wyższego ($\Delta M_0 = 1,5 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$) niż moment stosowany w obciążaniu stabilizatora Caspar.

Tak więc dla $\Delta M_o = 0,75 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$, w punkcie środkowym B (dla układu z przeszczepem) otrzymujemy przemieszczenia równe:

- $\Delta p = 14,13 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ - w strukturze z implantem Caspar,
- $\Delta p = 4,11 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ - w strukturze z implantem Dero.

Analiza przemieszczeń w wybranych punktach charakterystycznych, pozwoliła na zebranie informacji o maksymalnych przemieszczeniach pojawiających się w trakcie pracy poszczególnych stabilizatorów płytkowych. Wartości maksymalnych przemieszczeń wybranych punktów zostały zebrane w tabeli 9.3.

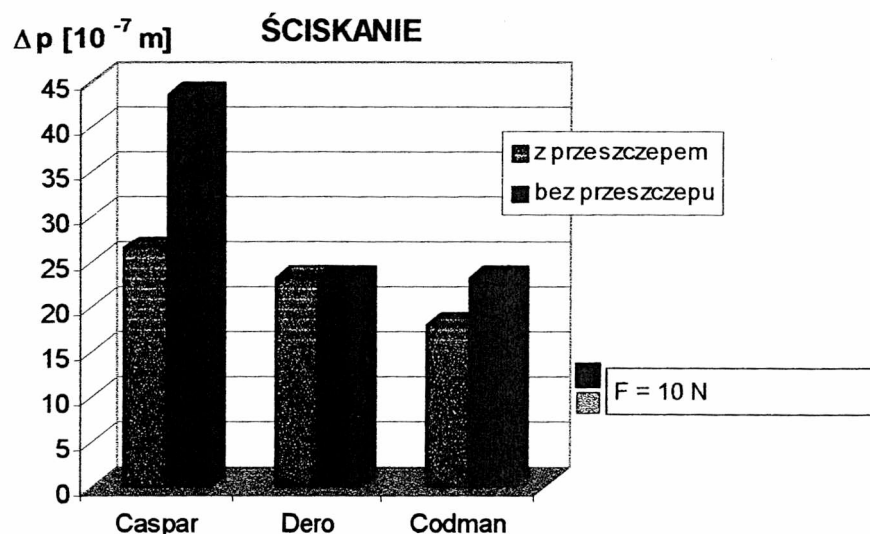
Tabela 9.3. *Przemieszczenia maksymalne w zależności od obciążenia i modelu stabilizacji. Dane zawierają wartości dla punktu A w przypadku ściskania i zginania oraz w punkcie B w przypadku skręcania*

	ŚCISKANIE $\Delta F = 10 \text{ N}$		ZGINANIE $\Delta M_z = 12 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$		SKRĘCANIE $\Delta M_o = 1,5 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$	
	z przeszczepem	bez przeszczepu	z przeszczepem	bez przeszczepu	z przeszczepem	bez przeszczepu
Caspar	26,47	43,68	35,98	48,83	25,70 ⁽¹⁾	25,70 ⁽¹⁾
Dero	23,13	23,13	33,41	38,55	25,70	46,26
Codman	17,99	23,13	13,36 ⁽²⁾	16,70 ⁽²⁾	47,54	48,83

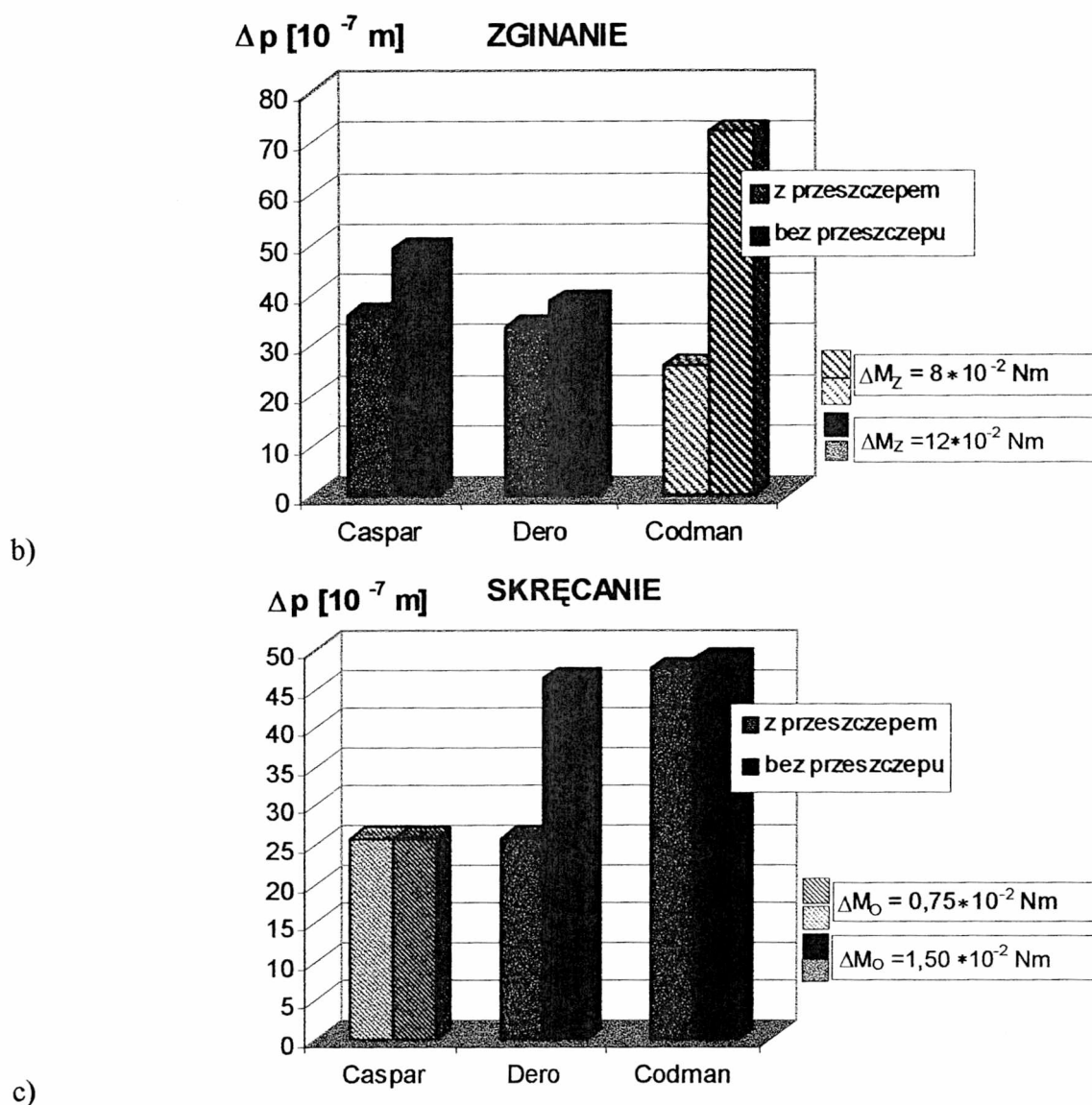
przypadki szczególne: (1) - wartości przemieszczeń dla $\Delta M_o = 0,75 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$

(2) - wartości przemieszczeń dla $\Delta M_z = 8 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$

W celu lepszego zobrazowania danych zawartych w powyższej tabeli stworzono wykresy wartości maksymalnych przemieszczeń w funkcji największych przyrostów sił - rys.9.15. W tym miejscu należy zwrócić uwagę na dwa przypadki, w których przemieszczenie maksymalne osiągane jest przy mniejszych wartościach przyrostu siły obciążającej (Codman – zginanie, Caspar – skręcanie), przekroczenie tych wartości powodowało tak duże zagęszczenie prążków interferencyjnych - czyli znaczny przyrost wektora przemieszczeń – że nie pozwalało to na jednoznaczną interpretację otrzymanych wyników.



a)



Rys.9.15. Wykresy wartości maksymalnych przemieszczeń w zależności od obciążenia:
a) ściskanie, b) zginanie, c) skręcanie

Tak więc pierwszym rozpatrywanym przypadkiem było zachowanie się stabilizatora Caspar (jak już określono charakteryzuje się on dużą podatnością na zadawane obciążenia), który wykazuje najwyższe wartości przemieszczeń dla wszystkich wprowadzanych sił, a ze względu na bardzo wysoką podatność tej płytki na skręcanie maksymalny, możliwy do realizacji, przyrost momentu obrotowego wynosił $\Delta M_o = 0,75 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$, a więc dwukrotnie mniej niż dla pozostałych analizowanych stabilizatorów ($\Delta M_o = 1,5 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$).

Drugim rozważanym przypadkiem, w którym maksymalne wartości przemieszczeń pojawiają się przy niższych przyrostach obciążeń (niż w już omawianych stabilizatorach) jest implant Codman. Przy obciążeniach zginających maksymalna siła działająca na układ wynosiła $\Delta M_z = 8 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$, powyżej tej wartości nastąpiło bardzo mocne przegięcie płytki ku tyłowi.

Stabilizator płytkowy Codman wykazuje znaczne różnice w sposobie odkształcania w porównaniu z już omówionymi płytkami Caspar i Dero. W przypadku ściskania uzyskiwane wartości przemieszczeń są porównywalne z przemieszczeniami implantu Dero.

Jak już wykazano stabilizator Codman charakteryzuje się wysoką sztywnością na zginanie i ściskanie (najwyższą z trzech analizowanych implantów), co ma swoje odzwierciedlenie w sposobie przemieszczania się tego stabilizatora oraz osiąganych wartościach tych przemieszczeń. Szczególnie w przypadku działania obciążeń zginających, stabilizator ten osiąga najniższe wartości przemieszczeń w porównaniu do stabilizatorów Caspar i Dero. Tak więc posiada on małą podatność na zginanie.

Dla przyrostu obciążenia $\Delta M_Z = 8 \cdot 10^{-2}$ Nm przemieszczenia stabilizatorów w punkcie A przyjmują wartości równe:

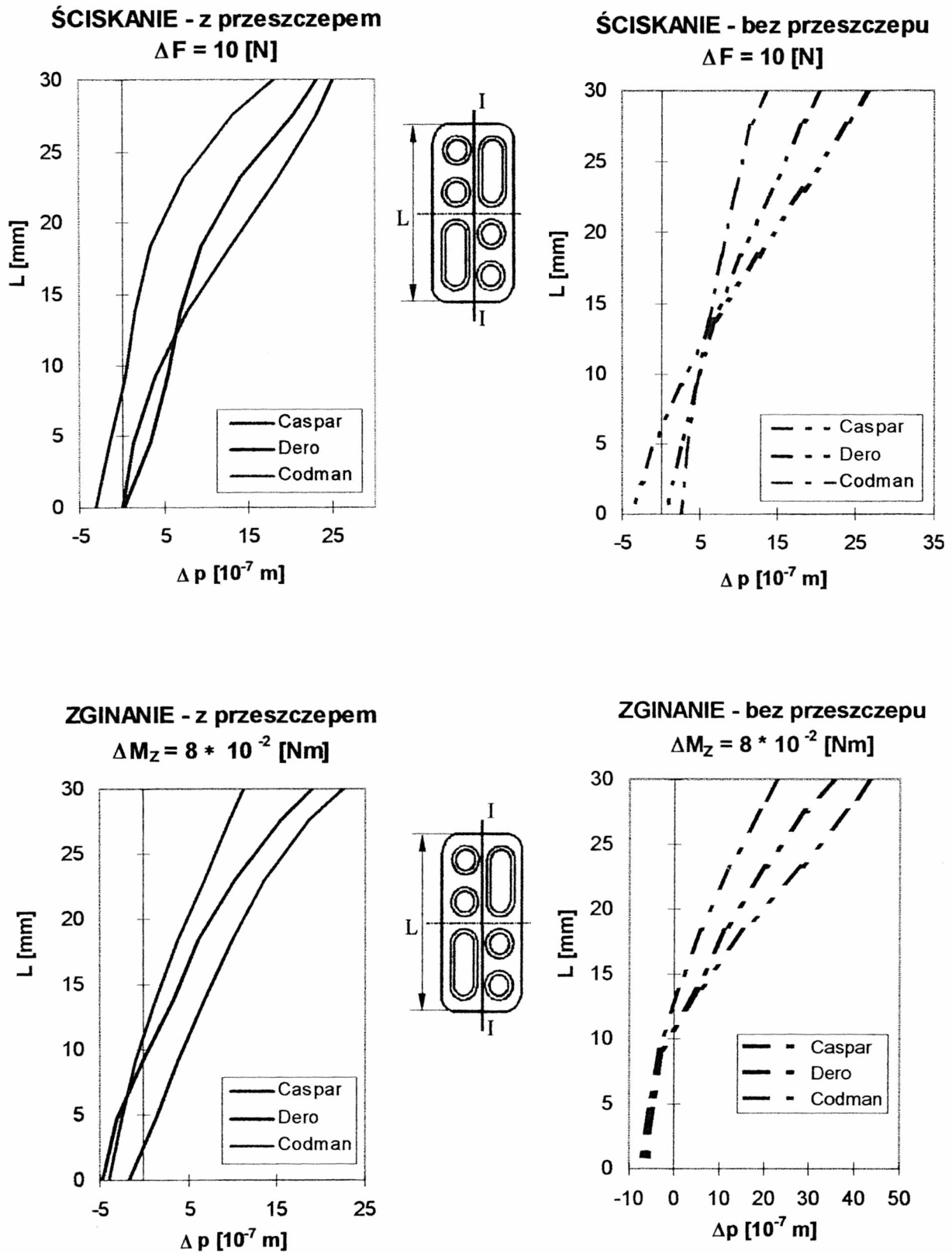
- | | |
|-----------------------|-----------------------------------|
| a) Codman (z przesz.) | $= 13,20 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ |
| Codman (bez przesz.) | $= 16,70 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ |
| b) Dero (z przesz.) | $= 14,00 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ |
| Dero (bez przesz.) | $= 20,56 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ |
| c) Caspar (z przesz.) | $= 17,99 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ |
| Caspar (bez przesz.) | $= 25,70 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ |

W przypadku skręcania widoczny niewielki wpływ elementu wypełniającego obszar po krążku międzykręgowym. Różnice w przemieszczeniach uzyskiwanych dla wypełnionej i pustej przestrzeni międzykręgowej są tak nieznaczne, że można także wnioskować o dużej sztywności stabilizatora Codman podczas realizacji obciążeń skręcających. Rozważając maksymalne przemieszczenie uzyskiwane dla przyrostu momentu obrotowego $\Delta M_O = 0,75 \cdot 10^{-2}$ Nm (co stanowi jednocześnie maksymalny przyrost momentu dla implantu Caspar) otrzymujemy następujące dane:

- Codman $\Delta p = 15,3 \cdot 10^{-7} \text{ m}$
- Dero $\Delta p = 10,7 \cdot 10^{-7} \text{ m}$
- Caspar $\Delta p = 25,0 \cdot 10^{-7} \text{ m}$.

W dalszym etapie prowadzonej analizy, przedstawiono rozkład przemieszczeń w płaszczyźnie poprzecznej lub wzdłużnej stabilizatorów, dla wybranego przyrostu siły obciążającej. Charakterystyki przemieszczenia w funkcji długości płytki przedstawiają wykresy na rysunku 9.16 i 9.17. Analiza przemieszczeń w płaszczyźnie podłużnej płytki realizowana była dla obciążeń ściskającego i zginającego - rys.9.16. Natomiast w przypadku działania momentu skręcającego analizę przemieszczeń wykonano w płaszczyźnie poprzecznej - rys.9.17. Działanie takie podyktowane zostało charakterystycznym dla skręcania rozkładem prążków interferencyjnych (jak na rysunku 9.10c,d), wymuszających nieco odmienne podejście do przeprowadzanej analizy niż w przypadku ściskania lub zginania.

Wykresy wykonano zarówno dla modelu bez przeszczepu jak i z przeszczepem o własnościach zbliżonych do normalnej tkanki kostnej. Dało to możliwość oceny wpływu elementu zastępczego krążka międzykręgowego na sztywność stabilizowanego układu.



Rys.9.16. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki dla obciążeń: a) ściskania stałą siłą $F=50\text{N}$ i przyrost $\Delta F=10\text{N}$, b) zginania dla stałego momentu $M_z=1\text{Nm}$ i przyrostu $\Delta M_z=8 \cdot 10^{-2}\text{Nm}$

W przypadku obciążeń ściskających największe wartości przemieszczeń wykazuje płytka Caspar i to zarówno w warunkach z symulowanym przeszczepem jak i przy zachowaniu zerowych własności przeszczepu. Przy czym wielkość przemieszczenia wzrasta od wartości $\Delta p = 25 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ (z przeszczepem) do $28 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ (bez przeszczepu). Najmniejszą zmianą w zakresie przyrostu przemieszczenia wzdłuż płytki posiada stabilizator Codman, dla modelu z przeszczepem Δp waha się między $-5 \div 14 [10^{-7} \text{ m}]$ a w przypadku układu bez przeszczepu $2 \div 18 [10^{-7} \text{ m}]$.

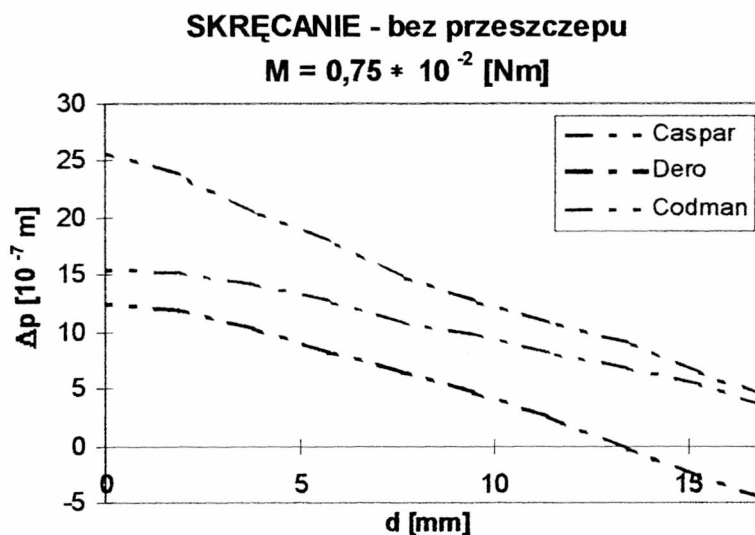
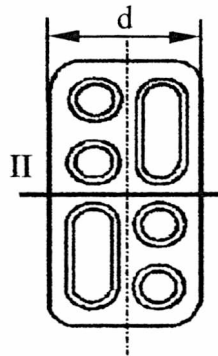
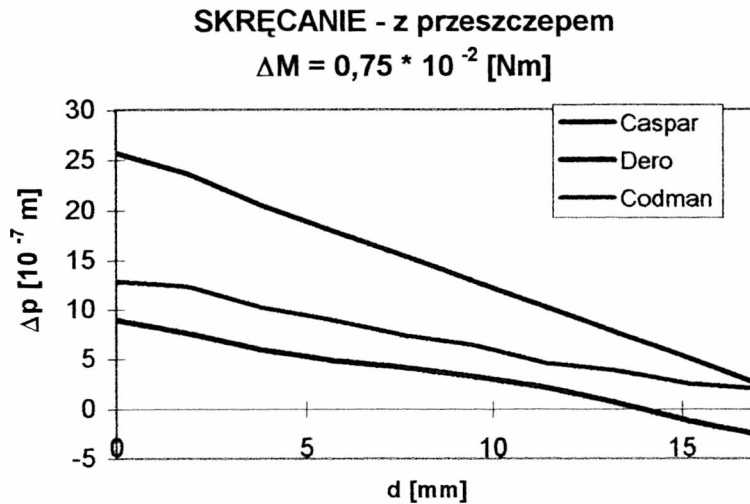
Podobny charakter przemieszczeniowy wykazują analizowane stabilizatory w przypadku symulowanego obciążenia zginającego. Tu także stabilizator Codman wykazuje najmniejszy przyrost przemieszczeń na długości stabilizatora, co pokrywa się oszacowanymi wcześniej charakterystykami sztywnościowymi stabilizatorów, które w przypadku zginania wynoszą dla stabilizatora Codman $52,59 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}^2$, dla Dero $49,02 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}^2$, dla Caspara $28,85 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}^2$. Analizując przemieszczenia w najwyższym punkcie implantów płytkowych uzyskujemy kolejno przemieszczenia:

Z przeszczepem		Bez przeszczepu		Sztywność zginania
Caspar	- $22,5 \cdot 10^{-7} \text{ m}$	Caspar	- $43,5 \cdot 10^{-7} \text{ m}$	$28,85 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}^2$
Dero	- $17,3 \cdot 10^{-7} \text{ m}$	Dero	- $36,1 \cdot 10^{-7} \text{ m}$	$49,02 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}^2$
Codman	- $11,6 \cdot 10^{-7} \text{ m}$	Codman	- $23,2 \cdot 10^{-7} \text{ m}$	$52,59 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}^2$

Powyższe wyniki wykazują, jak duża rolę w procesie przenoszenia obciążeń odgrywa przeszczep kostny. Układ bez wprowadzonego przeszczepu pod działaniem obciążenia zginającego ulega prawie dwukrotnie większym przemieszczeniom niż w przypadku podparcia trzonów kręgów na elemencie wykazującym własności zbliżone do fizjologicznej kości.

Interesujący jest punkt charakterystyczny pojawiający się na wysokości około 10 mm wszystkich analizowanych stabilizatorów, w którym dochodzi do zmiany znaku wartości przemieszczeń, czyli do zmiany kierunku przemieszczeń.

Kolejnym badanym przypadkiem było zachowanie się stabilizatorów pod działaniem obciążenia skręcającego. Wykresy przemieszczeń przedstawione zostały na rysunku 9.17.



Rys.9.17. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie poprzecznej płytki dla obciążenia skręcającego (stały moment $M_o = 0,15 \text{ Nm}$ i przyrost $\Delta M_o = 0,75 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}$)

Zarówno w przypadku konfiguracji zawierającej przeszczep kostny jak i w układzie bez przeszczepu, charakter przemieszczeń jest zbliżony. Największe przemieszczenia występuje przy stabilizacji płytką Caspar, nieco mniejsze wykazuje stabilizacja płytką Codman. Najniższe wartości przemieszczeń uzyskuje się przy zastosowaniu płytki Dero. Przy czym zarówno w

przypadku zastosowania przeszczepu jak i w układach bez przeszczepu przemieszczenia zawierają się w zbliżonych zakresach wartości. Zakresy wartości uzyskiwanych przez poszczególne stabilizatory przedstawiano w tabeli 9.4.

Tabela. 9.4. *Zakresy wartości przemieszczeń ($\Delta p[10^{-7}m]$) stabilizatorów płytkowych przy obciążeniu skręcającym*

	Układ z przeszczepem	Układ bez przeszczepu
Caspar	2,57 ÷ 25,70	4,4 ÷ 26,30
Dero	-2,30 ÷ 8,99	-4,62 12,36
Codman	2,05 ÷ 12,85	3,5 15,42

Można więc przypuszczać, że w przypadku skręcania największą rolę, w sposobie przenoszenia obciążeń, spełniają połączenia stawowe na wyrostkach stawowych. Przeszczep kostny ma natomiast niewielki wpływ na ograniczenie ruchliwości stabilizowanego układu.

9.7. WNIOSKI

Do przeprowadzenia założonych celów badań eksperymentalnych wykonano i zrealizowano następujące zadania:

- zbudowano układu obciążający, który umożliwił prowadzenie badań dla różnych obciążeń symulujących fizjologiczne działanie kręgosłupa szyjnego,
- opracowano i opanowano metodykę badawczą przy zastosowaniu interferometrii holograficznej, która umożliwiła zarówno wizualną ocenę deformacji pełnego badanego pola, jak również ilościową ocenę składowych przemieszczenia w szczególnych punktach badanego obiektu - stabilizatorów płytkowych kręgosłupa szyjnego,
- opracowano i zbudowano model fizyczny pojedynczego segmentu ruchowego C5 - C6, którego podstawą były rzeczywiste kręgi szyjne (preparaty sekcyjne); odwzorowano w modelu poprawne relacje geometryczne związane z fizjologicznym wygięciem kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej (lordoza) i wprowadzono połączenia na wyrostkach stawowych,
- zamodelowano układy z wprowadzonymi stabilizatorami płytkowymi w strukturze z wszczepem i bez przeszczepu, w miejscu usuniętego krążka międzykręgowego.

Tak stworzone modele oraz procedura badań umożliwiły analizę stanu przemieszczeń i odkształceń segmentu ruchowego odcinka szyjnego z wprowadzonymi implantami płytkami.

Na podstawie przeprowadzonych badań określono wpływ rodzaju stabilizacji oraz sposobu obciążania na zachowanie się całego stabilizowanego segmentu.

Największy zakres przemieszczeń pojawia się w układzie bez przeszczepu podczas obciążania zginającego. Przy wprowadzeniu przeszczepu do układu zakres przemieszczeń

znacznie maleje, co potwierdza ewidentny wpływ przeszczepu kostnego na prace stabilizowanego segmentu. W przypadku ściskania różnica przemieszczeń w układzie z przeszczepem i bez, jest znacznie mniejsza, można więc też wnioskować o dużej roli wyrostków stawowych w procesie przenoszenia obciążeń. Potwierdza to przypadek skręcania podczas którego przemieszczenia płytki stabilizującej są niemal jednakowej wielkości, bez względu na realizowany model stabilizacji.

Tak więc należy podkreślić, iż zrealizowana analiza wykazała, że układ bez przeszczepu (przypadek symulujący pierwsze dni po wprowadzeniu przeszczepu, gdy nie bierze on udziału w przenoszeniu obciążeń) powoduje ewidentny wzrost wartości przemieszczeń stabilizowanego segmentu ruchowego. Nasuwa to stwierdzenie, iż taka konfiguracja jest mniej korzystna w procesie leczenia, szczególnie w przypadku zaistnienia braku zrostu kostnego, utrzymującego się przez dłuższy okres czasu, co w konsekwencji może prowadzić do wtórnej destabilizacji uszkodzonego odcinka kręgosłupa.

Zróznicowanie w pracy implantów płytkowych wynikało również z samej konstrukcji stabilizatora oraz materiału, z jakiego został on wykonany. Różnice te wykazano na podstawie określenia parametrów sztywnościowych poszczególnych stabilizatorów (tabela 9.2). Zastosowanie stopu tytanu na implanty w znaczny sposób zmniejszyło ich sztywność. Jednakże porównując dwa stabilizatory Caspar i Codman, które wykonane są z jednakowych materiałów, na bazie tytanu, można zauważyć, iż istotny wpływ na charakterystyki sztywnościowe mają cechy geometryczne, które w przypadku płytki Codman podwyższają wartości sztywności.

I tak dla obciążeń zginających najwyższą sztywnością wykazał się stabilizator Codman, najbardziej podatny zaś był stabilizator Caspar, który również w przypadku skręcania charakteryzuje się wysoką podatnością. Płytki Codman zarówno w przypadku zginania jak i ściskania uzyskują najniższe wartości przemieszczeń, co ma swoje potwierdzenie w oszacowanych wskaźnikach wytrzymałościowych.

Obserwacja stanu przemieszczeń, prowadzona na modelach fizycznych, wykazała duże różnice przemieszczeń między dolną i górną krawędzią płytek stabilizujących (głównie przy ściskaniu i zginaniu) szczególnie w przypadku modelu bez przeszczepu. Biorąc pod uwagę, że w kręgu dolnym C6 odebrano wszystkie stopnie swobody (sztywne zamocowanie) na dolnej powierzchni trzonu kręgu, to można wnioskować, iż różnice przemieszczeń mogą prowadzić do mikroruchów pojawiających się na granicy śruba - kość (szczególnie w obrębie kręgu dolnego). Potwierdzałoby to obserwacje kliniczne, które donoszą o częstych powikłaniach związanych z obluzowaniem a nawet wrywaniem śrub dolnych ze stabilizowanego odcinka szyjnego.

Na podstawie wykonanych analiz można stwierdzić, że rozkład przemieszczeń i odkształceń w stabilizowanym obszarze ma wpływ na trwałość i stateczność połączenia

implantu ze stabilizowanym odcinkiem kręgosłupa. Optymalny stabilizator powinien umożliwiać takie połączenie struktur kostnych, które nie doprowadza do przeszywnienia układu, ujawniającego się brakiem zrostu kostnego w stabilizowanym obszarze lub powikłaniem związanym z obluzowywaniem się wkrętów kostnych takiego stabilizatora. Równocześnie implant powinien posiadać takie cechy sztywnościowe aby przyrost tkanki kostnej (spondylodeza) w obszarze urazu był szybszy niż "negatywna przebudowa" (zanik kości) wokół wprowadzanych śrub.

10. BUDOWA MODELI NUMERYCZNYCH ODCINKA SZYJNEGO

Metoda elementów skończonych jest z powodzeniem stosowana do rozwiązywania złożonych problemów z różnych dziedzin techniki. Zastosowanie tej metody w mechanice ciała stałego pozwoliło na efektywną analizę złożonych konstrukcji inżynierskich.

Koncepcja MES polega na zastąpieniu rzeczywistego obiektu modelem zbudowanym ze skończonej liczby elementów rozpiętych na siatce węzłów oraz zastąpieniu oddziaływania występującego pomiędzy badanym układem a otoczeniem poprzez zamodelowanie w wybranych węzłach warunków brzegowych. Metoda ta jest procesem, w wyniku którego kontinuum o nieskończonej liczbie stopni swobody jest aproksymowane przez policzalny zbiór elementów. Każdy z tych elementów jest połączony z sąsiednimi [52].

Metoda elementów skończonych z analizą numeryczną, została użyta do badań struktur mechanicznych po raz pierwszy w 1956 roku. Jednym z pierwszych zastosowań tej techniki była ocena dynamiki przepływu, dotycząca układu krążenia. W zakresie biomechaniki układu kostnego i mięśniowego, metodę elementów skończonych zastosowano w 1970 roku do modelowania klatki piersiowej, a w 1973 kręgosłupa [81].

Ciągły rozwój technik numerycznych i technologii komputerowych, pozwala na opracowanie i ulepszanie uniwersalnych narzędzi do zastosowań biomechanicznych jak:

- analiza sztywnościowa kręgosłupa,
- poznanie mechanizmów przenoszenia obciążeń poprzez zdrowe i patologiczne struktury oraz stabilizatory,
- odtworzenie reakcji organizmu na uraz.

10.1. OKREŚLENIE PRZEDMIOTU I CELU ANALIZY NUMERYCZNEJ

W pracy podjęto zadanie zbudowania trójwymiarowego modelu segmentu ruchowego C5 – C6 kręgosłupa szyjnego, odzwierciedlającego rzeczywistą geometrię struktur kostnych i więzadłowych odcinka szyjnego.

W związku z tym wykonano modele dwóch kręgów szyjnych C5 i C6, oddając ich bardzo złożoną i skomplikowaną geometrię. Pozwoliło to na takie odwzorowanie zależności zachodzących między współpracującymi elementami kostnymi, że możliwe było odtworzenie tak zwanej triady podparcia, czyli układ przenoszenia obciążeń poprzez trzy główne ogniwa: trzony kręgów wyższego i niższego oraz wyrostki stawowe.

W modelu numerycznym starano się odwzorować stan fizjologiczny poprzez wprowadzenie struktur miękkich takich jak: połączenia stawowe - wyrostków stawowych, krążek międzykręgowy uwzględniając podział na jądro i pierścień włóknisty, więzadło podłużne długie przednie i tylne oraz więzadła międzykolcowe i nadkolcowe. Należy w tym miejscu zaznaczyć, że krążek międzykręgowy został tak zbudowany, że odzwierciedla dość skomplikowaną i złożoną pracę tego elementu w różnych warunkach obciążeniowych, co umożliwia lepsze przybliżenie modelu do stanu rzeczywistego.

Tak zrealizowany model umożliwiał analizę przemieszczeń i odkształceń segmentu C5 - C6 pod działaniem różnych obciążeń fizjologicznych symulowanych w trakcie badań, to znaczy: osiowego ściskania, zginania (do tyłu) i skręcania.

Badania tego modelu były podstawą do realizacji kolejnych etapów pracy, czyli analizy wpływu implantów płytkowych (stabilizujących segment ruchowy po usunięciu krążka międzykręgowego) na zmianę układu przenoszenia obciążeń jak i zmiany sztywności analizowanego odcinka, w zależności od rodzaju wprowadzanego implantu oraz od schematu dokonanej stabilizacji. Badano układy, analogiczne do zastosowanych w przeprowadzonych obserwacjach doświadczalnych, dla warunków symulujących pierwsze doby po zaimplantowaniu stabilizatora, gdy przeszczep kostny, zastępujący krążek międzykręgowy nie przenosi żadnych obciążeń. Model ten realizowano poprzez pozostawienie pustej przestrzeni pomiędzy kręgami C5 i C6. Następnie zaś modelowano przeszczep kostny, dokładnie wypełniający przestrzeń międzytrzonową, zadając im własności tkanki kostnej o wartościach zbliżonych do tkanki zdrowej.

Tak utworzone modele poddano analizie wprowadzając działanie obciążeń jak w przypadku układu fizjologicznego, który analizowany był w pierwszym etapie prac nad modelem numerycznym.

Jak wykazała przeprowadzona wcześniej analiza literatury, żaden z autorów prac dotyczących tworzenia i analizy modeli numerycznych, nie zbudował tego typu modeli jakie prezentowane są w tej pracy. Biorąc pod uwagę modele odcinka szyjnego stworzone w ostatnich latach, spotykamy się ze znacznymi uproszczeniami w zakresie odwzorowania cech geometrycznych, budowy złożonej struktury krążka międzykręgowego oraz ilości wprowadzanych więzadeł, tak istotnych w procesie utrzymywania równowagi kolumny kręgosłupa. Jedynie prace Yoganandana [80] oraz Maurela [44] zawierają wszystkie elementy składowe odcinka szyjnego jednakże bazują one wciąż na uproszczonych, pod względem geometrii, modelach samych kręgów.

Jednocześnie, należy zaznaczyć, że brak jest modeli numerycznych kręgosłupa szyjnego z wprowadzonymi stabilizatorami jak również analiz komputerowych badających wpływ implantów na procesy zachodzące w układzie kręgosłup - stabilizator.

Stworzone modele numeryczne były również rozwinięciem i uzupełnieniem modeli fizycznych, w których uwzględnione podstawowe struktury były niezbędne do rozpoznania zjawisk mających wpływ na jakość i skuteczność stabilizacji.

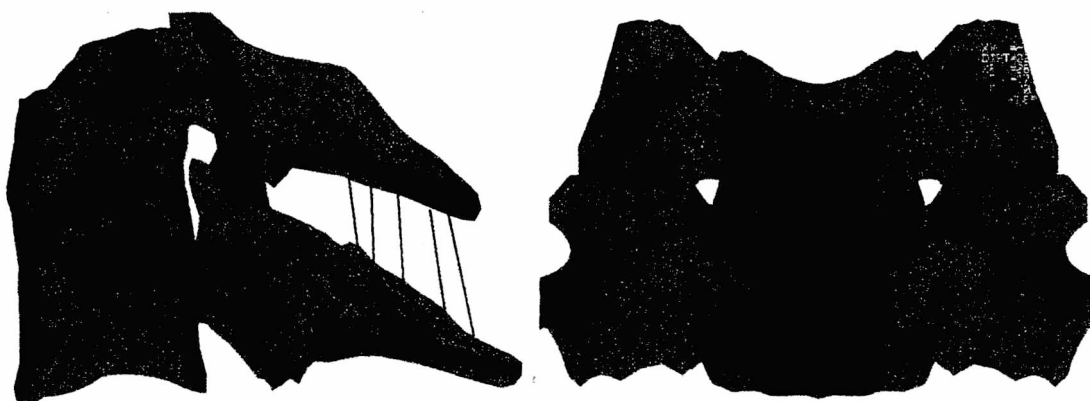
10.2. BUDOWA MODELU NUMERYCZNEGO SEGMENTU RUCHOWEGO C5 – C6

Podstawowym celem tej części pracy było odwzorowanie szczegółowej, anatomicznej budowy kręgów. W celu uzyskania danych do budowy modelu posłużono się kręgami z preparatów sekcyjnych (tych samych, które służyły do budowy modelu fizycznego). Na ich podstawie wykonano odlewy z żywicy epoksydowej, które po zalaniu masą tartanową pocięto w płaszczyźnie strzałkowej na plastry grubości 1 mm. Po odwzorowaniu powstałych przekrojów, w postaci konturów, uzyskano po około 60 obrysów dla każdego kręgu.

Następnie określono współrzędne około 8000 punktów dla obydwu kręgów, które wprowadzono do programu ANSYS 5.3 i wykonano model segmentu kręgowego C5 – C6 w kolejnych etapach:

- połączono punkty za pomocą linii (splines),
- na liniach rozpięto powierzchnie (areas),
- z powierzchni zostały utworzone objętości brył (volumes).

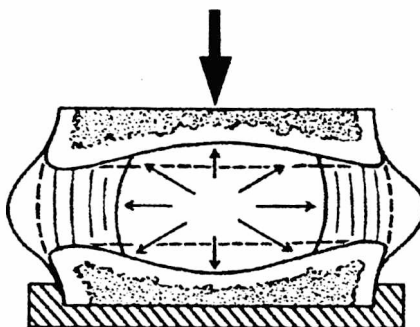
W ten sposób otrzymano modele geometryczne (rys.10.1). Geometrię krążka międzykręgowego i torebek stawowych odtworzono korzystając z danych dostępnych w literaturze.



Rys.10.1. Model geometryczny segmentu C5 – C6

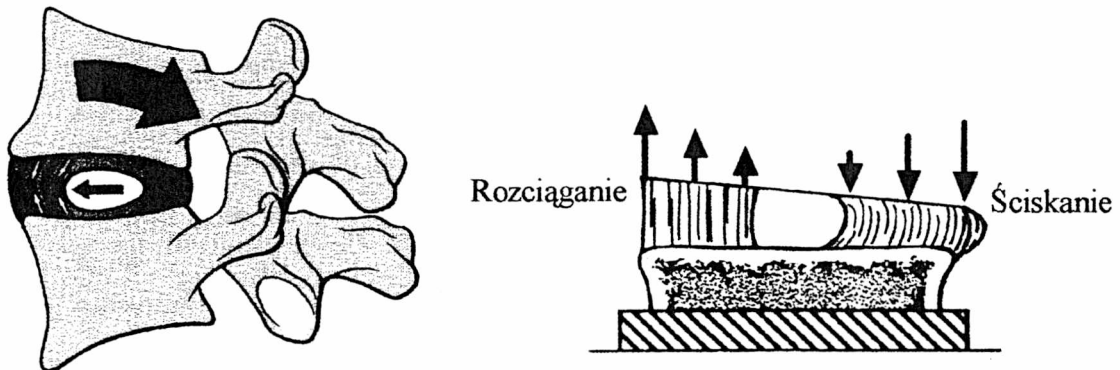
Ze względu na dość złożoną pracę krążka międzykręgowego, a co się z tym wiąże dość specyficzną budowę, dużo uwagi poświęcono poprawnemu odwzorowaniu działania tego elementu. W skład krążka międzykręgowego wchodzi dwa główne komponenty: zewnętrzny – pierścień włóknisty (składający się z kilkunastu włóknistych warstw, krzyżujących się ze sobą pod kątem 30° do osi trzonu kręgu) oraz wewnętrzny – jądro miażdżyste (które zbudowane jest w 70 – 90% z wody i ma postać substancji galaretowatej o niskiej ściśliwości).

W warunkach fizjologicznych podczas działania siły ściskającej na górną i dolną powierzchnię krążka międzykręgowego, jądro miażdżyste wywiera nacisk na pierścień włóknisty oraz płytki chrzęstne (pokrywające środkowe części powierzchni trzonów kręgów). W wyniku tego procesu następuje “wybrzuszenie” (na zewnątrz) krążka międzykręgowego w płaszczyźnie poprzecznej i przesunięcie płytek chrzęstnych w kierunku osiowym - rys.10.2.



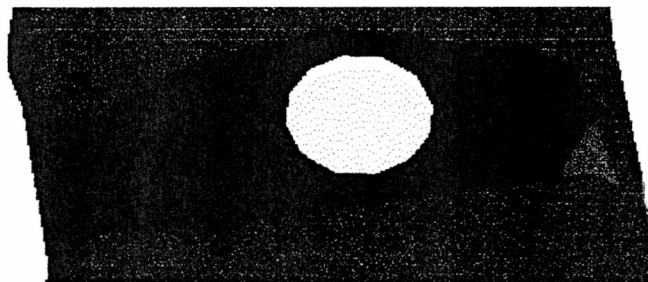
Rys.10.2. Rozkład nacisków wewnątrz krążka międzykręgowego pod działaniem siły ściskającej i jego odkształcenie [76]

Natomiast w przypadku zgięcia, sytuacja jest bardziej złożona. W wyniku działania siły zginającej (do tyłu, do przodu lub w bok) jedna strona dysku ulega ściśnięciu, podczas gdy druga rozciągnięciu i dodatkowo jądro silniej naciska na stronę rozciągającą przemieszczając się w jego kierunku. W związku z tym obciążenie zginające można rozważać jako kombinację dwóch obciążeń: ściskającego i rozciągającego, każda przyłożona na jedną połowę dysku. Rezultatem takiego układu obciążeń jest różne odkształcanie się krążka międzykręgowego po jego obu stronach, to znaczy pod działaniem ściskania krążek „wybrzusza” się na zewnątrz, a przy rozciąganiu przemieszcza się do wewnątrz – rys.10.3.



Rys.10.3. Rozkład odkształceń krążka międzykręgowego pod działaniem siły zginającej [76]

Aby w modelu numerycznym oddać istniejące relacje i zależności nacisków i odkształceń krążka międzykręgowego od obciążenia, zbudowano dysk składający się z trzech komponentów: pierścienia włóknistego, jądra miażdżystego oraz elementu dodatkowego – sferycznej bryły umiejscowionej wewnątrz jądra miażdżystego. Bryle tej nadano następujące własności: moduł Younga 10 000 MPa i ułamek Poissona 0,45.



Rys.10.4. Schemat budowy krążka międzykręgowego w modelu numerycznym

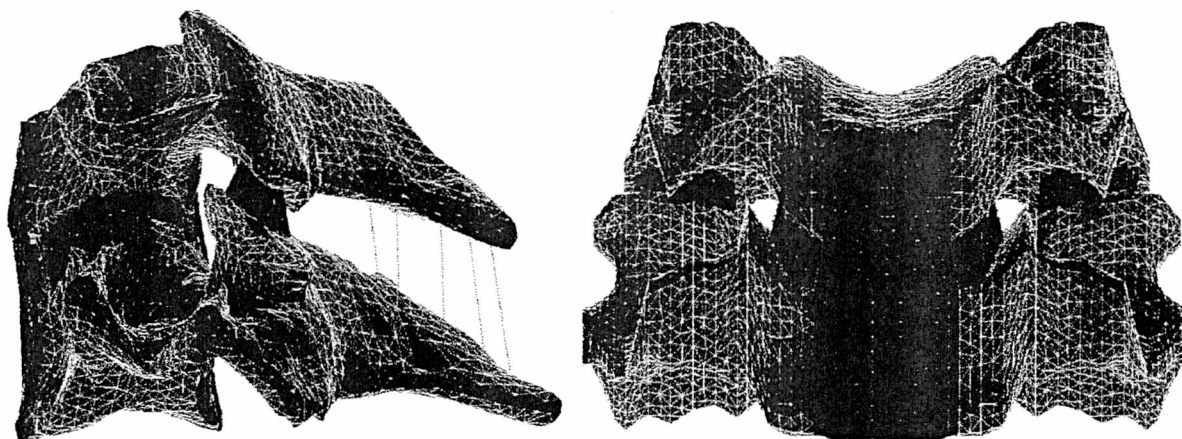
Wprowadzenie tak sztywnego elementu do modelu dysku, było podyktowane koniecznością odwzorowania sytuacji związanej z działaniem siły zginającej (w przypadku ściskania i skręcania element miała mniejszą rolę). W ten sposób uniknięto wprowadzania dwóch różnych sił (ściskającej i rozciągającej) w symulacji działania obciążenia zginającego. Przy wprowadzeniu działania siły zginającej do fizjologicznego segmentu ruchowego, wyżej wspomniany element ulegając przemieszczeniu wewnątrz jądra miażdżystego powoduje większy nacisk na stronę rozciągającą i mniejszy na stronę ściskaną. W ten sposób możliwe było

przeprowadzenie analizy oddziaływania krążka międzykręgowego na badany segment ruchowy.

Kolejnym etapem było połączenie poszczególnych elementów segmentu ruchowego i opracowanie pełnego modelu odcinka C5 – C6. Parametry położenia kręgów względem siebie i uzupełnienie segmentu o tkanki miękkie, są zgodne z prawidłowym anatomicznym układem.

Ostatecznie otrzymano segment ruchowy odcinka C5 – C6 kręgosłupa szyjnego o geometrii bardzo wiernie przybliżającej kształt kręgów szyjnych, odtwarzając zasadnicze elementy kręgów tzn.: trzon, łuk kręgu, wyrostek kolczysty, wyrostki stawowe (górny i dolny), wraz z powierzchniami stawowymi, otwór wyrostka poprzecznego, rowek nerwu rdzeniowego.

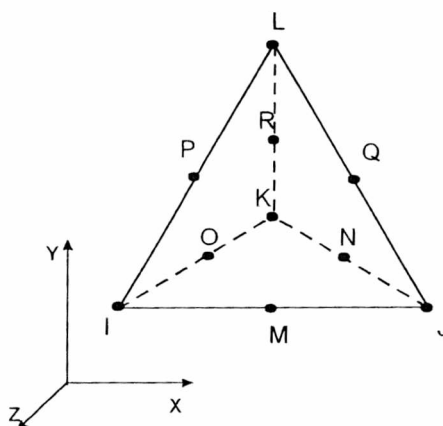
Z uwagi na specyficzny i skomplikowany kształt kości kręgów, siatka elementów skończonych została zbudowana w oparciu o trójwymiarowy element typu TETRA czworościenny, czterowęzłowy, w pakiecie ANSYS 5.3 oznaczony symbolem SOLID92 (rys10.5). Element ten posiada w każdym węźle trzy stopnie swobody.



Rys.10.5. *Model segmentu C5 – C6 z siatką elementów skończonych*

Ostatecznie model uzupełniono o krążek międzykręgowy, torebkę stawową i więzadła, które podzielono na siatkę elementów skończonych również używając elementu typu SOLID92.

Więzadła międzykolcowe i nadkolcowe zamodelowane zostały elementem ciągnowym typu LINK10, który z jednej strony jest elementem liniowym umożliwiającym obliczenia w przestrzeni trójwymiarowej, z drugiej zaś strony umożliwia obliczenia przy założeniu, że element poddany będzie tylko rozciąganiu. Odtworzono w ten sposób rzeczywistą pracę tych struktur, z tego względu, że więzadła pracują tylko na rozciąganie, nigdy zaś na ściskanie. Element ten jest elementem dwu-węzłowym o trzech stopniach swobody w każdym węźle.



Rys.10.6. Rodzaj zastosowanego elementu SOLID92

Do najważniejszych zalet siatki elementów skończonych opartych na elementach typu TETRA należą:

- łatwość modyfikowania siatki,
- możliwość osobnego dzielenia poszczególnych objętości modelu,
- brak wymagań dużej regularności siatki,
- zmienna gęstość siatki.

Zamodelowany układ fizjologiczny odcinka C5 - C6 kręgosłupa szyjnego charakteryzował się 55 041 stopniami swobody.

Do tak zamodelowanym układzie C5 - C6 kręgosłupa szyjnego, przyjęto anizotropowe i liniowe wartości własności mechanicznych, zebrane w tabeli 10.1. W rozdziale poświęconym własnościami mechanicznym (rozdz. 2) omówiono bliżej, jak i uzasadniono wybór zastosowanych własności mechanicznych.

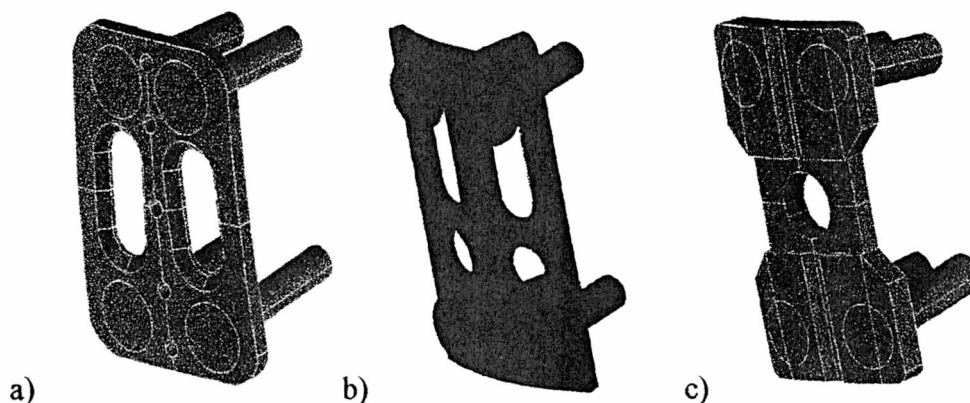
Tabela.10.1. Własności mechaniczne modelowanych struktur odcinka szyjnego [44]

	Moduł Younga [MPa]	Ułamek Poissona	Przekrój [mm ²]
Kręg			
tk. zbita	12000	0,3	
Krążek międzykręgowy			
jądro	2,5	0.45	
pierścień włóknisty	110	0,45	
Więzadła			
w. podłużne przednie	3	0,3	
w. podłużne tylne	4	0,3	
połączenie stawowe	20	0,3	
w. międzykolcowe	3	0,3	3
w. nadkolcowe	3	0,3	5

10.2.1. BUDOWA MODELI SYSTEMÓW STABILIZUJĄCYCH

Następnym etapem pracy było opracowanie modeli stabilizatorów płytkowych (odwzorowującymi płytki zastosowane w badaniach doświadczalnych), do których należały:

stabilizator Caspar firmy Aesculap, Dero firmy LfC oraz Codman firmy Johnson&Johnson. Płytki te następnie były wprowadzane do wcześniej utworzonego segmentu ruchowego C5 - C6. Wymiary charakterystyczne stabilizatorów uzyskano na drodze bezpośrednich pomiarów. Otrzymane w ten sposób punkty charakterystyczne posłużyły do budowy modeli płytek i śrub mocujących (rys. 10.7).



Rys.10.7. Geometria płytek: a) Caspar, b) Dero, c) Codman

Modele geometryczne zostały podzielone na siatkę elementów skończonych zgodnie z takimi samymi parametrami jak pozostałe elementy modelu.

Po odtworzeniu geometrii implantów przyjęto odpowiednie własności mechaniczne, które zostały zebrane w tabeli 10.2.

Tabela.10.2. Własności mechaniczne stabilizatorów płytkowych [39]

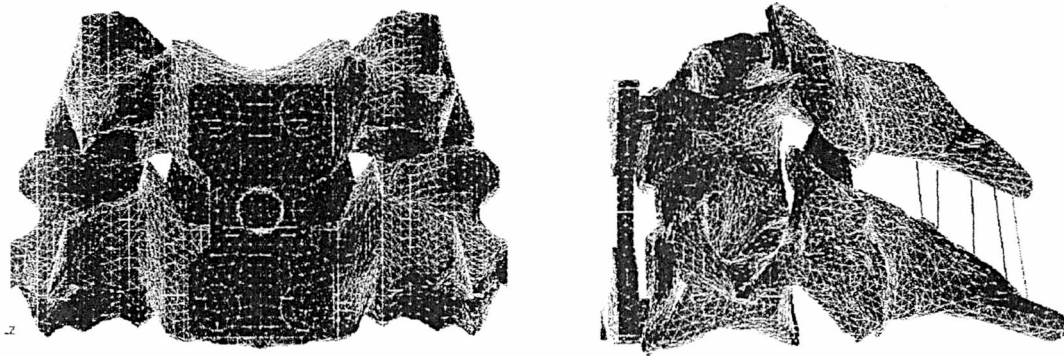
	Własności mechaniczne		
	Rodzaj stopu	Moduł Younga [MPa]	Ułamek Poissona
Caspar	Ti-6Al-4V	$1,1 \cdot 10^5$	0,3
Codman	Ti-6Al-4V	$1,1 \cdot 10^5$	0,3
Dero	316 L	$2,0 \cdot 10^5$	0,3

Modelowane śruby, wchodzące w skład stabilizatora płytkowego, posiadały własności mechaniczne odpowiadające implantowi, z którym współpracowały.

10.2.2. MODELE SEGMENTU C5 – C6 Z IMPLANTAMI PŁYTKOWYMI

W dalszej kolejności, modelowano układy w skład których wchodziły: segment C5 - C6 i implant płytkowy. W segmencie C5 - C6 usunięto więzadło podłużne przednie, ze względu na wprowadzenie w miejscu jego występowania stabilizatora, oraz krążek międzykręgowy, który został zastąpiony przeszczepem kostnym. Tak więc otrzymano trzy układy kręgów C5, C6 z płytkami Caspar, Dero i Codman. Liczba stopni swobody dla każdego z modeli wynosiła odpowiednio: 85.068, 81.774, 84.864. Na rysunku 10.8 przedstawiono model odcinka szynnego z wprowadzonym stabilizatorem.

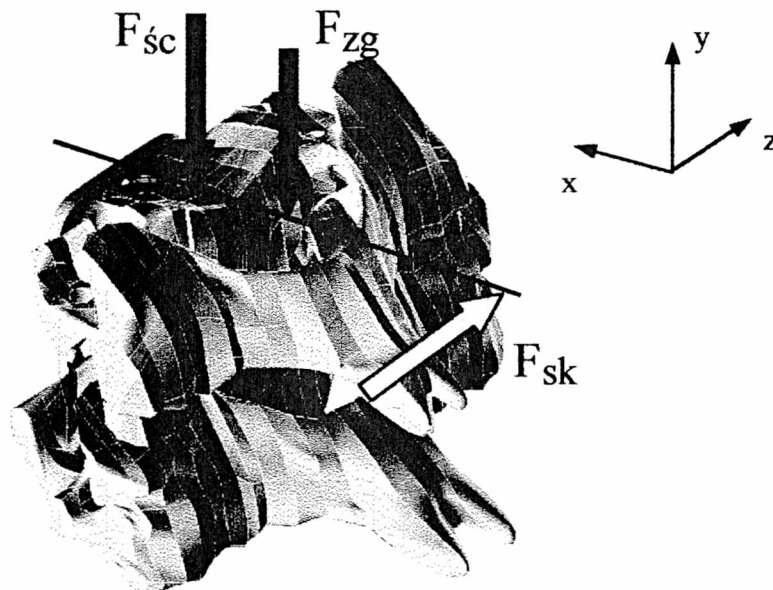
Otrzymano więc trzy modele z implantami płytkowymi w układzie z wprowadzonym przeszczepem kostnym w przestrzeń międzytrzonową (własnościach zbliżonych do fizjologicznej tkanki kostnej) oraz w układzie bez przeszczepu (dla odwzorowania pierwszych dni po implantacji, podczas których przeszczep kostny nie bierze udziału w przenoszeniu obciążeń).



Rys.10.8. Modele segmentu C5 - C6 z wprowadzonym implantem płytkowym na przykładzie stabilizatora Codman

10.3. WARUNKI BRZEGOWE

Do analizy numerycznej przyjęto trzy układy obciążeniowe badanych modeli, które związane były z fizjologicznymi funkcjami kręgosłupa oraz z podstawowymi ruchami wykonywanymi w obrębie odcinka szyjnego. W związku z tym zasymulowano układ neutralny, podczas którego na kręgosłup działa jedynie siła ściskająca ($F_{\text{śc}}$) pochodząca od ciężaru czaszki. Następnie modelowano zginanie do tyłu (F_{zg}) oraz skręcanie (F_{sk}). Kierunki działania sił przedstawiono na rysunku 10.9. Schematy obciążeń odpowiadały obciążeniom realizowanym w trakcie badań eksperymentalnych.



Rys.10.9. Schemat układu działania sił i ich kierunki:
 $F_{\text{śc}}$ - ściskanie osiowe, F_{zg} - zgięcia do tyłu, F_{sk} - rotacja

Wartości sił działających na analizowany układ wynosiły kolejno:

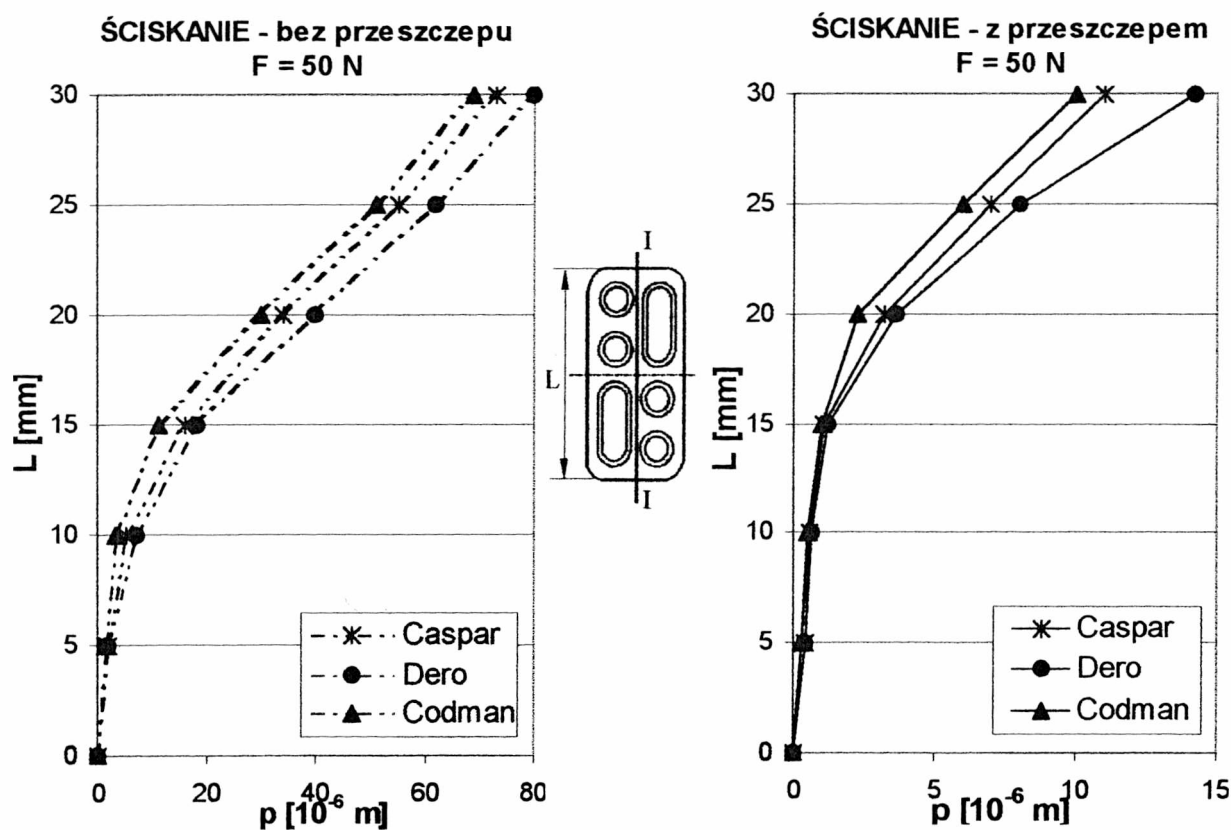
- ściskanie $F_{\text{śc}} = 50 \text{ N}$,
- zginanie $F_{\text{zg}} = 0,86 \text{ Nm}$,
- skręcanie $F_{\text{sk}} = 0,15 \text{ Nm}$.

Analizowany układ dwóch kręgów z implantami, jak i układ fizjologiczny, utwierdzono poprzez odebranie, wyselekcjonowanym węzłom, wszystkich stopni swobody. W rozpatrywanym przypadku utwierdzenie realizowano na węzłach dolnej powierzchni trzonu kręgu C6. Jednocześnie był to układ odwzorowujący dokładnie mocowanie realizowane na modelach doświadczalnych.

10.4. ANALIZA WYNIKÓW SYMULACJI NUMERYCZNYCH

Rozpatrując jeden z głównych parametrów, na podstawie którego prowadzono ocenę stabilizacji przy zastosowaniu implantów płytkowych, to znaczy przemieszczenia, można zaobserwować znaczną zgodność w przebiegu charakterystyk przemieszczenia na długości płytek stabilizatorów, we wszystkich rozpatrywanych przypadkach obciążeń i modelowanego układu stabilizacji. Wykresy przemieszczeń w funkcji długości płytki przedstawiono na rysunkach 10.10, 10.11 i 10.12.

W przypadku ściskania (rys.10.10) największe przemieszczenia (zarówno dla układu z przeszczepem jak i bez przeszczepu) uzyskuje stabilizator Dero, a następnie Caspar i Codman.



Rys.10.10. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki I dla ściskania

Ma to swoje pełne odzwierciedlenie w oszacowanych (w rozdz. 9) parametrach sztywnościowych stabilizatorów. W przypadku ściskania, stabilizator Dero osiąga sztywność równą $20,80 \cdot 10^5$ N, gdy stabilizator Codman już $28,19 \cdot 10^5$ N. Potwierdza to wpływ konstrukcji implantu na jego zachowanie i pracę, co jest szczególnie istotne w trakcie współpracy ze strukturami kręgosłupowymi, tak różniącymi się pod względem sztywności.

Dla ściskania w segmencie bez przeszczepu maksymalna wartość przemieszczenia (Dero) wynosi $p = 80 \cdot 10^{-6}$ m, gdy do stabilizowanego układu wprowadzony został przeszczep przemieszczenia gwałtownie spadły do $p = 14,20 \cdot 10^{-6}$ m. Widoczny jest więc bardzo intensywny wpływ przeszczepu na zachowanie się układu. Można także wnioskować, że segment ruchowy, w którym obciążenia przenoszone są jedynie przez stabilizator płytkowy i wyrostki stawowe, jest układem bardziej niestabilnym niż w przypadku ukształtowanego przeszczepu kostnego. Jednocześnie taka podatność stabilizatora Dero, przy ściskaniu, powoduje duże koncentracje naprężeń (rys.10.15) w samych śrubach mocujących płytkę do trzonów kręgów.

Wszystkie stabilizatory osiągają prawie jednakowe wartości przemieszczeń (w układzie bez przeszczepu) do wysokości płytki około 5 mm, czyli na wysokości umocowania śrubami na trzonie dolnym kręgu C6. Powyżej tego punktu dochodzi do dużych zmian, to znaczy następuje szybki przyrost przemieszczeń, czyli dochodzi do wygięcia stabilizatora. Gdy natomiast przestrzeń międzytrzonową wypełnia przeszczep, to dokładnie do połowy płytki (do wysokości 15mm) przemieszczenia narastają w ograniczonym stopniu ($p = 0 \div 1,2 \cdot 10^{-6}$ m dla wszystkich stabilizatorów) i dopiero powyżej tego punktu dochodzi do ugięcia płytek i przyrostu przemieszczeń. Następuje, więc oparcie trzonu górnego na przeszczepie, przez co układ stabilizuje się i nie pozwala na silne ugięcie się implantów. Jednocześnie naprężenia inicjowane w śrubach radykalnie zmniejszają się.

W przypadku zginania (rys.10.11), również widoczny jest silny wpływ przeszczepu wypełniającego przestrzeń po usuniętym krążku międzykręgowym. Tak jak i dla obciążenia ściskającego, przy zginaniu wartości przemieszczeń maleją prawie dwukrotnie, przy zaistnieniu przeszczepu o własnościach zbliżonych do ukształtowanej tkanki kostnej.

Na działanie obciążenia zginającego najbardziej podatny jest stabilizator Caspar, który uzyskuje w przypadku układu bez przeszczepu, przemieszczenia równe $88,7 \cdot 10^{-6}$ m, a z przeszczepem $45 \cdot 10^{-6}$ m. Najmniejsze przemieszczenia pojawiają się podczas stabilizacji płytką Codman, w segmencie bez przeszczepu. Maksymalne wartości przemieszczeń (bez przeszczepu) występują na górnej krawędzi płytki i wynoszą kolejno dla stabilizatorów:

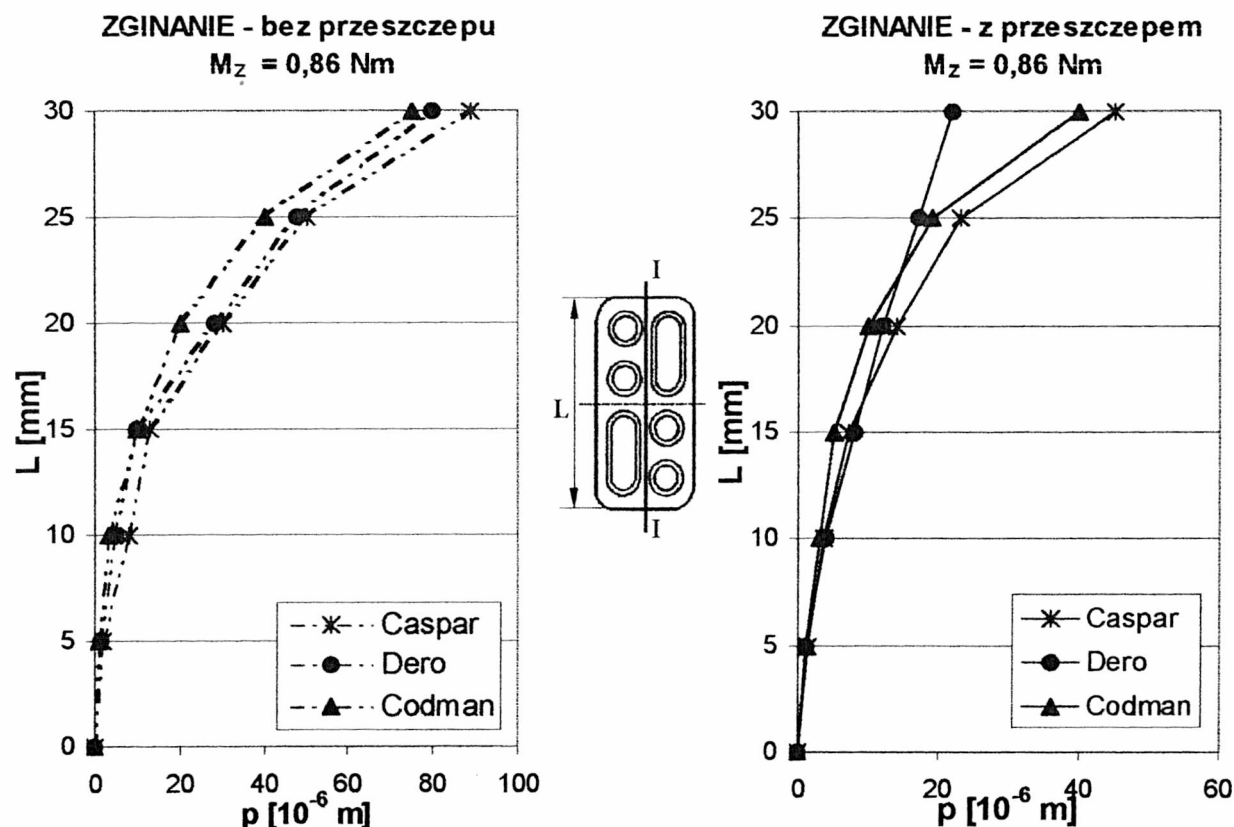
Caspar - $88,7 \cdot 10^{-6}$ m

Dero - $80,1 \cdot 10^{-6}$ m

Codman - $75 \cdot 10^{-6}$ m.

Tak jak i w przypadku ściskania, w trakcie zginania wartości przemieszczeń płytek są równe do wysokości 5 mm, czyli do punktu wprowadzenia śrub w kręgu dolnym. Jednakże przy zginaniu efekt ten widoczny jest zarówno w modelu z przeszczepem jak i bez przeszczepu, podczas gdy dla ściskania układ z przeszczepem zachowuje równe

przemieszczenia do wysokości 15 mm (środek płytek stabilizujących). Tak duże przemieszczenia w segmencie z przeszczepem (przy zginaniu) mogą stanowić pewne niebezpieczeństwo dla samego przeszczepu, ponieważ tak silne ugięcie stabilizatora wraz z całym górnym kręgiem C5 może doprowadzić do takiej stymulacji przeszczepu, że będzie dochodzić do „negatywnej przebudowy” czyli niszczenia i braku zrostu kostnego pomiędzy przeszczepem a trzonami kręgów C5 i C6.



Rys.10.11. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki I dla zginania

Uwagę zwraca zachowanie się stabilizatora Dero, który w układzie bez przeszczepu uzyskuje wartości przemieszczeń zbliżone do najbardziej podatnego stabilizatora Caspar. Natomiast w przypadku modelu z przeszczepem, płytka Dero ulega usztywnieniu. Efekt ten nie jest zbyt korzystny, gdyż obciążenia w tym układzie przenoszone są głównie przez sam stabilizator, natomiast przeszczep może być niedociążony, co z kolei może doprowadzić również do braku zrostu kostnego.

Symulowane obciążenie skręcające, segmentu C5 – C6, było przypadkiem złożenia dwóch sił: ściskającej (pochodzącej od ciężaru głowy) i skręcającej. W wyniku działania tych sił otrzymujemy rozkłady przemieszczeń (rys.10.12) o charakterze zbliżonym do przypadku samego ściskania. W układzie bez przeszczepu maksymalne wartości przemieszczeń, dla badanych stabilizatorów, wynoszą:

Caspar - $82 \cdot 10^{-6} \text{ m}$

Dero - $70 \cdot 10^{-6} \text{ m}$

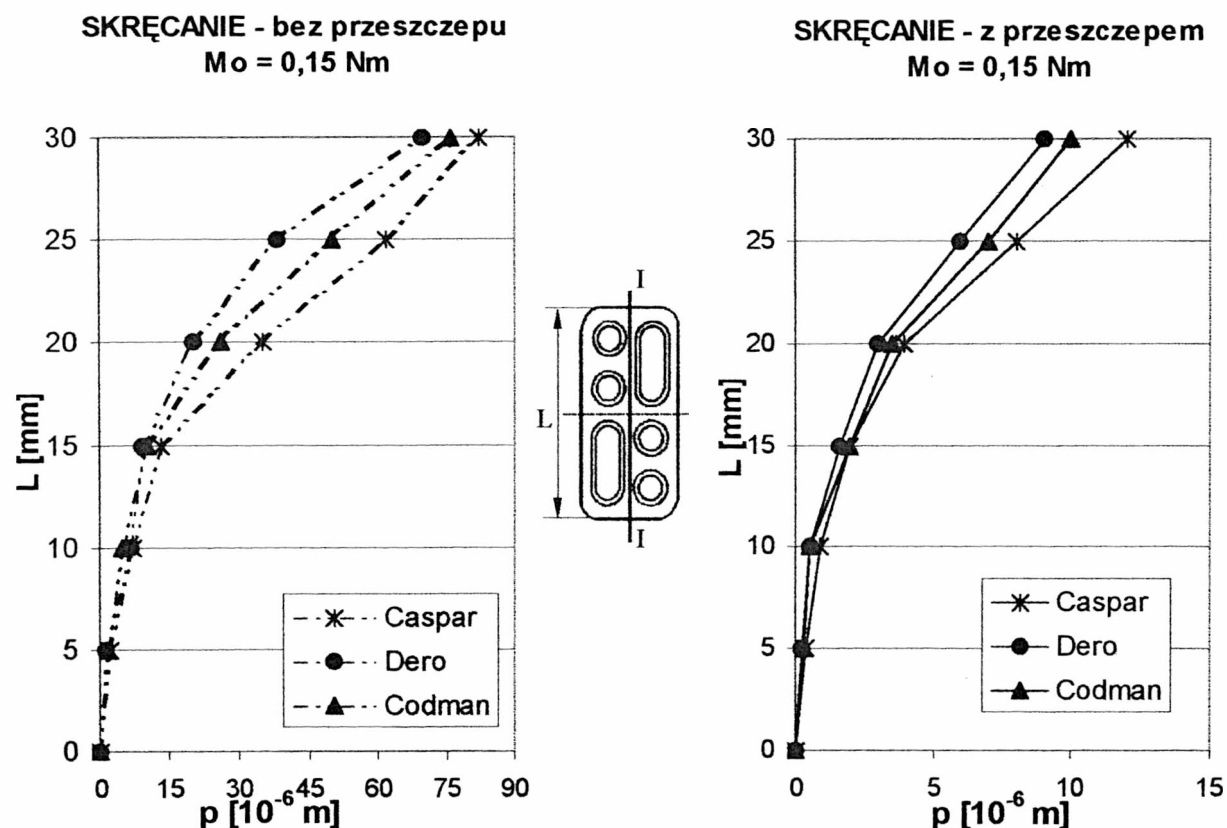
Codman - $76 \cdot 10^{-6} \text{ m}$

Są one jednak nieznacznie większe od przemieszczeń w układzie obciążenia ściskającego, które wynoszą:

Caspar - $73 \cdot 10^{-6}$ m

Dero - $80 \cdot 10^{-6}$ m

Codman - $69 \cdot 10^{-6}$ m



Rys.10.12. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki I dla skręcania

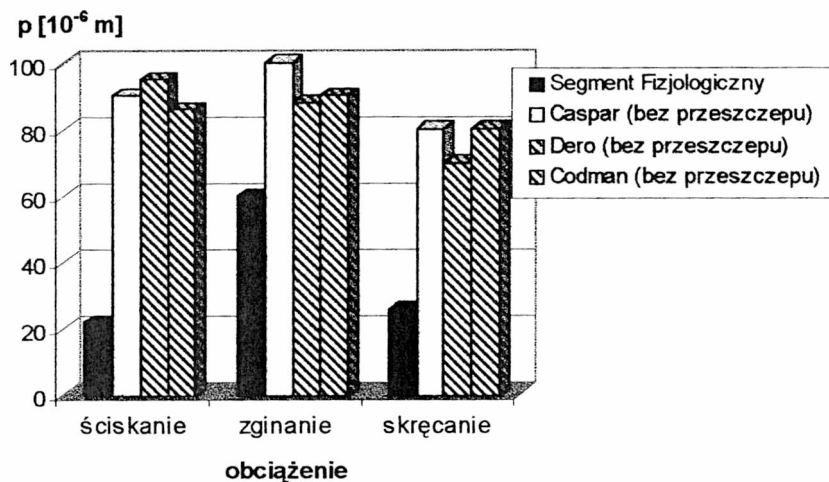
Gdy przestrzeń międzytrzonową wypełnia przeszczep, przemieszczenia gwałtownie maleją (ale nieznacznie w zestawieniu z przemieszczeniami pojawiającymi się podczas ściskania). Taki rozkład przemieszczeń świadczy o wpływie nie tylko przeszczepu ale także wyrostków stawowych na sposób przenoszenia obciążeń przy skręcaniu.

Wyniki symulacji numerycznych przedstawiano także na rysunkach 10.17. 10.18, 10.19.

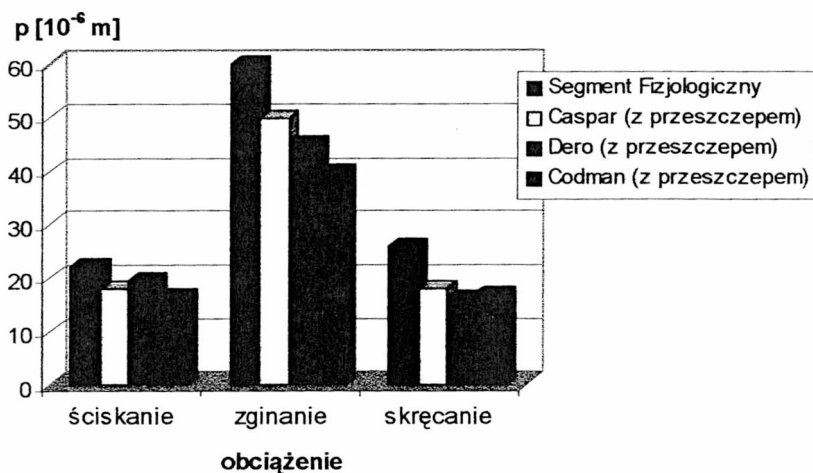
Znając maksymalne przemieszczenia kręgów (rys.10.13), jakie powstają w segmencie fizjologicznym kręgosłupa szyjnego C5 – C6 (z zachowanym pełnym układem więzadłowym oraz krążkiem międzykręgowym) można porównać pracę takiego segmentu z układem, do którego wprowadzono stabilizator (rozpatrywane są przemieszczenia w osi x, prostopadłe do płaszczyzny płytek stabilizujących – rys.10.9).

W przypadku stabilizacji bez ukształtowanego przeszczepu, to znaczy bez elementu, który mógłby pośredniczyć w przenoszeniu obciążeń, widoczne są bardzo duże różnice przemieszczeń między segmentem fizjologicznym a stabilizowanym implantem – rys.10.13a.

To znaczy następuje bardzo silny wzrost przemieszczeń w układzie ze stabilizatorem. Świadczy to o tym, że krążek międzykręgowy, który stanowi istotny element triady podparcia, ma duży wpływ na ruchliwość odcinka szyjnego, a zarazem na zachowanie jego stabilności. Tak więc stabilizacja bez podparcia międzytrzonowego nie daje pełnej równowagi kręgosłupa szyjnego, co w krytycznej sytuacji (zaistnienie przeciążenia) może doprowadzić do wtórnej destabilizacji i uszkodzenia struktur kręgosłupowych.



a)



b)

Rys. 10.13. Maksymalne przemieszczenia kręgów w segmencie fizjologicznym C5 – C6 i układach ze stabilizatorami płytkowymi:

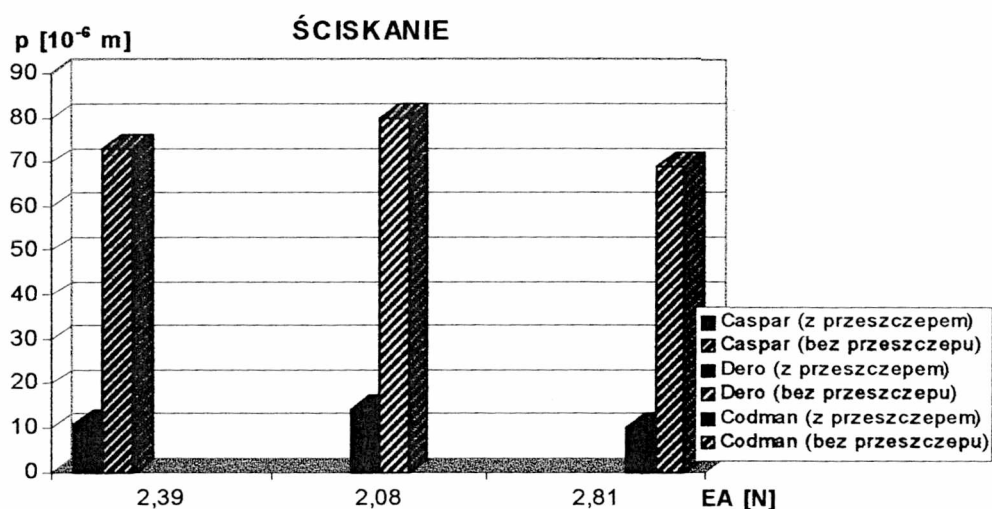
a) stabilizacja bez przeszczepu, b) stabilizacja z przeszczepem

Zaistnienie przeszczepu o własnościach zbliżonych do zdrowej tkanki kostnej, powoduje spadek przemieszczeń (rys. 10.13b) w stosunku do układu bez przeszczepu (nawet 4-krotnie) jak i w odniesieniu do odcinka fizjologicznego. Następuje więc usztywnienie kręgosłupa, i wraz z dalszym wzrostem kostnym między przeszczepem a trzonami kręgów będzie zmniejszać się zakres przemieszczeń i ruchliwość tego segmentu.

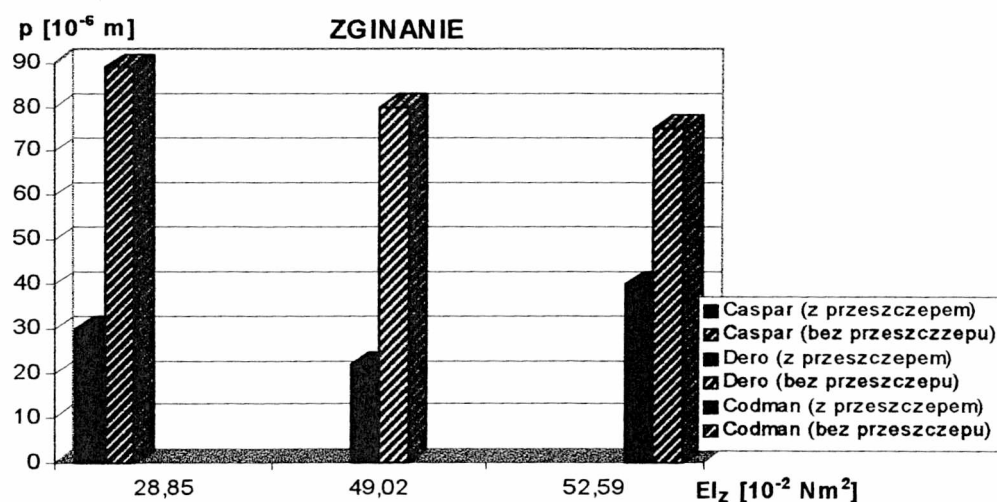
Rozkład przemieszczeń wskazuje więc, jakie elementy mają podstawowy wpływ na ruchomość stabilizowanego odcinka oraz jakie warunki powinny być spełnione w trakcie trwania stabilizacji implantami płytkowymi aby układ był w stanie równowagi, nie doprowadzał do przeszywnienia jak również do nadmiernego ruchu.

Ponieważ jednym z założonych celów pracy jest ocena sztywności stabilizatorów szyjnych, poszukiwano zależności między maksymalnymi przyrostami przemieszczeń a sztywnością implantu płytkowego - wyniki przedstawiono na rysunku 10.14. Zarówno dla przypadku ściskania jak i zginania i skręcania obserwowano duże różnice wartości przemieszczeń w układach z przeszczepem i bez przeszczepu, co potwierdzają wyniki badań doświadczalnych..

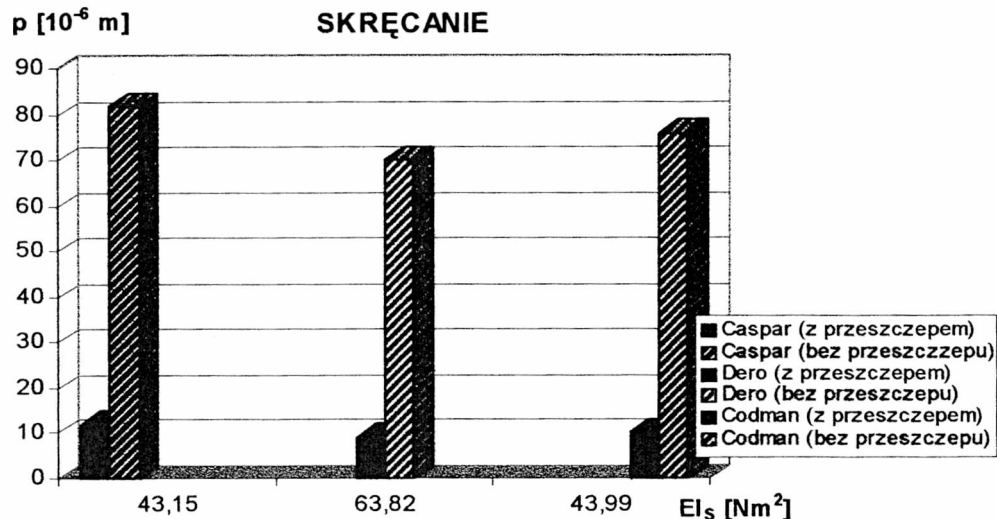
Wartości tych różnic mogą być użyte jako informacja o zmianie sposobu przenoszenia obciążeń przez układ segment ruchowy – stabilizator. W przypadku tym, zmiana sposobu przenoszenia obciążeń wynika, oczywiście z wprowadzenia nowego elementu o określonej sztywności – przeszczepu kostnego. Największa różnica przemieszczeń płytki dla przypadku ściskania wystąpiła dla stabilizatora typu Dero. Może to świadczyć o tym, że w przypadku tego stabilizatora wprowadzenie przeszczepu kostnego ma istotne znaczenie, co wynika również z tego, że jego sztywność EA jest najmniejsza.



a)



b)



c)

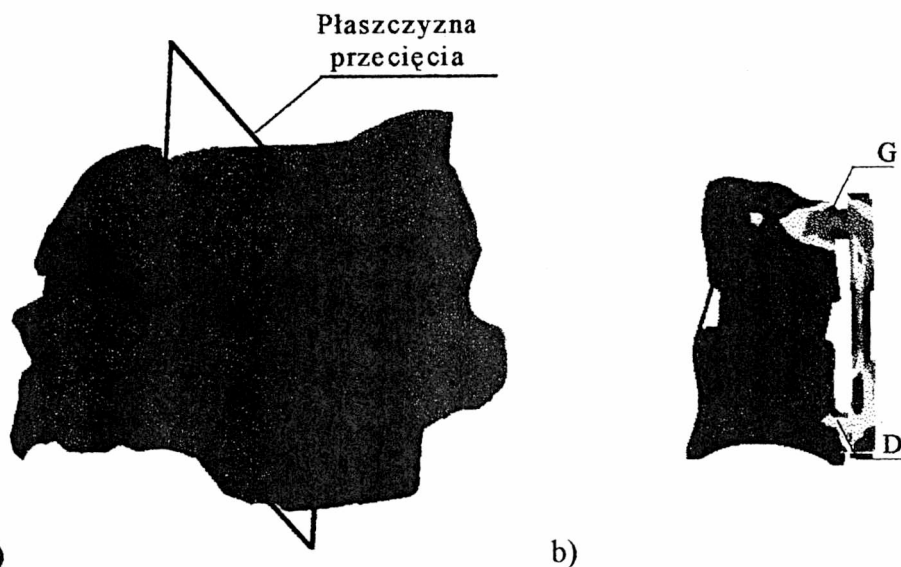
Rys.10.14. Wykres zależności przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji sztywności dla obciążeń: a) ściskania, b) zginania, c) skręcania

W przypadku skręcania również zaobserwowano istotną zależność pomiędzy sztywnością płytki stabilizatora a obliczonymi wartościami przemieszczeń. Przy czym wartości przemieszczeń są nieco mniejsze niż w przypadku ściskania i zginania szczególnie gdy w przestrzeń międzytrzonową wypełnia przeszczep.

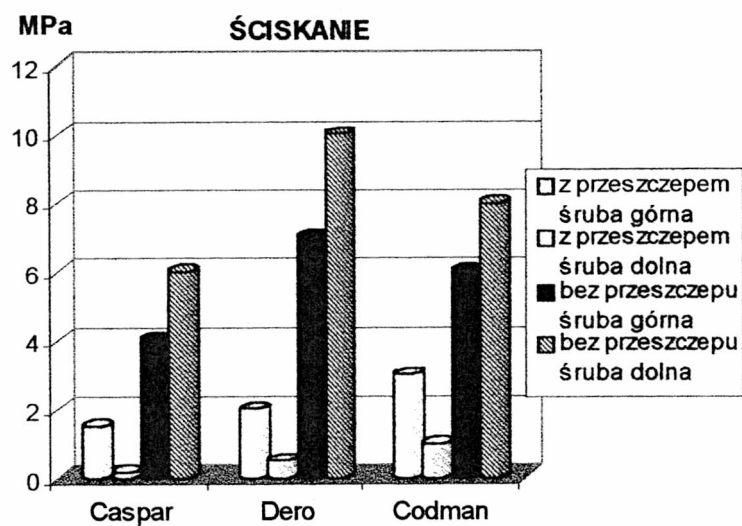
Pomimo iż płytka stabilizatora jest głównym elementem nośnym układu i pełni zasadniczą rolę w procesie przenoszenia obciążeń to istnieje także ogromny wpływ sztywności samej konstrukcji. Istotne jest także przenoszenie obciążenia przez wyrostki stawowe, co widoczne jest szczególnie w przypadku skręcania.

Innym problemem związanym z wprowadzeniem elementów stabilizatora, o dużej sztywności, do struktur kręgosłupowych jest praca implantu i inicjowanie w jej wyniku naprężeń w układzie stabilizacji. Z punktu widzenia mechaniki najbardziej istotne są naprężenia pojawiające się w elementach stabilizatora, to znaczy w płytce i śrubach.

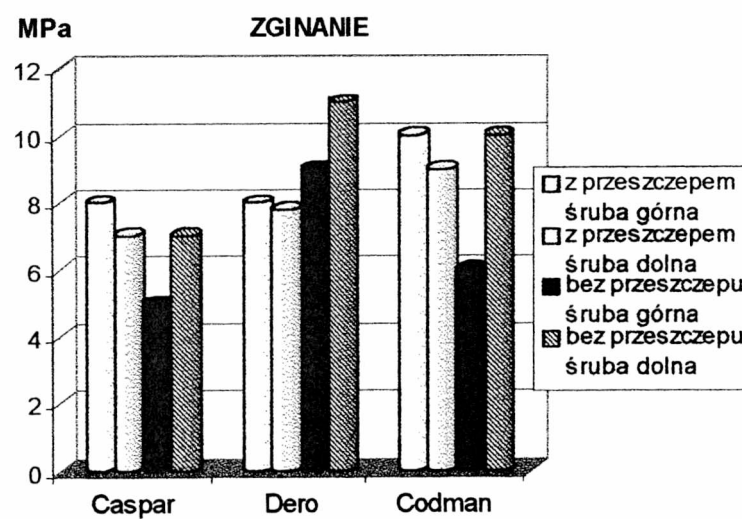
W pracy zajęto się analizą naprężeń powstających w śrubie, w miejscu jej wprowadzenia do trzonu kręgu. W samej płytce stabilizującej naprężenia pojawiają się w środkowej części, co jest związane z ugięciem się implantu pod działaniem realizowanego obciążenia. Jednakże bardziej złożone a zarazem bardziej interesujące zjawiska zachodzą w samych śrubach mocujących płytkę do trzonów kręgów. Przeanalizowano więc rozkład naprężeń w śrubach (górnych – w kręgu C5 i dolnych – w kręgu C6) w zależności od działającego obciążenia oraz modelu stabilizacji (z przeszczepem, bez przeszczepu). Na rysunku 10.15. przedstawiono przekrój segmentu ruchowego, w którym prowadzono analizę naprężeń. Zależność naprężeń od modelu stabilizacji i obciążenia przedstawiono na rysunku 10.16.



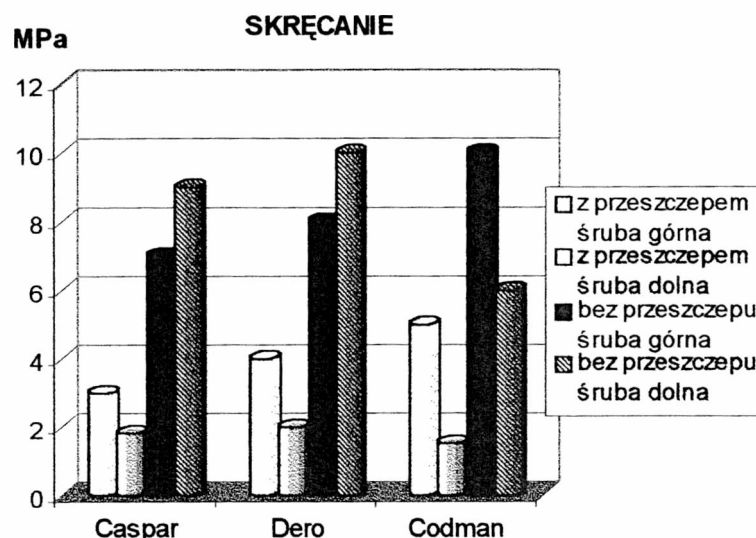
Rys.10.15. Płaszczyzna przekroju segmentu ruchowego C5 – C6 przez środek śrub stabilizatora a), przekrój z punktami analizy naprężeń b)



a)



b)



c)

Rys.10.16. Rozkład naprężeń w śrubach (górnej i dolnej) stabilizatora w zależności od modelu stabilizacji (z przeszczepem, bez przeszczepu) i działającego obciążenia:

a) ściskanie, b) zginanie, c) skręcanie

Największe wartości naprężeń, pojawiają się w przypadku działania siły ściskającej w modelu z przeszczepem. Przy czym na śrubie dolnej naprężenia są minimalne w stosunku do pozostałych modeli stabilizacji i obciążeń. Wiąże się to między innymi z zakresem przemieszczeń jakie powstają w takim układzie, przy czym nie jest to zależność wprost, gdyż dużą rolę odgrywa także sposób wprowadzania śrub (zależne między innymi od konstrukcji płytki stabilizującej wymuszającej pewne położenie śrub) oraz średnicy i długości samych śrub.

Podczas ściskania w śrubach stabilizatora Caspar pojawiają się najniższe wartości naprężeń. Sytuacja taka występuje również w przypadku zginania oraz skręcania, pomimo że dla tych obciążeń naprężenia są nawet kilkakrotnie większe, lecz mimo to najmniejsze w porównaniu z innymi stabilizatorami. Wynika to z podatności tego stabilizatora na obciążenia.

Przypadek skręcanie, w charakterze rozkładu naprężeń, jest zbliżony do ściskania a różnice związane są z wielkością tych naprężeń. W obu przypadkach największe naprężenia występują w obu śrubach (dolnej i górnej) gdy przestrzeń po krążku międzykręgowym jest niewypełniona. Wówczas mocno uginająca się płytka wspiera się na śrubach, co przejawia się wysokimi wartościami naprężeń w tych elementach, a szczególnie w śrubie dolnej. I tak jest dla stabilizatora Caspar i Dero, jedynie stabilizator Codman ma wyższe naprężenia na śrubie górnej. Gdy przestrzeń międzytrzonowa zostaje wypełniona przeszczepem, w śrubach dolnych naprężenia są znacznie niższe niż w górnych i prawidłowość ta spełniona jest dla wszystkich stabilizatorów (również przy obciążeniach ściskających). Odwrotna sytuacja zachodzi w przypadku układu z przeszczepem, w śrubach dolnych naprężenia są znacznie niższe niż w górnych. Przeszczep przejmując część obciążeń przenoszonych przez stabilizator, odciąża dolną część implantu, co przejawia się zmniejszeniem wartości naprężeń w dolnej śrubie.

W układach poddawanych działaniu obciążeń zginających wartości naprężeń istotnie wzrastają w porównaniu ze ściskaniem i skręcaniem. Przy czym wzrost ten jest związany jest głównie z wprowadzeniem przeszczepu. Zginanie powoduje duże wygięcie płytki stabilizatora,

jeśli w segmencie nie ma przeszczepu to naprężenia w śrubach gwałtownie wzrastają (podobne zależności zachodzą w trakcie ściskania i skręcania). Gdy przestrzeń międzytrzonową wypełnia przeszczep, stabilizator wraz z kręgiem górnym C5 napotyka na opór. Jednakże w przypadku zginania siła działając na dużym ramieniu powoduje, że w śrubach inicjowane są bardzo wysokie naprężenia. Dla stabilizatorów Caspar i Codman naprężenia te przekraczają wartości naprężeń w śrubach w modelu bez przeszczepu.

Inicjowanie tak wysokich wartości naprężeń, jak w przypadku zginania, może doprowadzać do uszkodzenia a nawet pęknięcia śrub, prowadząc do utraty stabilności w zaimplantowanym segmencie szyjnym.

Znając rozkład przemieszczeń jak i naprężeń w segmencie fizjologicznym C5 – C6 odcinka szyjnego oraz w układach ze stabilizatorami, należy rozpoznać także procesy odkształceniowe w tkance kostnej kręgów pod działaniem zmiennych obciążeń. Na rysunku 10.17 przedstawiono rozkład odkształceń w punkcie styku śruby stabilizatora z kością (patrz rys.10.15 punkt G).

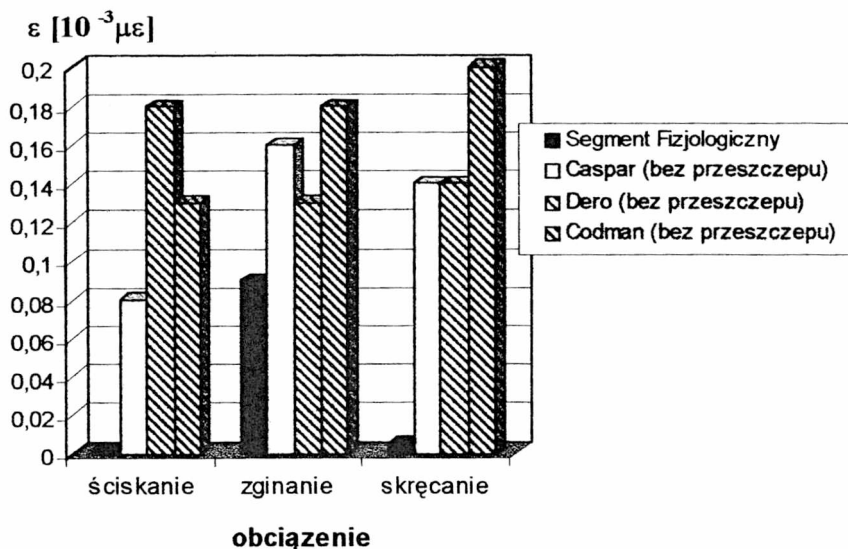
W fizjologicznym układzie dwóch kręgów największe odkształcenia pojawiają się w trakcie zginania na tylnej ścianie kręgu C5, w miejscu połączenia trzonu kręgu z szypułą oraz na przedniej ścianie trzonu C5 i wynoszą one $\varepsilon = 0,09 \cdot 10^{-3} \mu\epsilon$. W przypadku ściskania maksymalne odkształcenia również pojawiają się na tylnej ścianie trzonu kręgu C5 lecz są one niższe co do wartości w stosunku do zginania i wynoszą $\varepsilon = 0,04 \cdot 10^{-3} \mu\epsilon$. Odkształcenia te maleją wraz ze zbliżaniem się do przedniej ściany trzonu gdzie równe są wartości $\varepsilon = 0,025 \cdot 10^{-5} \mu\epsilon$. Należy przy tym zwrócić uwagę, że w przypadku ściskania, jak opisano, odkształcenie maleją stopniowo od tylnej do przedniej ściany trzonu, natomiast w przypadku zginania, minimum znajduje się w środkowej części trzonu a na jego granicach (tylnej i przedniej ścianie) odkształcenia rosną maksymalnie.

Zupełnie odmienny charakter odkształceń (w segmencie fizjologicznym) można zaobserwować przy obciążeniu skręcającym. Maksymalne odkształcenie pojawia się na przedniej ścianie kręgu C5 i wynosi $\varepsilon = 0,05 \cdot 10^{-3} \mu\epsilon$, wartość taką przyjmują także odkształcenia w szypule kręgu dolnego (w przeciwieństwie do przypadku ściskania i zginania). Dodatkowo należy zauważyć, iż odkształcenia kręgu górnego są w całym jego obszarze na wysokości $\varepsilon = 0,025 \cdot 10^{-3} \mu\epsilon$, czyli dość wysokich.

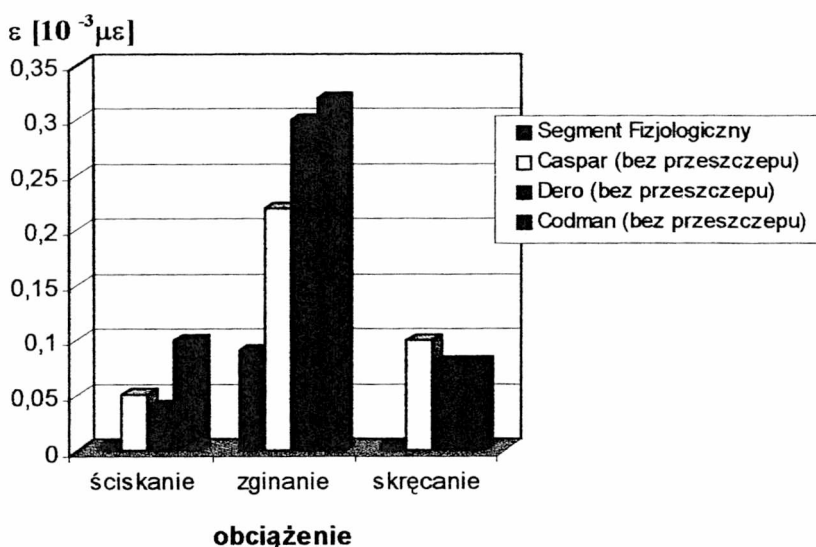
Wprowadzenie stabilizatora do tkanki kostnej kręgów całkowicie zaburza jej naturalny, fizjologiczny stan odkształceń. We wszystkich przypadkach obciążeń, największe odkształcenia pojawiają się w obszarze wprowadzenia śrub łączących płytkę z kręgami. Jednakże w układach bez przeszczepu koncentracje odkształceń są niższe zarówno pod względem wartości jak i rozległości w porównaniu z układami z przeszczepem.

Dla modelu z przeszczepem wprowadzonym w przestrzeń międzytrzonową największe odkształcenia pojawiają w przypadku zginania dla w wszystkich stabilizatorów, przy czym Codman uzyskuje najwyższe wartości co wiąże się między innymi z jego wysoką sztywnością. Natomiast dla obciążeń ściskania i skręcania, pomimo dużych różnic odkształceń w odniesieniu do odkształceń układu fizjologicznego, odkształcenia wokół śruby stabilizatora istotnie maleją.

Najniższe wartości odkształceń inicjowane są przy stabilizacji systemem Caspar i Dero, natomiast przy stabilizacji płytką Codman znów dochodzi do zwiększenia odkształceń.



a)



b)

Rys.10.17. Rozkład odkształceń w kręgu C5 w segmencie fizjologicznym i w układach ze stabilizatorami płytkowymi: a) stabilizacja bez przeszczepu, b) stabilizacja z przeszczepem

Pomimo analizy odkształceń pojawiających się w trzonie górnym w rejonie wprowadzenia śrub, trzeba zwrócić uwagę, że na kręgu dolnym w obszarze śrub także inicjowane są dość wysokie wartości odkształceń. Nie mają one żadnego odniesienia do układu fizjologicznego, w którym krąg dolny C6 odkształca się w minimalny sposób w stosunku do kręgu górnego.

Ocena odkształceń w rejonie śrub wprowadzanych do trzonu kręgu, umożliwiła ocenę stosunków odkształceniowych w kości, co daje podstawę do opisu sposobu przebudowy tkanki kostnej, w tym także powstawanie negatywnej przebudowy (shielding – zanik odkształceń).

10.5. WNIOSKI

Wyniki uzyskane na drodze analizy numerycznej pozwalają na stwierdzenie, że podstawowe, założone cele pracy zostały osiągnięte. Połączenie wyników analizy numerycznej oraz wyników doświadczalnych pozwoliło na wstępną weryfikację modeli numerycznych, co czyni analizę numeryczną wiarygodną. Obliczenia prowadzone metodą elementów skończonych pozwoliły na pełną analizę trójwymiarowego stanu przemieszczeń i odkształceń zarówno w modelu fizjologicznym jak i w modelach ze stabilizatorami płytkowymi. Porównawczy charakter badań pozwolił na rozpatrywanie całego układu, przy zastosowanych uproszczeniach.

Porównanie maksymalnych wartości przemieszczeń na płytce stabilizatora w odniesieniu do sztywności samej płytki wykazało, przede wszystkim, istotny wpływ konstrukcji stabilizatora jako całości, nie tylko samej głównej płytki nośnej, lecz również wymiarów oraz materiału z którego dany stabilizator został wykonany, położenia i sposobu umiejscowienia, względem płytki, śrub mocujących. Niezwykle istotna jest również współpraca stabilizatora z układem nośnym kręgosłupa. Odnosi się to zarówno do współpracy w procesie przenoszenia obciążeń pomiędzy stabilizatorem i wyrostkami stawowymi (czyli pomiędzy przednią i tylną kolumną nośną kręgosłupa), jak i w przypadku układu z przeszczepem pomiędzy stabilizatorem i przeszczepem kostnym (czyli rozłożenie obciążeń w samej tylko kolumnie przedniej). Obserwowane wartości przemieszczeń wykazały niezwykle złożoność badanego układu, gdzie uzyskane zależności dla każdego przypadku obciążeń są inne.

W przypadku sprawdzenia rozkładów przemieszczeń w charakterystycznych przekrojach płytki stwierdzono, że pomimo iż pomiędzy poszczególnymi stabilizatorami różnice wartości przemieszczeń są stosunkowo niewielkie (szczególnie jeśli porównamy je np. z różnicami wartości pomiędzy układami z przeszczepem i bez przeszczepu), to mogą one być istotne dla procesu leczenia, tzn. wpływać szczególnie na przeszczep kostny. I tak charakteryzujący się najmniejszymi wartościami przemieszczeń stabilizator Codman w największym stopniu przejmuje obciążenie, powodując odciążenia samego kręgosłupa, co w wielu wypadkach może spowodować rezultaty negatywne, zarówno poprzez słabą stymulację zrostu kostnego w rejonie przeszczepu jak i wzrost ruchliwości w rejonach powyżej i poniżej stabilizowanego segmentu.

We wszystkich przypadkach najmniejsze wartości przemieszczeń obserwowano w układzie ze stabilizatorem Dero, zarówno w układzie z wprowadzonym przeszczepem (po krążku międzykręgowym) o własnościach zbliżonych do „pełnowartościowej” tkanki kostnej jak również w układzie, w którym przeszczep nie brał udziału w przenoszeniu obciążeń.

Przeprowadzona analiza stanu odkształceń elementów stabilizatora jak i tkanki kostnej w rejonie wprowadzenia śrub, dała wyniki które umożliwiają opisanie procesu przebudowy struktur kostnych oraz wyznaczenia istotnych zależności opisujących powstawanie i przebieg zjawiska obluzowania śrub stabilizatora.

Interesujące wyniki otrzymano na podstawie analizy naprężeń inicjowanych w śrubach mocujących płytkę stabilizującą do trzonu kręgu. Największe wartości naprężeń uzyskiwane są dla symulowanego obciążenia zginającego i to zarówno w przypadku modelu z przeszczepem jak i bez przeszczepu. Przy czym naprężenia te są zbliżone co do wartości na śrubie dolnej i górnej, podczas gdy w przypadku ściskania i skręcanie różnice pomiędzy naprężeniami na rozpatrywanych elementach śrubowych wykazują istotne różnice. Świadczy to niebezpiecznym wpływie obciążeń zginających na zwartość i trwałość połączenia wykonanej stabilizacji. Jednocześnie istnieje możliwość przekroczenia wytrzymałości tych elementów w warunkach gwałtownych przeciążeń, co mogłoby doprowadzić do złamania w rejonie koncentracji naprężeń i powstania wtórnej niestabilności układu.

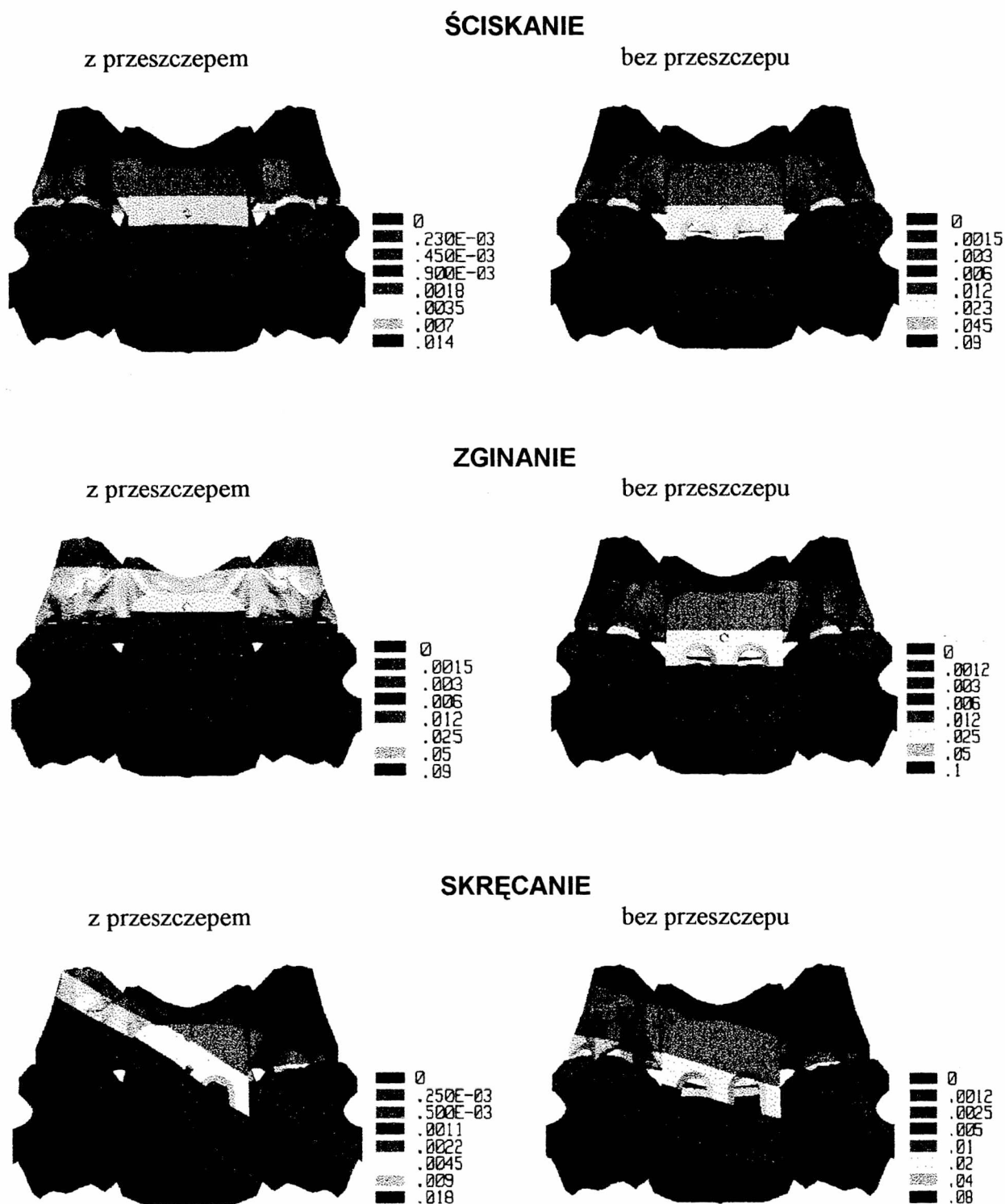
Należy też podkreślić, iż wynikiem pracy nad modelami numerycznymi było stworzenie własnego, oryginalnego modelu segmentu C5 - C6 odcinka szyjnego kręgosłupa w układzie fizjologicznym oraz w układzie z wprowadzonymi implantami płytkowymi. Przy czym po przeprowadzonej analizie literaturowej można stwierdzić, że stworzone i przeanalizowane modele numeryczne posiadają wiele cech, które trudno by znaleźć w już istniejących modelach. Elementy charakterystyczne i zarazem szczególne dla modeli przedstawionych w niniejszej pracy to między innymi:

- dokładna i szczegółowa, oddająca obraz rzeczywisty - geometria kręgów,
- zamodelowanie krążka międzykręgowego (ze rozróżnieniem na jądro i pierścień włóknisty) odwzorowującego normalną pracę tego elementu pod działaniem zróżnicowanych obciążeń,
- zamodelowanie różnych systemów stabilizacji płytkowej w układzie z dwoma kręgami szyjnymi,
- zamodelowanie współpracy kręgów C5 - C6 z implantami i analiza ich wpływu na zmiany sztywnościowe układu,
- badanie wpływu przeszczepu kostnego (o różnych własnościach mechanicznych wprowadzanego w miejsce po usuniętym krążku międzykręgowym) na sztywność realizowanej stabilizacji.

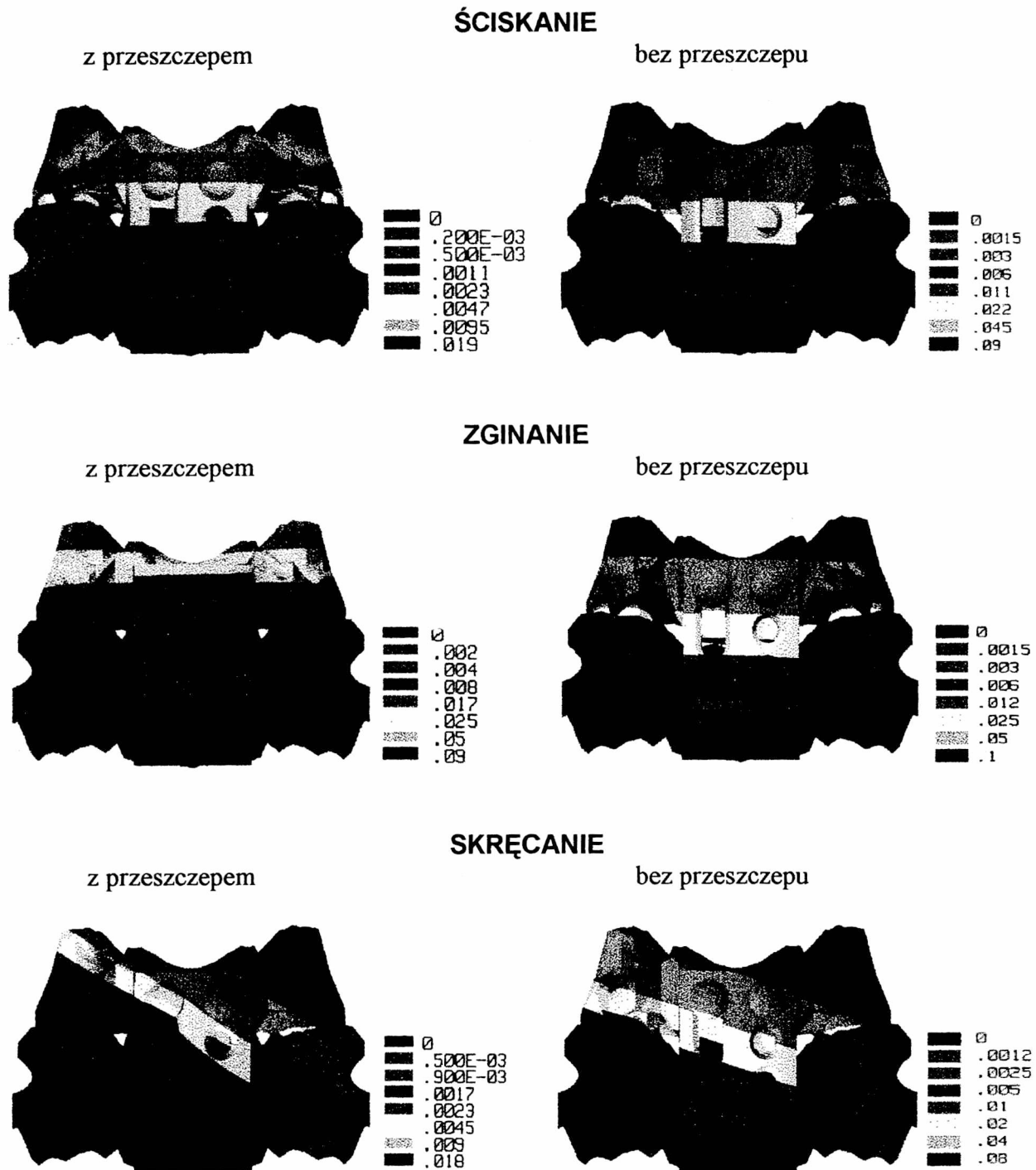
Jak już wykazano, na podstawie danych literaturowych, żaden z autorów prac dotyczących tworzenia i analizy modeli numerycznych, nie zbudował tego typu modeli jakie prezentowane są w niniejszej pracy, jak również nie prowadził analizy podejmowanych w niej problemów. Zazwyczaj spotykamy się ze znacznymi uproszczeniami w zakresie odwzorowania cech geometrycznych kręgów oraz wprowadzanych struktur miękkich. Rozważane problemy skupiają się głównie na analizie powstawania urazów (Kleineberger [33], Bozic [19], Heitplatz [32]) oraz skutków przeprowadzenia laminectomii i facetectomii (Saito [61], Yoganandan [79]).

W wyniku przeprowadzonych symulacji numerycznych wykazano, iż na jakość wprowadzonego połączenia implantacyjnego główny wpływ ma sztywność stosowanego stabilizatora, jego ukształtowanie poprzeczne i podłużne, a także sposób mocowania implantu w struktury kręgosłupowe. Ponadto istotny wpływ na pracę stabilizowanego odcinka szyjnego ma rodzaj substytutu krążka międzykręgowego, w postaci przeszczepu kostnego czy też implantu. Ma to swoje odzwierciedlenie w dokonanych badaniach doświadczalnych będących potwierdzeniem wyników otrzymanych na drodze analizy numerycznej.

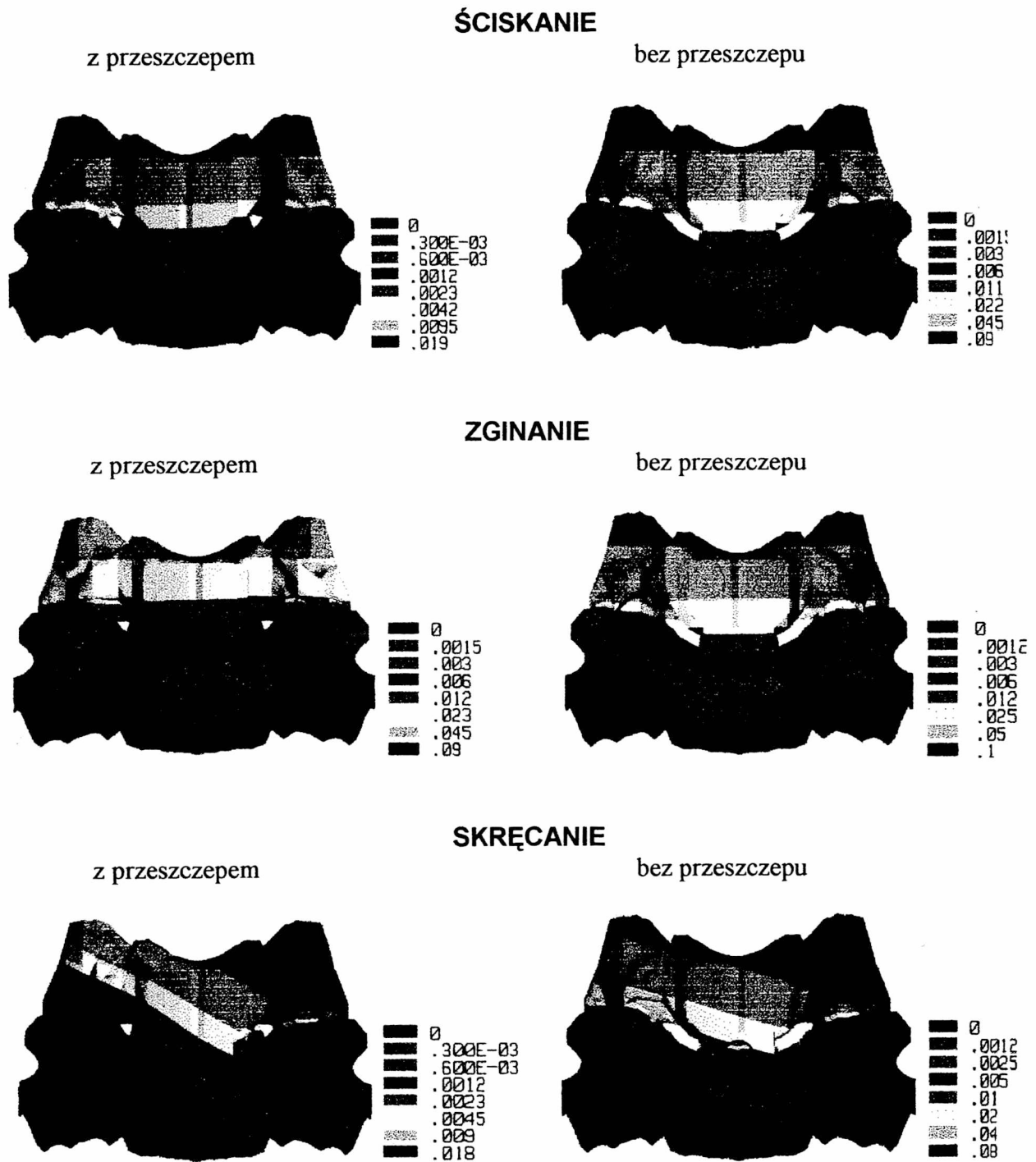
Należy więc podkreślić, iż opracowanie szczegółowych powiązań modelu numerycznego z badaniami eksperymentalnymi oraz obserwacjami klinicznymi (czyli weryfikacją modelu numerycznego) pozwala na poprawną ocenę interakcji pomiędzy proponowanym stabilizatorem a kolumną kręgosłupową.



Rys.10.18. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Caspar

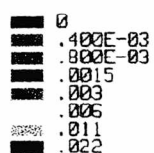


Rys.10.19. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Dero

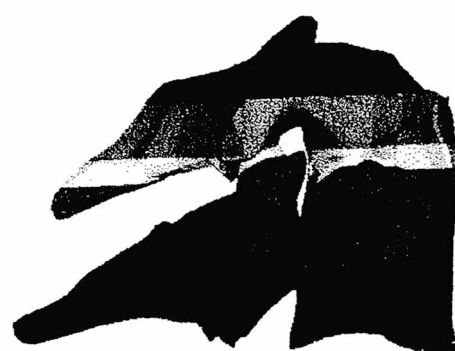
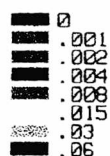


Rys.10.20. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Codman

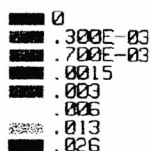
ŚCISKANIE



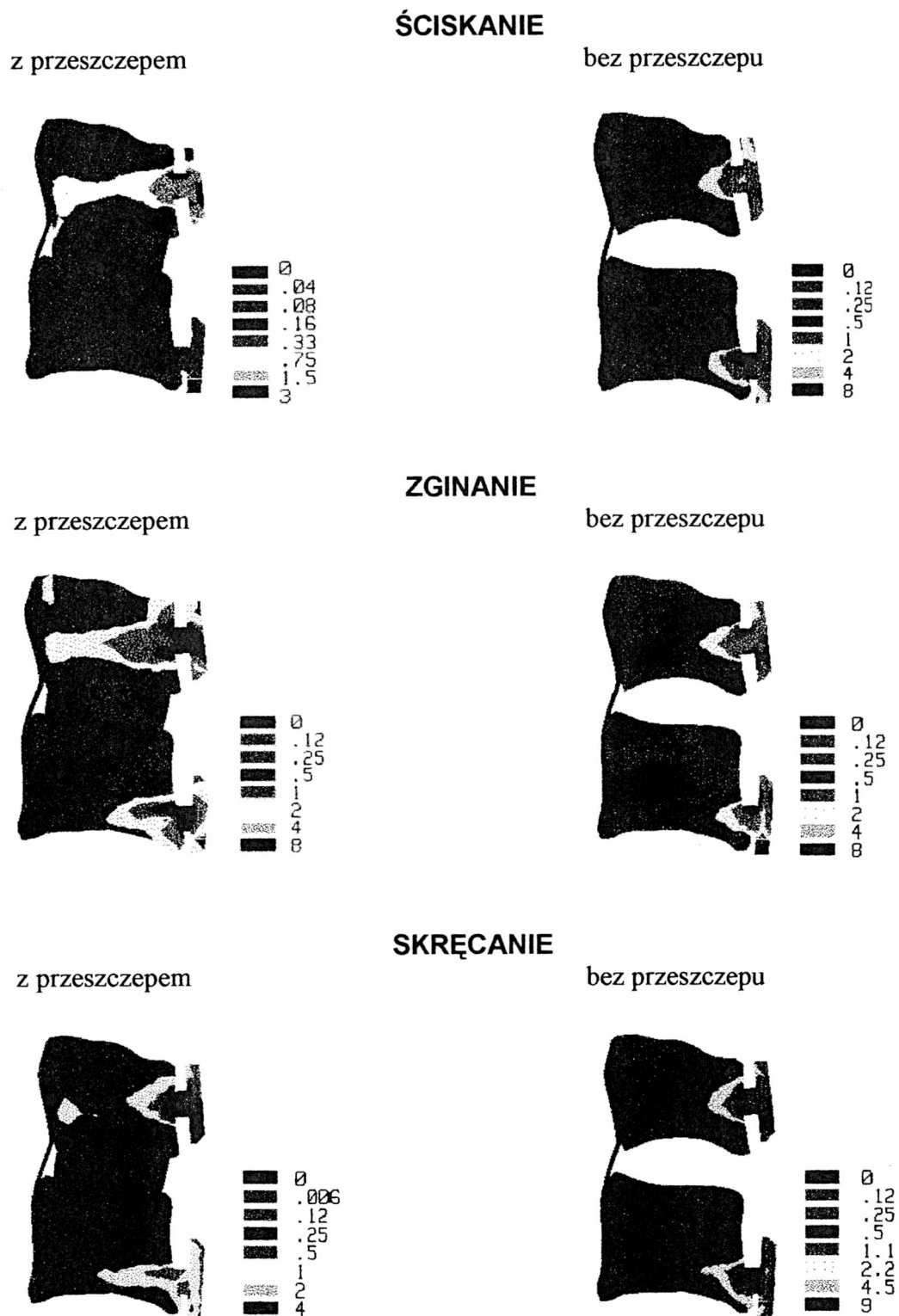
ZGINANIE



SKRĘCANIE



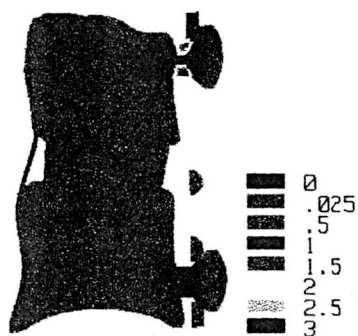
Rys.10.21. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w fizjologicznym odcinku szyjnym C5 - C6



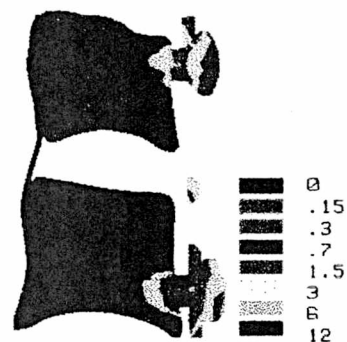
Rys.10.22. Rozkład naprężeń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Caspar

ŚCISKANIE

z przeszczepem



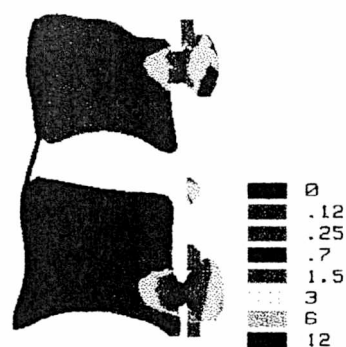
bez przeszczepu

**ZGINANIE**

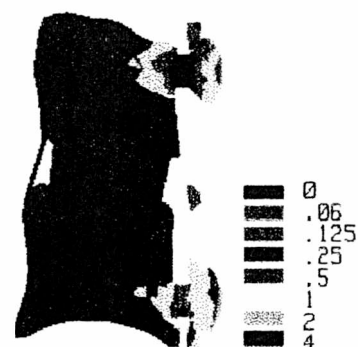
z przeszczepem



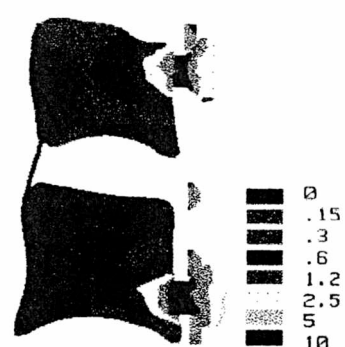
bez przeszczepu

**SKRĘCANIE**

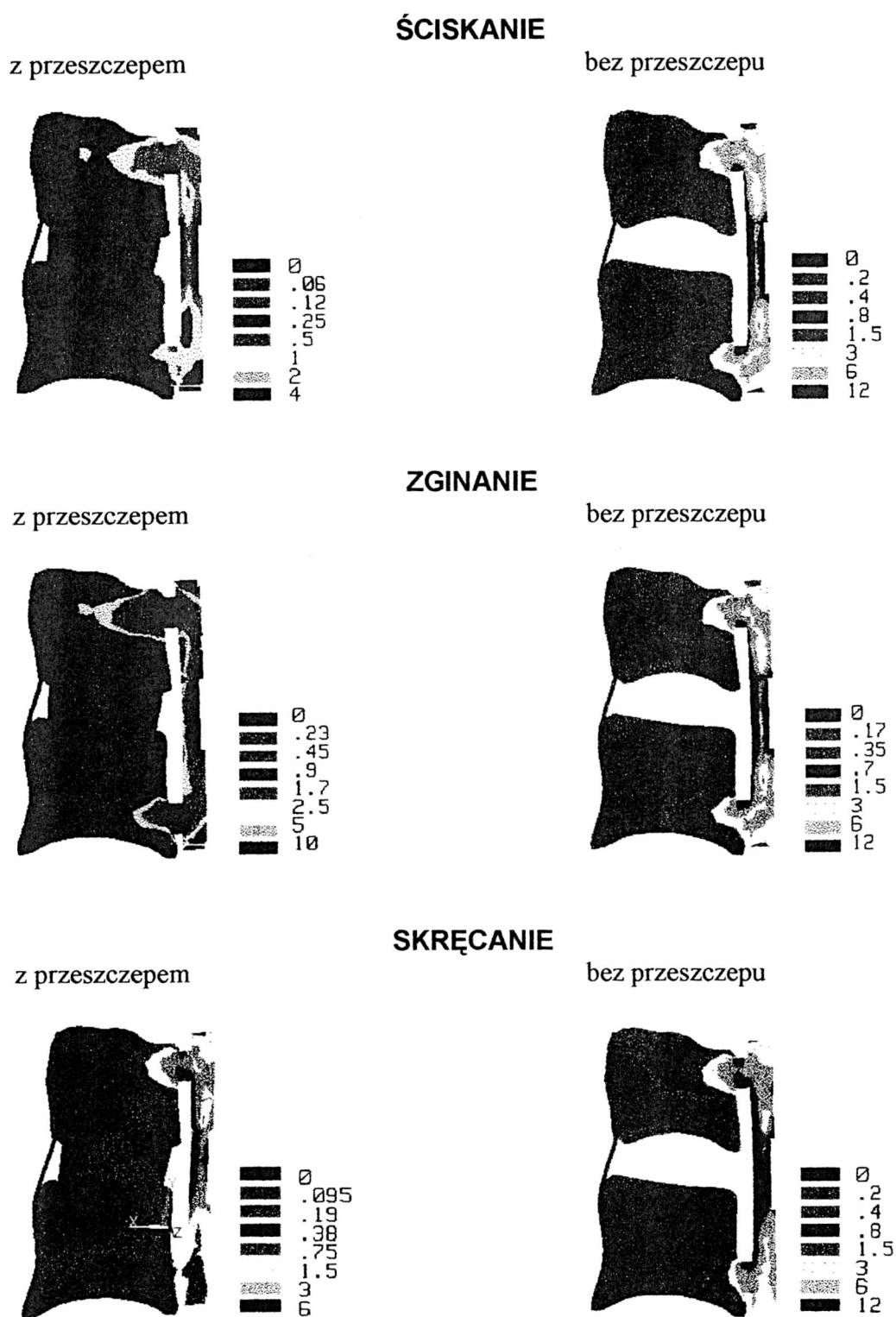
z przeszczepem



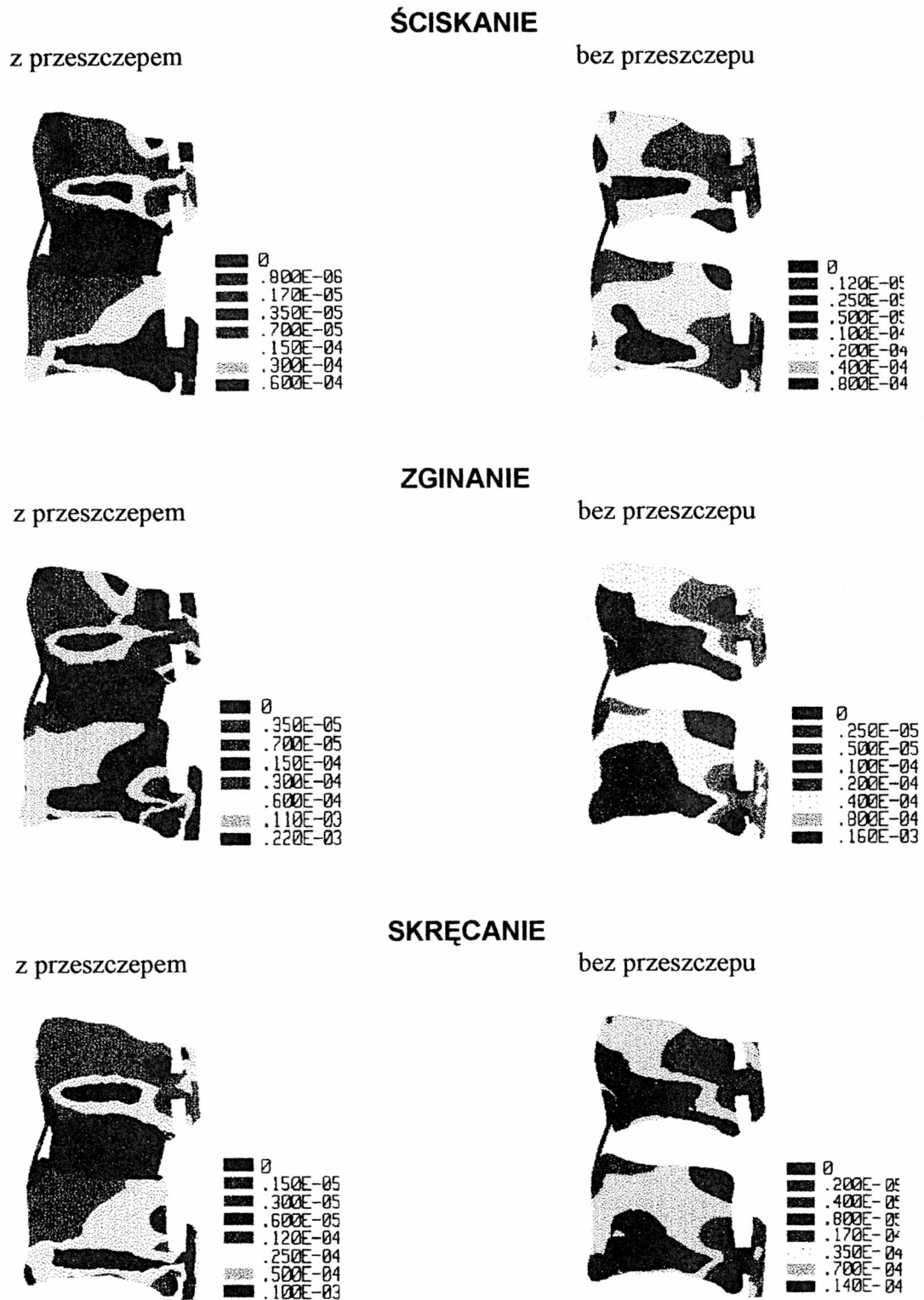
bez przeszczepu



Rys.10.23. Rozkład naprężeń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Dero



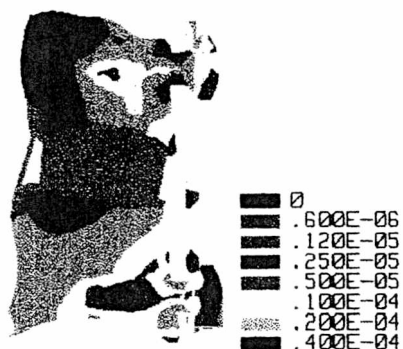
Rys.10.24. Rozkład naprężeń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Codman



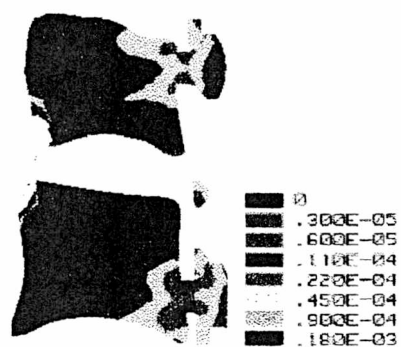
Rys.10.26. Rozkład odkształceń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Caspar

ŚCISKANIE

z przeszczepem

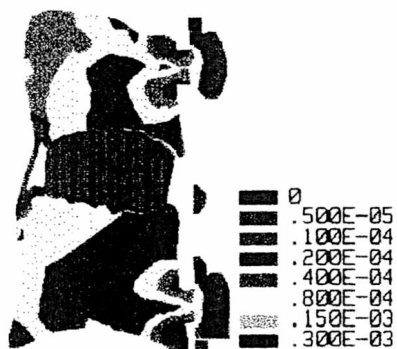


bez przeszczepu

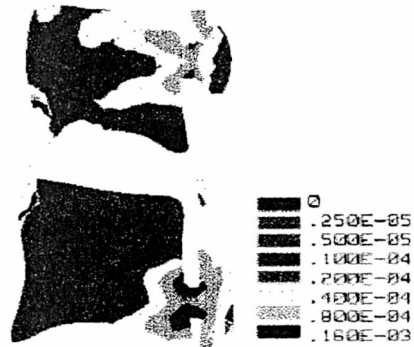


ZGINANIE

z przeszczepem

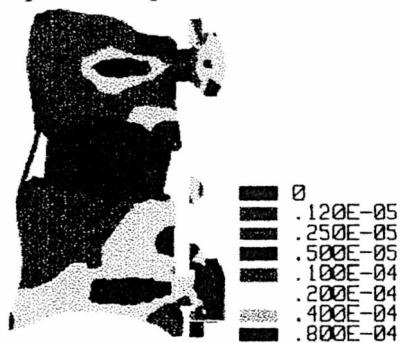


bez przeszczepu

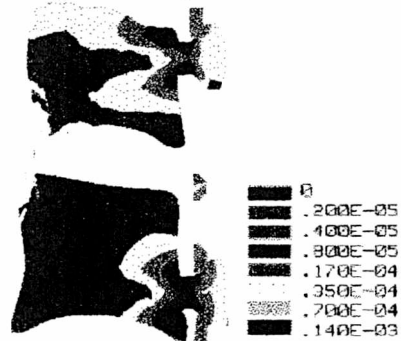


SKRĘCANIE

z przeszczepem



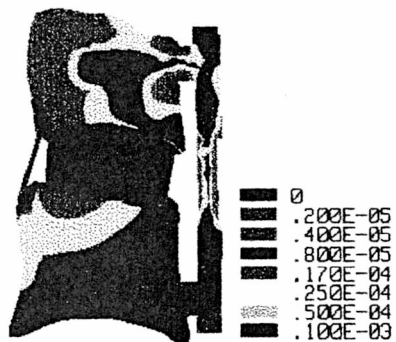
bez przeszczepu



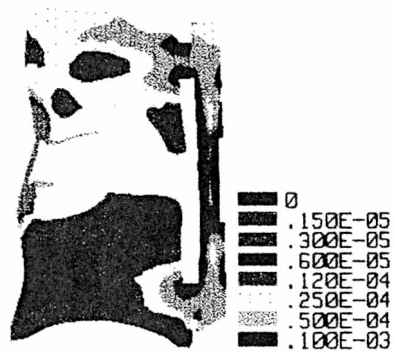
Rys.10.27. Rozkład odkształceń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Dero

ŚCISKANIE

z przeszczepem

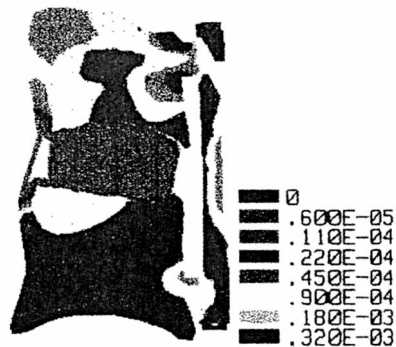


bez przeszczepu

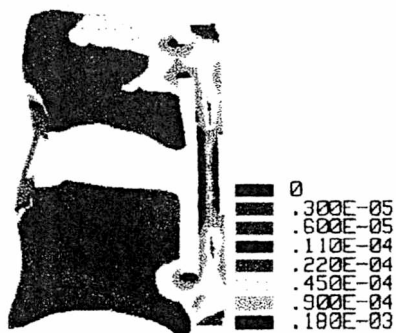


ZGINANIE

z przeszczepem

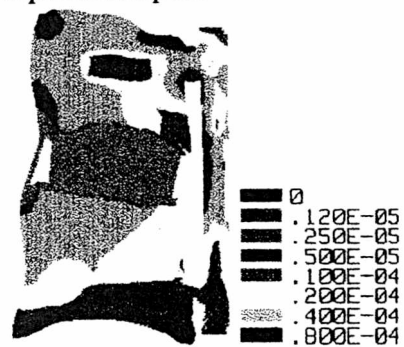


bez przeszczepu

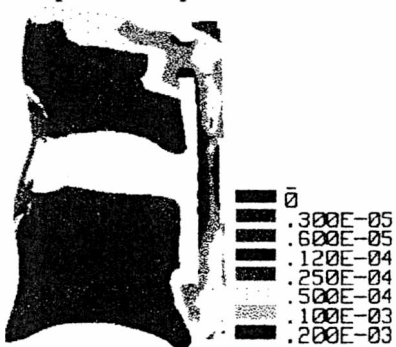


SKRĘCANIE

z przeszczepem

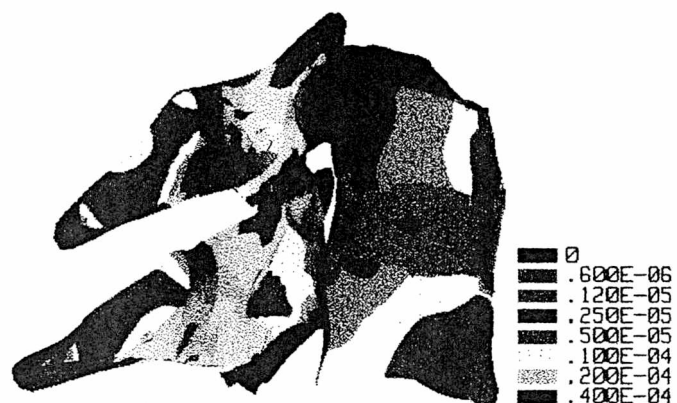


bez przeszczepu

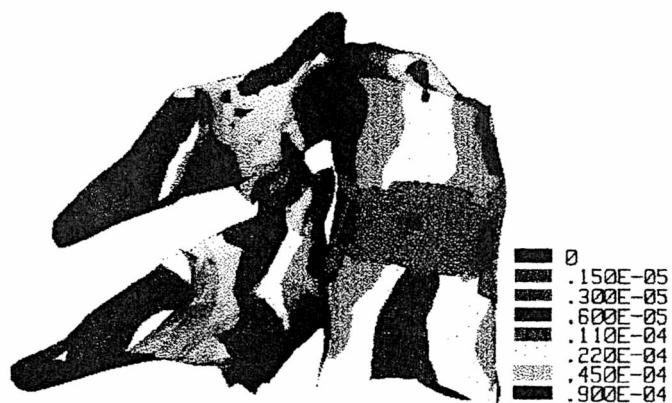


Rys.10.28. Rozkład odkształceń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Codman

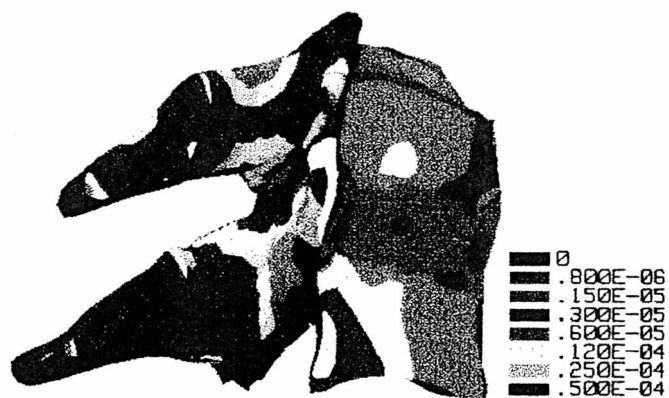
ŚCISKANIE



ZGINANIE

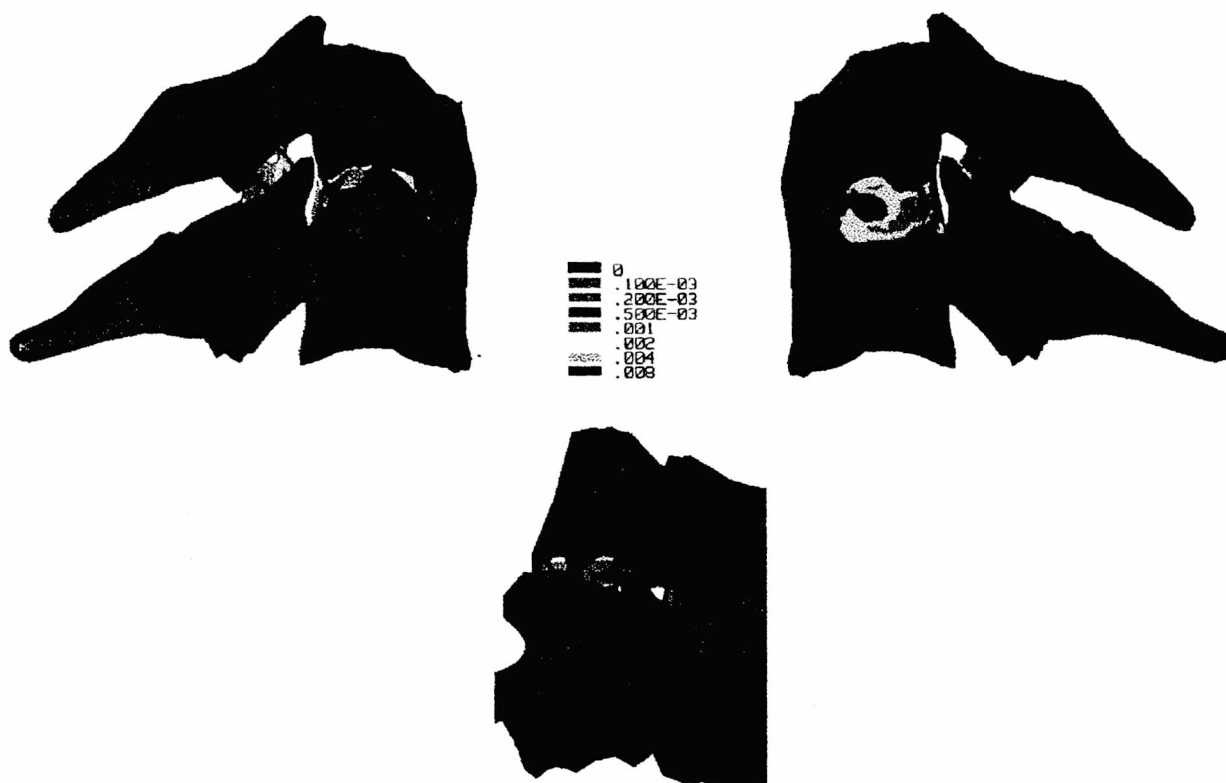


SKRĘCANIE

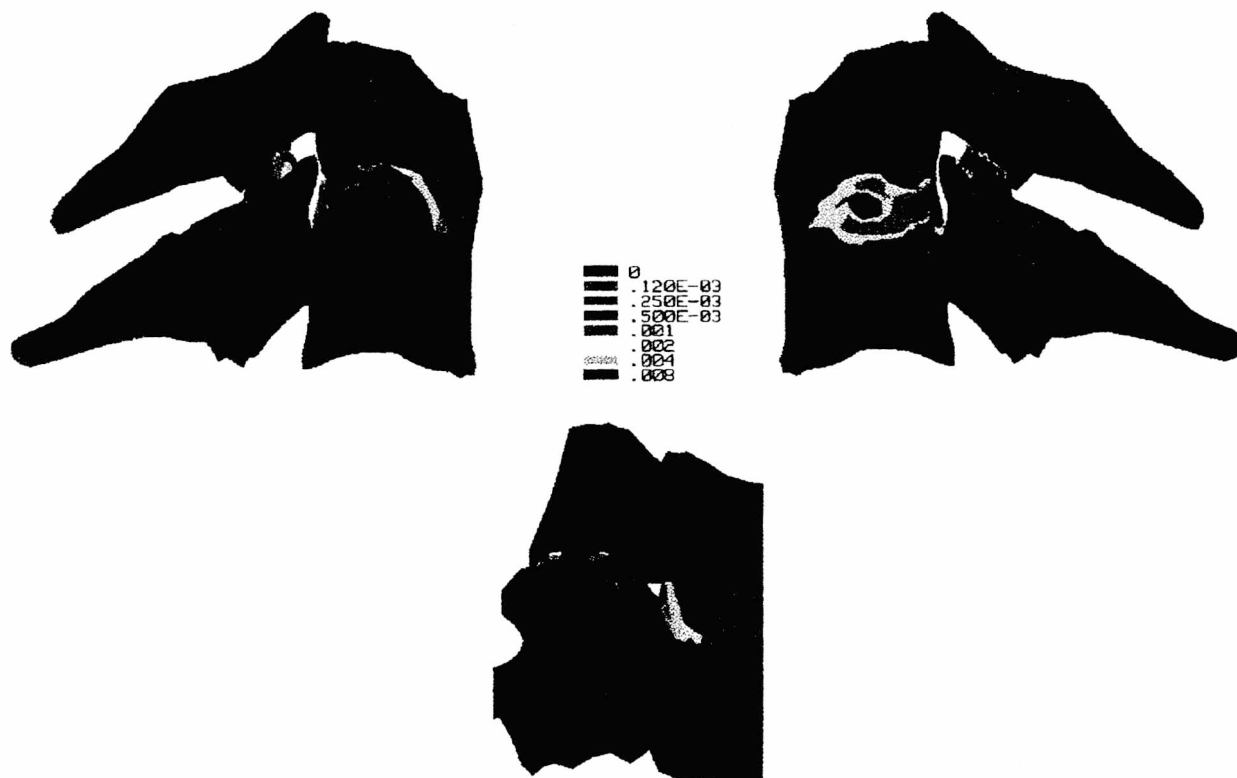


Rys.10.29. Rozkład odkształceń wg von Misesa tkanki kostnej w fizjologicznym odcinku szyjnym C5 - C6

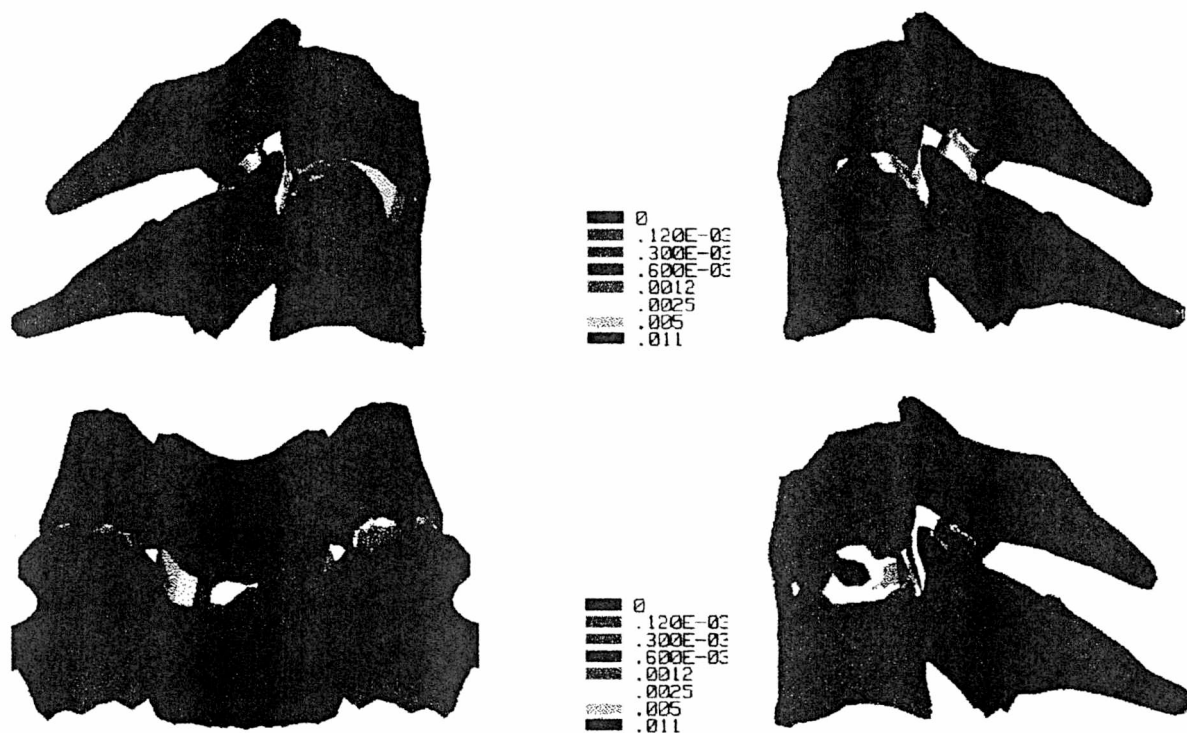
ŚCISKANIE



ZGINANIE



SKRĘCANIE



Rys.10.30. Rozkład odkształceń wg von Misesa tkanki miękkich w fizjologicznym odcinku szyjnym C5 - C6

11. PODSUMOWANIE

I. Analiza stanu wiedzy z zakresu budowy i badań modeli fizycznych, i numerycznych kręgosłupa szyjnego, a także ocena stanu badań klinicznych nie pozwala na identyfikację patomechanizmu powstawania i rozwoju uszkodzeń odcinka szyjnego oraz wpływu stosowanych systemów stabilizacji.

W pracy zbudowano własne, oryginalne modele fizyczne i numeryczne funkcjonalnego segmentu ruchowego C5 - C6 kręgosłupa szyjnego, umożliwiające ocenę przeciążeń w układzie fizjologicznym i z wprowadzonymi implantami. Na modelach tych przeprowadzono badania eksperymentalne oraz symulacje komputerowe, których celem była:

- ocena wpływu implantów płytkowych na zmiany sztywności oraz zmiany w sposobie przenoszenia obciążeń stabilizowanego odcinka kręgosłupa szyjnego,
- określenie rozkładu przemieszczeń elementów stabilizowanego segmentu oraz stanu odkształceń w strukturach nośnych kręgosłupa szyjnego,
- ocena rozkładu odkształceń i naprężeń w elementach systemów stabilizacji wprowadzanych w rejon powstałego uszkodzenia odcinka szyjnego.

II. Wciąż brakuje badań, które umożliwiłyby pełne poznanie zjawisk zachodzących przy wprowadzaniu stabilizatora w struktury kręgosłupowe oraz określających wpływ stosowanych systemów stabilizacji, w tym ich sztywności, szczegółów konstrukcyjnych na zachowanie stabilizowanego odcinka w warunkach obciążeń fizjologicznych. Szereg doniesień klinicznych, wskazuje na korzyści wynikające ze stosowania stabilizatorów płytkowych. Jednakże jednocześnie w wielu przypadkach spotyka się doniesienia o niepowodzeniach w procesie leczenia, podczas gdy wszelkie wskazania jak i obserwacje kliniczne rokują możliwość osiągnięcia pozytywnego wyniku. Z tego też względu niezbędne jest określenie pewnych parametrów, które mogą mieć wpływ na jakość stabilizacji, przebieg leczenia jak również na trwałość procesu implantacji, a które nie są lub nie mogą być analizowane jedynie na podstawie badań klinicznych. Uzasadnia to i wskazuje na celowość, z jednej strony, przeprowadzenia badań porównawczych najczęściej stosowanych, w praktyce klinicznej, stabilizatorów oraz z drugiej strony na określenie wpływu danej konstrukcji stabilizatora, o poznanej sztywności, na stan odkształceń w tkance kostnej czy w tkankach miękkich. W wielu pracach, z zakresu nie tylko biomechaniki kręgosłupa, podkreśla się coraz szersze znaczenie szczegółowej analizy biomechanicznej jako podstawowego uzupełnienia materiału klinicznego. W tym przypadku kompletna analiza doświadczalna jak i numeryczna pozwoliła na rozszerzenie wiedzy o zjawiskach o podłożu mechanicznym zachodzących w układzie kręgosłup szyjny - stabilizator.

III. Wyniki przeprowadzonych badań porównano z ocenami klinicznymi skutków stosowanej stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa, przeprowadzonych w różnych ośrodkach krajowych. Należy podkreślić, iż dobór systemów implantacji oraz sposobu ich wprowadzenia zależy od wyczucia i doświadczenia operatora prowadzącego zabieg operacyjny. Stąd też bardzo często, na spotkaniach konferencyjnych i w doniesieniach literaturowych z zakresu spondyloortopedii, daje się zauważyć istnienie wielu różnego rodzaju powikłań jak i niepowodzeń w prowadzonym leczeniu. Przy czym najczęstszymi czynnikami powodującymi powikłania w implantacji kręgosłupa są:

1. niewłaściwie dobrane własności mechaniczne stabilizatora,
2. niedopasowanie relacji sztywnościowych i odkształceniowych elementów implantu,
3. błędy pojawiające się w trakcie montażu stabilizatora,
4. agresywne i uczuleniowe oddziaływanie środowiska organizmu ludzkiego powodującego nietolerowanie implantu i jego odrzuty,
5. instrumentarium nieprzyjazne lekarzowi i samej formule zabiegu,
6. brak znajomości podstaw biomechaniki kręgosłupa w stanie fizjologicznym i przy uwzględnieniu stabilizatorów.

Dlatego też tylko kompleksowa ocena własności klinicznych i biomechanicznych, w tym aspektów: wytrzymałościowych, odkształceniowych, trwałości i wytrzymałości połączeń, odporności korozyjnej, bioakceptowalności mogą być podstawą szerokiego stosowania danego implantu.

IV. Przedstawione wcześniej zagadnienia i problemy dotyczące odcinka szyjnego kręgosłupa skłoniły autorkę do podjęcia badań w ramach, których zrealizowano:

1. Stworzono modele fizyczne i numeryczne pojedynczego segmentu ruchowego C5 - C6.
 - 1.1. Podstawą modelu fizycznego były rzeczywiste kręgi szyjne o zachowanych własnościach mechanicznych zbliżonych do stanu fizjologicznego (rzeczywistego - preparaty sekcyjne) struktur kostnych kręgosłupa szyjnego. W modelu tym odwzorowano najistotniejsze elementy z punktu widzenia przenoszenia obciążeń - połączenia stawowe, oraz zamodelowano destabilizację poprzez usunięcie krążka międzykręgowego, po czym dokonano stabilizacji przez wprowadzenie implantów płytkowych i przeszczepu w przestrzeń międzytrzonową.
 - 1.2. Model numeryczny był rozwinięciem modelu fizycznego, dlatego też poza odwzorowaniem szczegółowej geometrii kręgów, model został wzbogacony o takie elementy jak: krążek międzykręgowy (z podziałem na jądro miażdżyste i pierścień włóknisty), więzadła podłużne przednie i tylne, więzadło między- i nadkółcowe, oraz torebkę stawową na wyrostkach stawowych. Tak zbudowany segment ruchowy umożliwił przeprowadzenie analizy procesów zachodzących w kręgosłupie fizjologicznie poprawnym oraz analizę przeciążenia poprzez usunięcie krążka międzykręgowego i

więzadła podłużnego przedniego i ocenę skutków przeprowadzenia implantacji. Opracowany model segmentu ruchowego C5 – C6 kręgosłupa szyjnego, w stosunku do modeli przedstawianych w literaturze (rozdział 7) stanowi rozwinięcie w zakresie modelowania relacji geometrycznych, własności tkanek jak i sposobu modelowania zabiegu chirurgicznego i stabilizacji.

2. Przeprowadzono analizę numeryczną oraz weryfikację doświadczalną.

2.1. Zrealizowano badania numeryczne odkształceń i przemieszczeń segmentu ruchowego C5 – C6 i jego weryfikację eksperymentalną. Zbudowane modele numeryczne umożliwiły ocenę podatności opisanego segmentu ruchowego pod wpływem obciążeń fizjologicznych (związanych z normalnymi funkcjami człowieka) poprzez ocenę złożonego stanu odkształceń. Badania pozwoliły także na ocenę zmian zakresu ruchowości w ramach operowanego odcinka kręgosłupa.

2.2. Analizowane, natomiast modele fizyczne, przy zastosowaniu interferometrii holograficznej, umożliwiły dokonanie weryfikacji opracowanych modeli numerycznych, weryfikację przyjętych modeli obciążeniowych oraz warunków brzegowych. Na zbudowanych modelach fizycznych uzyskano potwierdzenie i uogólnienie pewnych wniosków wynikających z symulacji numerycznych, to znaczy wpływu: sztywności płytki, własności materiału zastępującego krążek międzykręgowy oraz sposobu przyłożonego obciążenia.

Wybór interferometrii holograficznej, która jest bezdotykową metodą pomiaru przemieszczeń, umożliwiła zarówno wizualną ocenę deformacji pełnego badanego pola, jak również ilościową ocenę składowych przemieszczenia w szczególnych punktach badanego obiektu - stabilizatorów płytkowych kręgosłupa szyjnego. Zastosowanie właśnie tej metody pomiarowej, wiązało się z brakiem techniki, która pozwoliłaby na analizę obiektów o tak niewielkich i złożonych relacjach geometrycznych.

V. Zrealizowanie kompleksowych badań eksperymentalnych i numerycznych na stworzonych modelach, stworzyło szansę na:

1. Szczegółową analizą trójwymiarowego stanu odkształceń, który jest jednym z zasadniczych parametrów analizy mechanicznej, umożliwiającym ocenę sposobu przenoszenia obciążeń w badanym segmencie ruchowym, a tym samym rozszerzenie możliwości poszukiwania przyczyn i rozwoju patomechanizmu uszkodzeń oraz niepowodzeń w prowadzonym leczeniu implantacyjnym w praktyce klinicznej.
2. Analizą stanu przemieszczeń, która jest w tym przypadku podstawą, nie tylko jakościowego ale również ilościowego porównania różnych typów stabilizatorów płytkowych (prowadzonej dla kilku, wybranych przypadków obciążeń), ich wpływu na sztywność całego segmentu ruchowego, a tym samym na przeciążenie pozostałej części kręgosłupa szyjnego.

3. Analizą różnych etapów procesu leczenia przy zastosowaniu przeszczepu kostnego wprowadzanego w miejsce usuniętego krążka międzykręgowego (okres przed uzyskaniem pełnego zrostu kostnego, oraz okres pełnej stabilizacji za pomocą zarówno stabilizatora jak i przeszczepu kostnego). Na podstawie analizy przemieszczeniowo - odkształceniowej stwierdzono, że własności mechaniczne przeszczepu kostnego ma wpływ na ruchomość stabilizowanego układu. To znaczy w pierwszych dniach po implantacji całość obciążenia przejmuje stabilizator, tak więc dla utrzymania odpowiedniej stateczności układu powinien on charakteryzować się większą sztywnością (jak stabilizator Codman). Po uzyskaniu, zaś zrostu kostnego stabilizator powinien charakteryzować się większą podatnością (stabilizator Caspar), aby nie stwarzać warunków przeszywnienia układu. Wydaje się możliwe stworzenia takich warunków, przy którym istniało by rozwiązanie kompromisowe związane ze stosowaniem stabilizatorów o niższych własnościach sztywnościowych, przez cały okres leczenia, jednakże w pierwszym etapie dodatkowo należałoby stabilizować kołnierzami ortopedycznymi.

4. Stwierdzeniem ewidentnej roli sztywności stabilizatora, związanej z samą konstrukcją płytki jak i sposobem wprowadzania śrub, na stan przemieszczeń i odkształceń powstających pod wpływem różnych przypadków obciążenia w segmencie kręgosłupa, co jest podstawą do opracowania wytycznych do stosowania badanych stabilizatorów. Na podstawie wykonanych analiz można stwierdzić, że rozkład odkształceń w stabilizowanym obszarze ma wpływ na trwałość i stateczność połączenia implantu ze stabilizowanym odcinka kręgosłupa. Optymalny stabilizator powinien umożliwiać więc takie połączenie struktur kostnych, aby przyrost tkanki kostnej (spondylodeza) w obszarze urazu był szybszy niż "negatywna przebudowa" (zanik kości) wokół wprowadzanych śrub.

5. Obserwacją składowych stanu odkształcenia w rejonie wprowadzenia śrub, która może być podstawą do opisu procesu przebudowy struktur kostnych oraz wyznaczenia istotnych zależności opisujących powstawanie i przebieg zjawiska obluzowania śrub stabilizatora. Jednym z aktualnych dziś problemów, przy wprowadzaniu implantów do kości jest proces przebudowy (remodeling) tkanki kostnej wokół implantu. Ocena odkształceń w rejonie śrub wprowadzanych do trzonu kręgu, umożliwiła ocenę stosunków odkształceniowych w kości, która jak wiadomo z aktualnych teorii, jest odpowiedzialna za powstawanie negatywnej przebudowy (shielding – zanik odkształceń). Obserwacja stanu przemieszczeń, prowadzona na modelach fizycznych, wykazała także pewne charakterystyczne objawy (zmianę znaku przemieszczeń w rejonie śrub) zależne od rodzaju stabilizatora oraz przypadku obciążenia, które mogą być związane z pojawianiem się mikroruchów na granicy śruba - kość zainicjowanych procesem obluzowania.

6. Analizę rozkładu naprężeń i odkształceń w elementach stabilizatora, a tym samym ocenę możliwości przekroczenia wytrzymałości tych elementów w warunkach gwałtownych przeciążeń, dochodzących nawet do kilkuset N (w urazach typu whiplash siły inicjowane w

kręgosłupie szyjnego mogą dochodzić do 400N). Może to doprowadzić do złamania w rejonie koncentracji naprężeń, szczególnie przy złożonym stanie obciążeń giętno - skrętnym, zwłaszcza gdy na granicy kość – implant odkształcenia różnią się skokowo.

VI. Wyniki badań uzyskane na drodze analiz numerycznych i eksperymentalnych jednoznacznie wskazują, że zmiany odkształceniowe struktur kręgosłupa szyjnego w różnych warunkach obciążeń, umożliwia opisanie patomechanizmu przeciążenia oraz istotnego wpływu stosowanych systemów stabilizacji odcinka szyjnego na trwałość realizowanego zabiegu implantacji.

VII. Zrealizowana praca, wykonane badania oraz uzyskane wyniki, oprócz opisu zjawisk poznawczych tj.: biofizyki struktur kręgosłupa szyjnego, biofizyki skutków implantacji, określenia modeli obciążeniowych oraz systemów stabilizacji ma także znaczenie użytkowe dające możliwość poprawy realizowanych implantacji kręgosłupa.

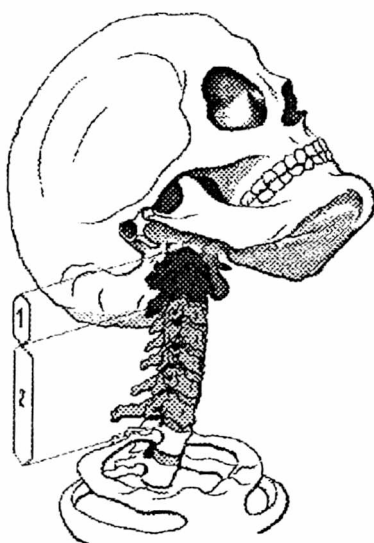
Wnioski i wyniki określone po podjętej dyskusji z lekarzami, powinny umożliwić poprawę skuteczności leczenia, to jest zwiększenia trwałości oraz zmniejszenia powikłań związanych z mechaniką pracy stabilizowanego odcinka kręgosłupa szyjnego.

12. ZAŁĄCZNIK 1

ELEMENTY ANATOMII I FIZJOLOGII CZYNNOŚCIOWEJ ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

Kręgosłup stanowi ruchomą oś tułowia i szyi położoną po stronie grzbietowej ciała. Spełnia on trzy podstawowe zadania:

- jest narządem osiowym (podporowym),
- stanowi narząd ruchu,
- stanowi osłonę delikatnych struktur rdzenia kręgowego,
- jest amortyzatorem dla czaszki.



Rys.1. Kręgosłup szyjny; 1 - kręgi C1 i C2, 2 - kręgi C3-C7, [34]

U człowieka w związku z jego pionową postawą kręgosłup dźwigając całą górną część ciała odgrywa bardzo ważną rolę jako narząd podporowy. Każdy odcinek kręgosłupa człowieka tym więcej dźwiga, im niżej jest położony i odpowiada temu stopniowo coraz bardziej wzrastająca masywność kręgów.

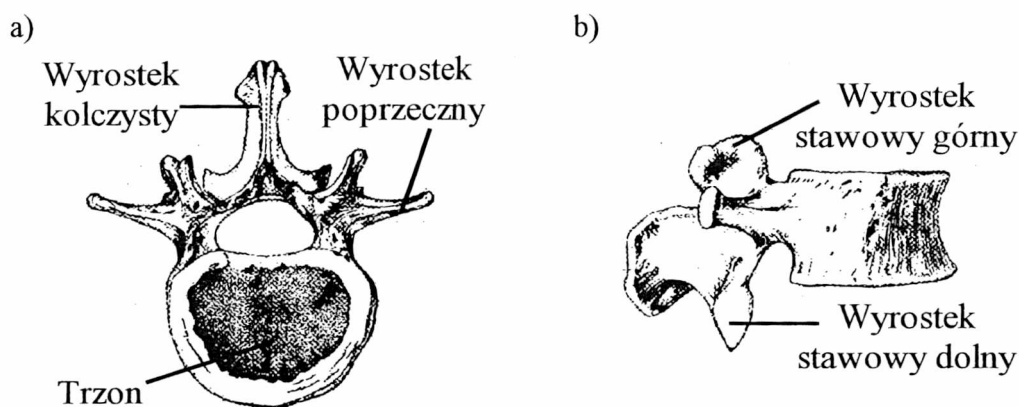
Kręgosłup jest narządem ruchu, lecz ruchomość poszczególnych kręgów w stosunku o siebie jest bardzo ograniczona; ograniczenie to powoduje głównie aparat więzadłowy, a zwłaszcza krążki międzykręgowe łączące kręgi. Pomimo tego nieznaczne ruchy 24 kręgów prawdziwych (kręgi odcinka szyjnego, piersiowego, lędźwiowego) sumując się dają w wyniku wybitną ruchomość całego kręgosłupa.

Zadanie ochrony rdzenia, kręgosłup realizuje przez chroniące go o przodu trzony kręgów, a o tyłu - łuki i wyrostki kolczyste częściowo dachówkowato zachodzące na siebie, a poza tym mocne więzadła. Oprócz mocy kręgosłupa innym czynnikiem ochronnym jest jego sprężystość. Największą korzyść daje sprężystość połączeń kręgów ze sobą, przede wszystkim krążków międzykręgowych (głównie jąder miazdżystych). Dzięki tym elementom wszelkie wstrząsy kręgosłupa zostają zamortyzowane [2].

Kręgosłup połączony jest z czaszką, mieszczącą w sobie wiele ważnych i wrażliwych narządów, które muszą być chronione przed uszkodzeniem i nadmiernymi wstrząsami. Rolę amortyzatora dla czaszki spełnia właśnie kręgosłup, a zwłaszcza jego część szyjna - rys.1. Zadanie to jest realizowane przez segmentową budowę z elastycznymi krążkami międzykręgowymi oddzielającymi poszczególne segmenty-trzony kręgów [34], jak również krzywizny kręgosłupa. Gdyby kręgosłup był prostym słupem, wszelkie wstrząsy przenosiłyby się na czaszkę i mózgowie. Natomiast pod wpływem wstrząsu krzywizny silniej uwypuklają się i siła jego zostaje osłabiona.

1. BUDOWA KRĘGÓW SZYJNYCH

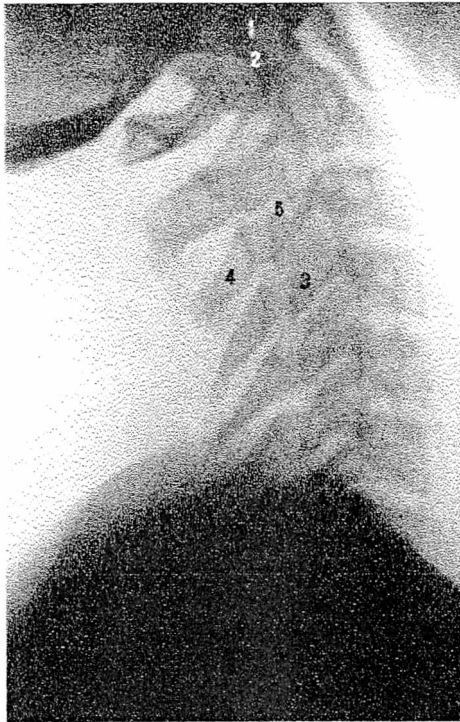
Kręgi kolejnych odcinków kręgosłupa mają wspólną zasadniczą budowę, która jednak w poszczególnych okolicach ciała może się nieco różnić głównie ze względu na specyficzną funkcję jaką tam spełniają [46].



Rys.2. Budowa typowego kręgu na przykładzie kręgu lędźwiowego:
a) widok od góry, b) widok od strony prawej [46]

Typowy krąg składa się z trzonu, łuku oraz siedmiu wyrostków - przedstawionych na rys.2. Masywnie zbudowany trzon kręgu zwrócony jest ku przodowi. Do jego tylnej powierzchni przylega łuk, który zamyka od tyłu otwór kręgowy, będący odcinkiem kanału kręgowego. Z łukiem łączą się dwie pary wyrostków stawowych służących do połączenia z sąsiednimi kręgami i stąd znajdują się na nich powierzchnie stawowe. Symetrycznie położone wyrostki poprzeczne służą między innymi jako miejsce przyczepu mięśni. Wyrostek kolczysty przymocowuje się na tylnej części łuku i tworzy mocną dźwignię dla mięśni.

Kręgi szyjne, w liczbie siedmiu (C1 – C7) zawierają elementy charakterystyczne dla wszystkich kręgów kręgosłupa człowieka, to znaczy: trzon, łuk, wyrostki stawowe, poprzeczne i kolczyste.



Rys.3. Odcinek szyjny kręgosłupa widziany z boku (zdjęcie rentgenowskie): 1 - pierwszy kręgi szyjny, 2 - drugi kręgi szyjny, 3 - wyrostek poprzeczny, 4 - wyrostek kolczysty, 5 - wyrostek stawowy [65]

Kręgi szyjne mają mały i spłaszczony w kierunku strzałkowym trzon. Łuki kręgów szyjnych, cienkie i pochylone lekko w dół, obejmują duże, trójkątne otwory kręgowe. Wyrostek kolczysty, niezbyt długi, nieznacznie pochylony ku dołowi, aż o szóstego kręgu włącznie dzieli się na dwie, zwykle asymetryczne części. Ku dołowi kręgosłupa długość wyrostków stopniowo wzrasta. Wyrostki stawowe są niskie, ich powierzchnie stawowe ustawione są skośnie w stosunku do płaszczyzny poziomej o około 45° . Wyrostki poprzeczne, rozdwojone na końcach, przebite są pionowo otworem wyrostka poprzecznego, przez który przechodzi tętnica kręgowa - rys.3 i 4

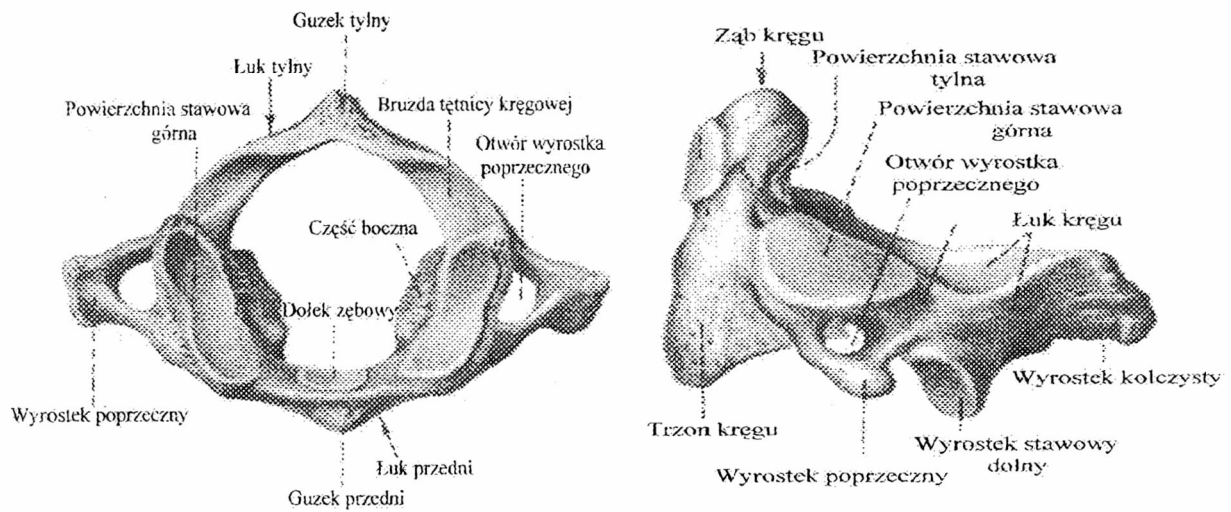


Rys.4. Kręgi szyjny

Odminną, charakterystyczną budowę mają dwa najwyżej położone kręgi szyjne: szczytowy i obrotowy oraz kręgi siódmy.

Pierwszy kręgi szyjny nosi nazwę *kręgu szczytowego* (atlas) rys.5a. Dźwiga on głowę bezpośrednio, nie ma trzonu, lecz składa się z dwóch łuków: przedniego i tylnego. Miejsca ich połączenia są zgrubiałe i noszą nazwę części bocznych. Na tylnej powierzchni łuku przedniego leży dołek zębowy służący do połączenia z zębem kręgu obrotowego. Na częściach bocznych

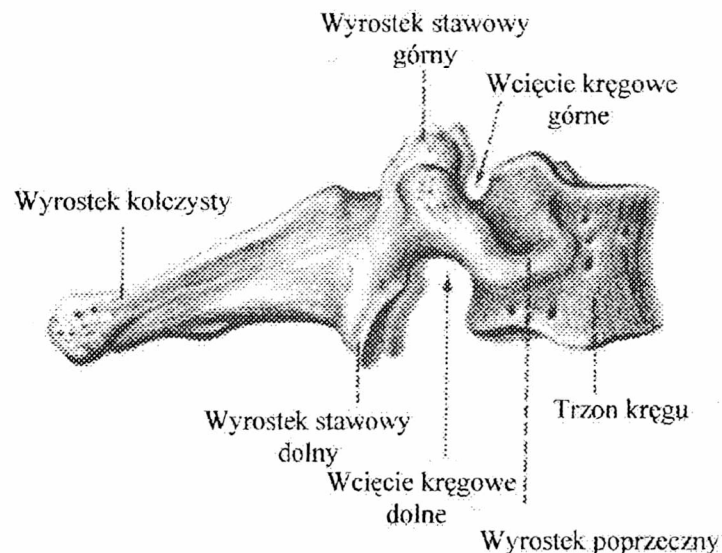
leżą dołki stawowe górne do połączenia z kłykcami kości potylicznej i dolne, przylegające do odpowiednich powierzchni stawowych kręgu obrotowego. Charakteryzuje się on również tym iż brak mu właściwego wyrostka kolczystego.



Rys.5. Kręgi szyjne: a) szczytowy widziany od góry,
b) obrotowy widziany z boku [65]

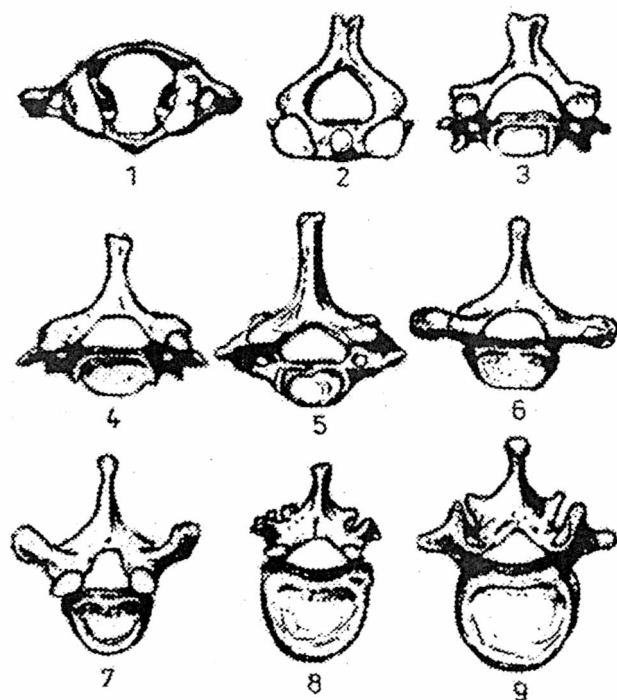
Krąg obrotowy (drugi krąg szyjny) – rys.5b, nazywany jest tak, ponieważ tworzy oś, dokoła której obraca się krąg szczytowy wraz z głową. Wydłużony ku górze trzon tworzy ząb kręgu obrotowego. Wyrostek ten jest niczym innym jak trzonem kręgu szczytowego zrośniętym z kręgiem leżącym niżej. Przednia powierzchnia stawowa zęba przylega do dołka zębowego kręgu szczytowego, powierzchnia tylna - do więzadła poprzecznego.

Ostatni siódmy krąg szyjny ma długi wyrostek kolczysty i stąd został nazwany *kręgiem wystającym*, budową swą zbliża się do kręgów piersiowych.



Rys.6. Siódmy krąg szyjny widziany z boku [65]

Jako kręg przejściowy między szyjnym a piersiowym odcinkiem kręgosłupa ztraca on niektóre właściwości kręgów szyjnych, a zyskuje inne kręgów piersiowych. Trzon jego jest znacznie większy niż pozostałych kręgów szyjnych. Wyrostek kolczysty jest niepodzielny i długi w przeciwieństwie do dwudzielných i krótkich wyrostków pozostałych kręgów. Wskutek tego, jak również z powodu swego położenia w przejściu krzywizny szyjnej w piersiową, koniec jego uwypukla się guzkowato pod skórą grzbietu. Charakterystyczne jest, że wystaje on podczas zgięcia głowy do przodu [2].



Rys.7. Kręgi szyjne w porównaniu z kręgami niższych odcinków kręgosłupa:
1-kr.szczytowy, 2- kr. obrotowy, 3- kr. szyjny IV, 4-kr. szyjny VI, 5- kr. szyjny VII, 6-kr. piersiowy I, 7- kr. piersiowy V, 8 -kr. piersiowy XII, 9- kr. lędźwiowy, [42]

2. POŁĄCZENIE KRĘGOSŁUPA Z CZASZKĄ

Cieężar głowy i duża jej ruchomość wymagają specjalnego aparatu łączącego ją z kręgosłupem. Dlatego też połączenie kości potylicznej z dwoma górnymi kręgami znacznie różni się od pozostałych połączeń międzykręgowych.

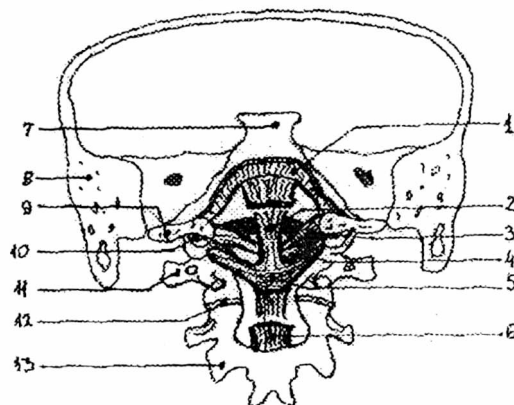
Połączenie kręgosłupa z czaszką musi spełniać szczególne zadania:

- umożliwić duży zakres ruchów głowy,
- zapewnić silne i stabilne powiązanie, gwarantujące bezpieczeństwo elementów nerwowych tego odcinka (połączenia mózgowia z rdzeniem kręgowym).

Zadania te realizowane są przez mocny system stawów i więzadeł w obrębie dwóch górnych kręgów szyjnych, tzn. staw szczytowo-potyliczny (staw górny) i szczytowo-obrotowy (staw dolny) - rys.8. Dzięki odmiennej budowie pierwszych kręgów szyjnych oraz braku między nimi krążka międzykręgowego, ruchomość głowy w tych stawach jest większa i bardziej różnorodna aniżeli w pozostałych stawach odcinka szyjnego kręgosłupa, a ponadto budowa stawów głowy jest korzystna pod względem statycznym dla wzmocnienia równowagi głowy.

Rys.8. Stawy głowy: górny (szczytowo-potyliczny) i dolny (szczytowo-obrotowy)

1- błona pokrywająca, 2- więzadło wierzchołka zęba, 3- więzadło skrzydłowe, 4- więzadło krzyżowe, 5- więzadło poprzeczne kr. szczytowego, 6- więzadło podłużne kręgosłupa tylnie, 7- stok k. klinowej i potylicznej, 8- k. skroniowa, 9- k. potyliczna, 10- powierzchnie stawu szczytowo-potylicznego, 11- kr. szczytowy, 12- powierzchnie stawu szczytowo-obrotowego, 13- kr. obrotowy, [2]



Staw szczytowo - potyliczny składa się z dwóch symetrycznych sprzężonych stawów utworzonych przez kłykie potyliczne i dołki stawowe górne kręgu szczytowego. Każdy staw ma własną torebkę stawową. Łuki kręgu szczytowego z kością potyliczną przy jej otworze wielkim zamykają błony szczytowo-potyliczne przednia i tylna [46].

Staw szczytowo - obrotowy jest bardziej złożony. W skład jego wchodzi parzysty staw szczytowo-obrotowy boczny i staw szczytowo-obrotowy pośrodkowy: przedni i tylny. Stawy boczne zaopatrzone są w wiotkie torebki stawowe, dzięki czemu powierzchnie kręgu szczytowego ślizgają się ku przodowi i tyłowi po powierzchniach kręgu obrotowego. Staw pośrodkowy przedni stanowi połączenie dołka zębowego łuku przedniego kręgu szczytowego z przednią powierzchnią stawową zęba kręgu obrotowego. Natomiast tylny leży między powierzchnią stawową tylną zęba i pokrytym chrząstką więzadłem poprzecznym kręgu obrotowego. Kręg szczytowy obraca się razem z czaszką wokół zęba przy ruchach obrotowych głowy [46].

Połączenie między czaszką i kręgiem obrotowym zabezpiecza bardzo mocny aparat więzadłowy. Od więzadła poprzecznego (rozpiętego między częściami bocznymi kręgu szczytowego) biegną ku górze i ku dołowi pęczki włókniste przyczepiające się do przedniego brzegu otworu potylicznego wielkiego i trzonu kręgu obrotowego. W ten sposób tworzą one mocne połączenie tego zespołu (kość potyliczna - kręg szczytowy - kręg obrotowy), które wraz z więzadłem poprzecznym określa się nazwą więzadła krzyżowego kręgu szczytowego. Węzadło krzyżowe pokrywa od strony kanału kręgowego błona pokrywająca. Wygładza ona przednią ścianę górnej części kanału kręgowego, chroniąc rdzeń przed ewentualnymi urazami. Ząb kręgu obrotowego połączony jest z czaszką silnymi więzadłami skrzydłowymi, dodatkowo zapewniającymi stabilność tego zespołu [2].

3. POŁĄCZENIA KRĘGÓW CZĘŚCI SZYJNEJ KRĘGOSŁUPA

Kręgosłup nie jest sztywnym słupem kostnym, lecz składa się z kręgów połączono ruchomo w części nadkrzyżowej oraz zrosniętych ze sobą w odcinkach krzyżowym i guzicznym kręgosłupa. Dzięki takiej budowie kręgosłup zachowuje wytrzymałość kości, z

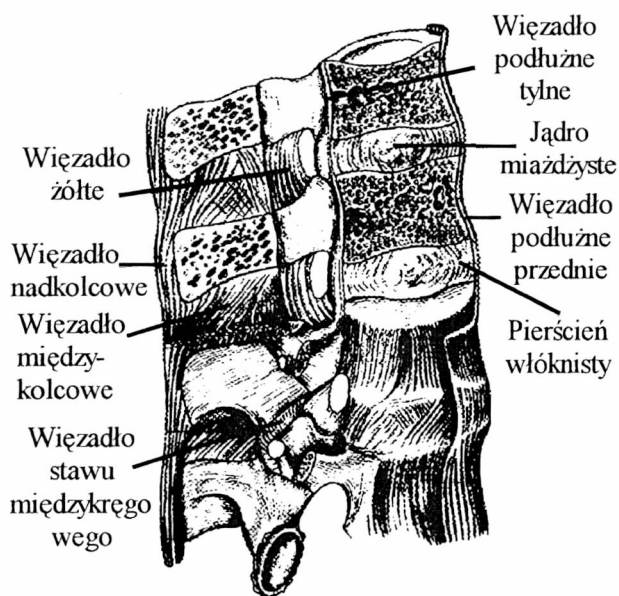
drugiej zaś strony posiada giętkość, niezbędną przy ruchach. Z tych też względów kręgi są ze sobą silnie powiązane i to w trojaki sposób: więzozrostami, chrząstkozrostami i stawami. Wiezozrosty występują w postaci więzadeł łączących dwa sąsiednie kręgi, większą ich liczbę, lub też biegnących przez całą długość kręgosłupa. Chrząstkozrosty tworzą krążki międzykręgowe, wreszcie stawy łączą wyrostki stawowe kręgów. Stawy międzykręgowe utworzone są przez wyrostki stawowe dolne jednego kręgu z wyrostkami stawowymi górnymi kręgu leżącego poniżej. Powierzchnie stawowe pokryte są chrząstką, a staw otacza torebka stawowa. Ruchy między sąsiednimi kręgami są ograniczone, jednakże przy sumowaniu się tych ruchów istnieje możliwość dość znacznych zmian położenia kręgosłupa [2].

Stawy międzykręgowe utworzone są przez wyrostki stawowe dolne jednego kręgu z wyrostkami stawowymi górnymi kręgu leżącego poniżej. Powierzchnie stawowe pokryte są chrząstką, staw otacza torebka stawowa. Przez torebki przenoszone jest na kręg leżący poniżej około 20% obciążeń przyłożonych na cały kręg. Ruchy między sąsiednimi kręgami są ograniczone, jednakże przy sumowaniu się tych ruchów istnieje możliwość dość znacznych zmian położenia kręgosłupa.

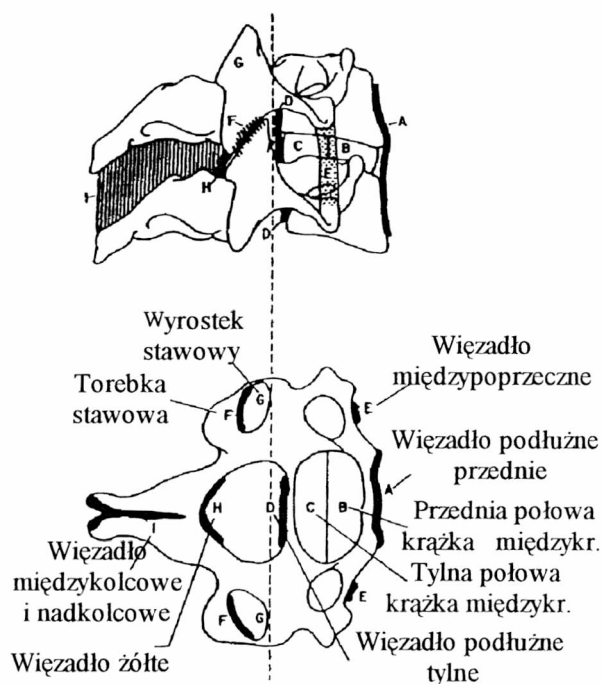
Więzadła łączące kręgi (rys.9, 10) dzieli się na krótkie - spinające elementy sąsiednich kręgów (więzadła żółte i międzykolcowe) oraz długie - łączące kilka lub więcej kolejnych kręgów (więzadła podłużne przednie i tylne oraz więzadło karkowe).

Więzadła łączące kręgi dzieli się na:

- więzadła krótkie (żółte, międzykolcowe) spinające elementy sąsiednich kręgów,
- więzadła długie (podłużne przednie i tylne, karkowe) łączące kilka lub więcej kolejnych kręgów.



Rys.9. Połączenia kręgów [2]



Rys.10. Układ więzadłowy [75]

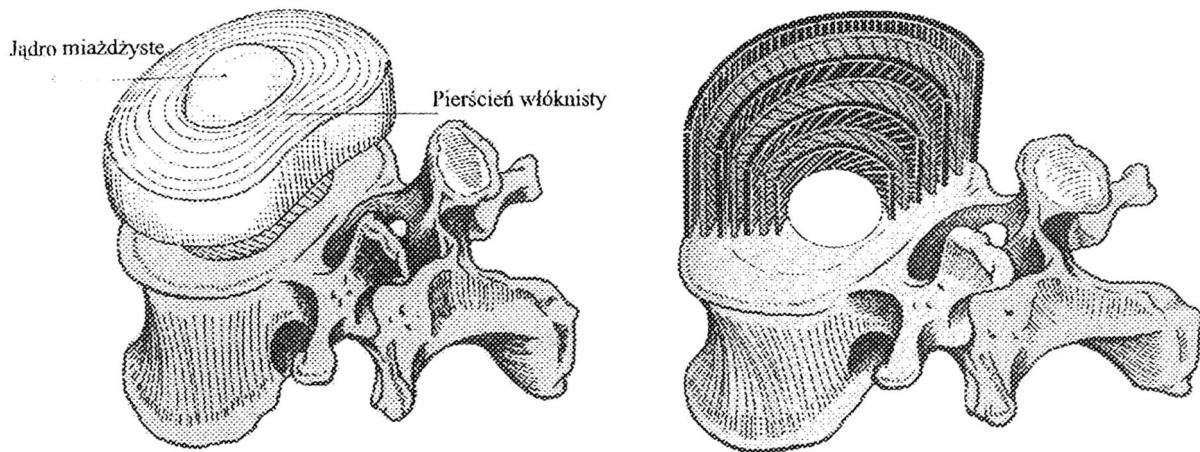
Więzadło żółte otrzymały swą nazwę dzięki żółtawemu zabarwieniu tkanki łącznej sprężystej, z której są zbudowane. Przebiegają one między łukami sąsiednich kręgów, zamykając od tyłu kanał kręgowy. Dzięki dużej elastyczności rozciągają się podczas zgięcia kręgosłupa, a ułatwiają jego wyprost działając podobnie jak rozciągnięta taśma gumowa - jest więc silna elastyczna taśmą ułatwiającą prostowanie kręgosłupa.

Więzadła międzykolcowe w postaci błon ustawionych w płaszczyźnie strzałkowej łączą sąsiednie wyrostki kolczyste. Słabiej rozwinięte niż w niższych odcinkach kręgosłupa łączą się z więzadłem karkowym, wspomagając jego działanie. Więzadła te napinają się podczas zgięcia kręgosłupa do przodu, przyczyniają się więc do hamowania tego ruchu.

Więzadło podłużne przednie jest silną, szeroką taśmą, pokrywającą powierzchnię przednią trzonów. Biegnie od podstawy czaszki aż do kości krzyżowej, stopniowo się poszerzając i grubiejąc. Więzadło to hamuje nadmierne prostowanie kręgosłupa, lecz może ulec rozerwaniu przy wyprostnym mechanizmie urazu. Słabsze więzadło tylne, jako stosunkowo wąskie pasmo, biegnie po stronie tylnej trzonów kręgów, zwróconej do kanału kręgowego. Zrasta się ono z krążkami międzykręgowymi, znacznie poszerzając się na ich wysokości. Więzadło to napina się przy zgięciu kręgosłupa do przodu i hamuje nadmierny ruch.

Więzadło karkowe przyczepia się na grzebieniu potylicznym zewnętrznym czaszki i biegnie wzdłuż wyrostków kolczystych kręgów szyjnych. Jest odpowiednikiem więzadła nadkolcowego, łączącego wyrostki kolczyste kręgów niżej położonych. Więzadło to hamuje nadmierne ruch zgięcia kręgosłupa, może ulec rozerwaniu przy urazach z mechanizmu zgięciowego [2].

Krażki międzykręgowe łączą zwrócone ku sobie powierzchnie trzonów kręgowych. W odcinku szyjnym krażki są stosunkowo niskie, zwłaszcza w odniesieniu do dwukrotnie wyższych krażeń w odcinku lędźwiowym. Krażek międzykręgowy składa się z trzech części: płytek chrzęstnych łączących krażek z powierzchniami trzonów, pierścienia włóknistego i jądra miazdżystego. *Pierścień włóknisty* składa się z chrząstki, w której przebiegają włókna łączące sąsiednie powierzchnie trzonów. Włókna te biegną skośnie od przyczepów do płytek chrzęstnych sąsiednich kręgów, tworząc koncentrycznie układające się wiązki. W kolejnych warstwach przebiegają one w kierunkach krzyżujących się ze sobą. Tego rodzaju utkanie bardzo silnie wiąże ze sobą kręgi, a jednocześnie pozwala na ruchy obrotowe. *Jądro miazdżyste* jest zbudowane z tkanki galaretowatej. Ma ono kształt kulisty i będąc otoczone mocnym pierścieniem włóknistym, odkształca się pod wpływem obciążenia w nieznacznym stopniu. Dzięki swej sprężystości krażek wybitnie zmniejsza wszelkie wstrząsy kręgosłupa. Poza tym obie części składowe krażka mają odrębne znaczenie. Pierścień włóknisty dzięki swej budowie i silnemu połączeniu z górną i dolną powierzchnią trzonów jest czynnikiem silnie hamującym ruchy kręgów. Jądro miazdżyste natomiast, będąc bardziej ruchomą częścią krażka, z powodu swej budowy stanowi pewnego rodzaju kulistą poduszkę wodną, na której w równowadze chwiejnej spoczywa trzon wyżej leżącego kręgu. Podczas ruchów zgięcia kręgosłupa w jedną stronę jądro przesuwają się w stronę przeciwną [2].



Rys.11. Budowa krążka międzykręgowego [34]

Znajomość anatomii kolumny kręgosłupa, w tym przypadku jego odcinka szyjnego, jest jednym z niezbędnych warunków do zrozumienia jego biomechaniki, jak również oceny zdolności do przenoszenia obciążeń [8].

4. KRZYWIZNY KRĘGOSŁUPA - LORDOZA SZYJNA

Kręgosłup oglądany z boku jest wężowato wygięty. W płaszczyźnie pośrodkowej ciała ma kilka wygięć noszących nazwę krzywizn. W części szyjnej i lędźwiowej kręgosłup jest skierowany wypukłością do przodu i te krzywizny noszą nazwę lordoz. W odcinku piersiowym i krzyżowym występują kifozy - krzywizny skierowane wypukłością do tyłu.

Wymienione krzywizny kręgosłupa są wygięciami fizjologicznymi, związanymi z pionową postawą i lokomocją dwunożną człowieka. Krzywizny piersiowa i krzyżowa kształtują się w życiu płodowym, natomiast lordoza szyjna i lędźwiowa wykształcają się po urodzeniu w wyniku zmieniającego się obciążenia i określonego działania mięśni. Lordoza szyjna zaczyna się kształtować około 3 - 4 miesiąca życia, tj. z chwilą pierwszych prób podnoszenia główki przez niemowlę. Unoszenie główki związane z naprzemiennym zginaniem i prostowaniem kręgosłupa szyjnego, warunkuje stopniowe uwypuklenie odcinka szyjnego kręgosłupa do przodu. Na ogół przyjmuje się, że krzywizna szyjna zostaje ustalona do 6-7 roku życia.

Krzywizny kręgosłupa stanowią ochronę ośrodkowego układu nerwowego przed wstrząsami. Gdyby kręgosłup był prostym słupem, wszelki wstrząs przenosiłby się bezpośrednio na czaszkę i mózgowie, natomiast pod wpływem wstrząsu krzywizny silniej uwypuklają się i siła jego zostaje osłabiona. Krzywizny pełnią również ważną rolę w statyce ciała. Lordoza szyjna zbliża wierzchołek swego największego wygięcia do rzutu środka ciężkości głowy i w ten sposób przyczynia się do skrócenia ramienia siły oporu twarzoczaszki, powodując zmniejszenie wydatku energetycznego siły mięśniowej [17].

13. SPIS RYSUNKÓW

Rys.2.1. Krzywe obciążenie - odkształcenie dla ściskania świeżych kręgów kręgosłupa ludzkiego dla przedziału wiekowego 20 - 30 lat [78]

Rys.2.2. Charakterystyczna orientacja wyrostków stawowych kręgosłupa szyjnego [76]

Rys.2.3. Układ sił i struktura segmentu szyjnego w warunkach działania obciążeń ścinających: a) siłę działającą w kierunku tylnym przeciwdziałają więzadła międzykolcowe, b) siłę działającą w kierunku przednim przeciwdziałają siła pochodząca od kontaktu połączenia stawowego [5]

Rys.2.4. Krzywe obciążenie - odkształcenie dla rozciągania świeżych krążków międzykręgowych kręgosłupa ludzkiego dla przedziału wiekowego 20 - 39 lat [78]

Rys.2.5. Schemat maksymalnej siły rozciągającej prowadzącej do przerwanie poszczególnych więzadeł kręgosłupa człowieka [50]

Rys.2.6. Schemat i określenie parametrów użytych do oszacowania własności geometrycznych odcinka szyjnego kręgosłupa: $H_3 \div H_7$ – wysokość centralna trzonów, H_a i H_p – przednia i tylna wysokość trzonów, D – średnica kręgu (w płaszczyźnie podłużnej), α – kąt lordozy szyjnej, β – kąt pochylenia wyrostka stawowego [35]

Rys.2.7. Model globalny kręgosłupa szyjnego w pozycji neutralnej w układzie głowa - szyja [45]

Rys.3.1. Schemat dźwigni dwuramiennej w stawie szczytowo - potylicznym odcinka szyjnego kręgosłupa [42]

Rys.3.2. Schemat ideowy systemu lokalnego tworzonego przez mięśnie przytwierdzone do kręgów szyjnych

Rys.3.3. Układ mięśni biorących udział w ruchach szyja - głowa. Model głowa - szyja w układzie lokalnym i globalnym [35]

Rys.3.4. Wybrane mięśnie głębokie odcinka szyjnego kręgosłupa [65]

Rys.3.5. Mięśnie krótkie kręgosłupa szyjnego [65]

Rys.3.6. Schemat rozkładu sił: a) w układzie czaszka –kręgosłup szyjnego, b) w pojedynczym kręgu; G - ciężar głowy w punkcie środka ciężkości, P_m - siła mięśni podpotylicznych, F_y - siła reakcji w punkcie podparcia kręgu C5

Rys.3.7. Schemat rozkładu sił podczas działania siły (F_{wp}) działającej w płaszczyźnie strzałkowej

Rys.3.8. Schemat rozkładu sił podczas działania siły kompresyjnej (F_k) działającej w osi kręgosłupa

Rys.3.9. Schematy modeli stanu równowagi; Układ I posiada znacznie sztywniejszy element sprężysty niż układ II; Sztywność w płaszczyźnie strzałkowej jest pomijalnie mała

Rys.3.10. Układ z niewielkim kątowym zaburzeniem $\Delta\varphi$

Rys.3.11. Układ z elementem mięśniowym w miejscu elementu sprężystego

Rys.3.12. Pojedynczy segment ruchowy kręgosłupa: a) połączenie stawowe poddawane zewnętrznemu momentowi skręcającemu, b) pod działaniem niewielkiej, dodatkowej rotacji ΔM elementy obracają się o pewien kąt $\Delta\varphi$

Rys.3.13. Mechaniczny model globalny kręgosłupa szyjnego zawierający mięśniowy układ globalny i lokalny. A'A''B odpowiada czaszce; G'G''C odpowiada kręgosłupowi szyjnemu z połączeniem stawowym w punkcie C; A'D' oraz A''D'' odpowiadają grupie mięśni podpotylicznych; G'H', G''H'' oraz EF odpowiadają mięśniom zawierającym się w układzie lokalnym. Sztywność punktu C wynosi dla zgięcia w tył i przód λ_s , dla zgięcie w bok λ_l . Każdy element globalnego systemu mięśniowego A'D', A''D'' ma sztywność $k/2$

Rys.3.14. Uproszczony model kręgosłupa szyjnego w płaszczyźnie strzałkowej

Rys.4.1. Zakres zgięcia przedniego i tylnego kręgosłupa. A_t , E_t , F_t - pozycja ekstremalna; zgięcie przednie i tylne w odcinku: F_l , E_l - lędźwiowym, F_{pl} , E_{pl} - piersiowo-lędźwiowym, F_c , E_c - szyjnym [34]

Rys.4.2. Podstawowe ruchy kręgosłupa szyjnego: a) pozycja naturalna (swobodna), b) zgięcie do przodu, c) zgięcie do tyłu (przeprost), d) zgięcie boczne, e) rotacja-skręcanie [31]

Rys.4.3. Zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej: NSS - niższe segmenty szyjne CKS - cały kręgosłup szyjny, SDG - staw dolny i górny [34]

Rys.4.4. Zgięcie boczne głowy [34]

Rys.4.5. Ruch obrotowy głowy [34]

Rys.4.6. Mechaniczny opis obciążeń odcinka szyjnego [31]

Rys.4.7. Rentgenometryczne cechy niestabilności [75]

Rys.4.8. Przemieszczenia powstające w wyniku działania obciążeń fizjologicznych w układach stabilnych i niestabilnych. Przemieszczenia wynikające z działania siły w kierunku przednim oraz momentu zginającego dla A,G - stabilny segment ruchowy, B,D - niestabilny segment ruchowy [76]

Rys.4.9. Wpływ położenie więzadeł z uwzględnieniem środka obrotu na stabilność kręgosłupa. A - model funkcjonalnego segmentu ruchowego z pojedynczym więzadłem (w modelu uproszczonym kręgosłup niższy przedstawiony jest w postaci trapezu), B - więzadło położone bliżej środka obrotu daje znacznie mniejszą stabilność, pod działaniem siły zginającej, niż C - więzadło położone dalej środka obrotu [76]

Rys.5.1. Schematy urazów sztabilnych i niestabilnych: a) stabilne zgięciowo-kompresyjne złamanie kręgosłupa. widoczne obniżenie wysokości trzonu kręgowego i zagęszczenie struktury kostnej; aparat więzadłowo-stawowy nie uszkodzony, b) niestabilnego złamania z mechanizmu zgięciowego; klinowaty kształt kręgu; odłamanie przedniej części trzonu kręgowego [69]

Rys.5.2. Typy uszkodzeń kręgosłupa szyjnego: a) zgięciowy, b) wyprostny, c) zgniecieniowe [36]

Rys.5.3. Spektrum mechanizmów obciążeniowych [75]

Rys.5.4. Mechanizm powstawania urazu zgięciowego [75]

Rys.5.5. Schemat uszkodzenia z mechanizmu zgięcia i ucisku osiowego [75]

Rys.5.6. Uszkodzenie typu wyprostnego, stabilne mimo rozerwania przedniego kompleksu stabilizującego - więzadła tylne nie uszkodzone (wg. Holdswortha)[18]

Rys.5.7. Schemat przedstawiający: a) mechanizm urazu i b) przemieszczenia kręgów odcinka szyjnego powstające w wyniku wypadku samochodowego

Rys.5.8. Uszkodzenie kręgosłupa szyjnego w wyniku wypadku motocyklowego [31]

Rys.5.9. Schemat powstawania mechanizmu kompresyjnego zmiążdżeniowego: a) działanie siły kompresyjnej, b) zmiążdżenie trzonu kręgu z przemieszczeniem do kanału rdzeniowego, c) w przypadku silnych struktur więzadłowych następuje ustąpienie masy kostnej z kanału kręgowego [76]

Rys.6.1. Dostęp tylny części szyjnej kręgosłupa od potylicy do trzonu pierwszego kręgu piersiowego (widok z góry)

Rys.6.2. Stabilizatory płytkowe kręgosłupa szyjnego

A. Płytki szyjne implantowane z dostępu przedniego: a) płytka Caspara - Aesculap, b) płytka szyjna DERO - LfC, c) płytka Codman - Johnson&Johnson, d) "St. Georg" Waldemar Link, e) H - płytka - Synthes, f) płytka HWS kompresyjno-dystrakcyjna - DePuy, g) płytka Orion - Sofamor- Danek, h) płytka Staple Plate - jbs;

B. Płytki szyjne implantowane z dostępu tylnego: i) Axis - Sofamor- Danek, j) Implants for Posterior - Synthes [57]

Rys.6.3. Stabilizatory prętowe kręgosłupa szyjnego: a) CCD Cervical - Sofamor-Danek, b) Apofix - Sofamor-Danek, c) HWS - Kompresion Implant DePuy, d) Neck Frame DERO - LfC, e) Stabilizator śrubowy kompresyjno-dystrakcyjny DERO - LfC, f) Wspornik potyliczno-szyjny DERO - LfC [57]

Rys.6.4. Sposób odtwarzania fragmentu zniszczonego elementu kręgu przy użyciu przeszczepu

Rys.6.5. Schemat obłuzowania powstałego w wyniku nieprawidłowego zakotwiczenia wkrętu kostnego [57]

Rys.6.6. Sposób mocowania płytki wkrętami kostnymi do kręgu. Optymalne położenie wkrętu przedstawia pozycja - 1 możliwe (dopuszczalne) implantowanie - 2, niedopuszczalne położenie (granica kręgu i krążka międzykręgowego) - 3 [57]

Rys.6.7. Systemy zabezpieczające wkręty kostne przed wyrwaniem: a) H-płytki - Synthes, b) Orion - Sofamor-Danek, c) Codman - Johnson&Johnson [57]

Rys.6.8. Układ ze stabilizatorem płytkowym

Rys.6.9. Rozkład sił kompresyjnych w stabilizowanym odcinku [27]

Rys.6.10. Rozkład sił dystrakcyjnych w stabilizowanym odcinku [27]

Rys.7.1. Schematy przedstawiające modele numeryczne odcinka szyjnego kręgosłupa stworzonych przez autorów: a) Saito, b) Bozic, c) Yoganandan, d) Maurel, e) Kleineberger

Rys.9.1. Schemat przedstawiające wprowadzenie przeszczepu kostnego w miejsce po krążku międzykręgowym

Rys.9.2. Zdjęcia rentgenowskie dwóch kręgów szyjnych ze stabilizatorem płytkowym oraz przeszczepem kostnym wprowadzonym między trzony kręgów: a) pierwsze dni po wprowadzeniu przeszczepu, b) 3 miesiące po wprowadzeniu przeszczepu [41]

Rys.9.3. Schemat układu pomiarowego w metodzie interferometrii holograficznej

Rys.9.4. Schemat układu do odtwarzania interferogramów holograficznych

Rys.9.5. Zdjęcie stanowiska obciążającego

Rys.9.6. Zdjęcie układu pomiarowego

Rys.9.7. Implanty płytkowe: a) Caspar, b) Codman, c) Dero [57]

Rys.9.8. Zdjęcie modelu fizycznego kręgów C5–C6 ze stabilizatorem płytkowym typu Codman

Rys.9.9. Schematy obciążeń realizowanych w trakcie badań doświadczalnych: a) osiowe ściskanie - $F_{\text{śc}}$, b) zginanie - F_{zg} , c) skręcanie - F_{sk}

Rys.9.10. Przykłady interferogramów holograficznych: a) b) ściskanie płytki Dero i Caspar, c) d) skręcanie płytki Dero i Caspar

Rys.9.11. Schematy płytek ze wskazanymi płaszczyznami i punktami analizy: a) dla ściskania i zginania, b) dla skręcania

Rys.9.12. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji przyrostu siły ściskającej $\Delta F_{\text{śc}}$

Rys.9.13. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji przyrostu momentu gnącego ΔM_z

Rys.9.14. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji przyrostu momentu skręcającego ΔM_o

Rys.9.16. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki dla obciążeń: a) ściskania stała siła $F=50\text{N}$ i przyrost $\Delta F=10\text{N}$, b) zginania dla stałego momentu $M_z=1\text{Nm}$ i przyrostu $\Delta M_z=8 \cdot 10^{-2}\text{Nm}$

Rys.9.17. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie poprzecznej płytki dla obciążenia skręcającego (stały moment $M_o=0,15\text{Nm}$ i przyrost $\Delta M_o=0,75 \cdot 10^{-2}\text{Nm}$)

Rys.9.18. Kierunki przemieszczeń skrajnych punktach stabilizatorów: a) Dero, b) Caspar

Rys.10.1. Model geometryczny segmentu C5 – C6

Rys.10.2. Rozkład nacisków wewnątrz krążka międzykręgowego pod działaniem siły ściskającej i jego odkształcenie [76]

Rys.10.3. Rozkład odkształceń krążka międzykręgowego pod działaniem siły zginającej [76]

Rys.10.4. Schemat budowy krążka międzykręgowego w modelu numerycznym

Rys.10.5. Model segmentu C5 – C6 z siatką elementów skończonych

Rys.10.6. Rodzaj zastosowanego elementu SOLID92

Rys.10.7. Geometria płytek: a) Caspar, b) Dero, c) Codman

Rys.10.8. Modele segmentu C5 - C6 z wprowadzonym implantem płytkowym na przykładzie stabilizatora Codman

Rys.10.9. Schemat układu działania sił i ich kierunki : $F_{\text{śc}}$ - ściskanie osiowe, F_{zg} - zgięcie do tyłu, F_{sk} - rotacja

Rys.10.10. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki I dla ściskania

Rys.10.11. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki I dla zginania

Rys.10.12. Wykres przyrostu przemieszczeń Δp w płaszczyźnie podłużnej płytki I dla skręcania

Rys.10.13. Maksymalne przemieszczenia kręgów w segmencie fizjologicznym C5 – C6 i układach ze stabilizatorami płytkowymi: a) stabilizacja bez przeszczepu, b) stabilizacja z przeszczepem

Rys.10.14. Wykres zależności przyrostu przemieszczeń Δp w funkcji sztywności dla obciążeń: a) ściskania, b) zginania, c) skręcania

Rys.10.15. Przekrój w płaszczyźnie podłużnej segmentu ruchowego C5-C6 przez środek śrub stabilizatora

Rys.10.16. Rozkład naprężeń w śrubach stabilizatora w zależności od modelu stabilizacji (z przeszczepem, bez przeszczepu) i działającego obciążenia: a) ściskanie, b) zginanie, c) skręcanie

Rys.10.17. Rozkład odkształceń w kręgu C5 w segmencie fizjologicznym i w układach ze stabilizatorami płytkowymi: a) stabilizacja bez przeszczepu, b) stabilizacja z przeszczepem

Rys.10.18. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Caspar

Rys.10.19. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Dero

Rys.10.20. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Codman

Rys.10.21. Rozkład przemieszczeń w kierunku osi x w fizjologicznym odcinku szyjnym C5 - C6

Rys.10.22. Rozkład naprężeń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Caspar

Rys.10.23. Rozkład naprężeń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Dero

Rys.10.24. Rozkład naprężeń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Codman

Rys.10.26. Rozkład odkształceń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Caspar

Rys.10.27. Rozkład odkształceń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Dero

Rys.10.28. Rozkład odkształceń wg von Misesa w odcinku szyjnym C5 - C6 ze stabilizatorem Codman

Rys.10.29. Rozkład odkształceń wg von Misesa tkanki kostnej w fizjologicznym odcinku szyjnym C5 - C6

Rys.10.30. Rozkład odkształceń wg von Misesa tkanek miękkich w fizjologicznym odcinku szyjnym C5 - C6

14. SPIS TABEL

Tabela 2.1. Własności struktur kręgosłupa szyjnego przyjmowanych w modelach numerycznych

Tabela 2.2. Własności mechaniczne krążka międzykręgowego w zależności od miejsca pobrania oraz wieku dawcy [78]

Tabela 2.3. Wartości sił rozciągających i odkształcenie prowadzące do uszkodzenia poszczególnych więzadeł kręgosłupa szyjnego [50]

Tabela 2.4. Własności mechaniczne wybranych elementów kręgosłupa szyjnego [44]

Tabela 2.5. Własności geometryczne kręgu [35]

Tabela 2.6. Kąt C3 - C7 (α) [35]

Tabela 2.7. Kąt wyrostka stawowego β [35]

Tabela 2.8. Wybrane własności mechaniczne i zależności geometrycznych kręgów szyjnych (pozycja neutralna) [45]

Tabela 2.9. Wybrane własności mechaniczne i zależności geometrycznych krążków międzykręgowych kręgosłupa szyjnego [45]

Tabela 3.1. Wybrane własności mechaniczne i zależności geometryczne mięśni odcinka szyjnego (pozycja neutralna) [35]

Tabela 4.1. Zakres ruchu w wyższych kręgach odcinka szyjnego [77]

Tabela 4.2. Zakres ruchu w średnich i niższych kręgach odcinka szyjnego [77]

Tabela 5.1. Uszkodzenia kręgosłupa szyjnego: mechanizm urazu [31]

Tabela 6.1. Struktura i podział systemów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa

Tabela 7.1. Własności mechaniczne struktur kręgosłupowych [44]

Tabela 7.2. Własności mechaniczne i rodzaje użytych elementów skończonych wybranych komponentów kręgosłupa [32]

Tabela 7.3. Numeryczne modele kręgosłupa szyjnego: CECHY i SZCZEGÓŁY

Tabela 9.1. Własności mechaniczne płytek Caspar, Codman, Dero

Tabela 9.2. Wybrane parametry wytrzymałościowe stabilizatorów płytkowych

Tabela 9.3. Przesunięcia maksymalne w zależności od obciążenia i modelu stabilizacji. Dane zawierają wartości dla punktu A w przypadku ściskania i zginania oraz w punkcie B w przypadku skręcania

Tabela 9.4. Zakresy wartości przesunięć ($\Delta p[10^{-7}m]$) stabilizatorów płytkowych przy obciążeniu skręcającym

Tabela 10.1. Własności mechaniczne modelowanych struktur odcinka szyjnego [44]

Tabela 10.2. Własności mechaniczne stabilizatorów płytkowych [39]

15. LITERATURA

- [1] Abitbol J.J., Zdeblick T., Kunz D., McCabe R., Cooke M.A., Biomechanical Analysis of Modern Anterior and Posterior Cervical Stabilization Techniques. Proceedings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons., pp.10-11, 1994.
- [2] Anatomia Człowieka, pod red. Sokołowskiej – Pituchowej J., PZWL, 1989.
- [3] Bailey R.W., Badgley C.E., Stabilization of the cervical spine by anterior fusion, J Bone Joint Surg [AM], N 42, pp. 565-94, 1960.
- [4] Ball J., Meijers K.A.E., On cervical mobility, Ann Rheum Dis, No. 23, pp. 429-438, 1964.
- [5] Bergmark A., Mechanical stability of the lumbar spine. Thesis.Dept. of Solid Mechanics, Lund University, Sweden. Lund, 1987.
- [6] Bergmark A., Stability of lumbar spine, A study in mechanical engineering, Acta Orthopaedica Scandinavica, Sup. No. 230, Vol. 60, Munksgaard Copenhagen, 1989.
- [7] Będziński R., Bernakiewicz M., Rybaczuk M., Analysis of material properties of bones, Biology of Sport, Vol. 14, Suppl. 7, pp. 192 - 197, Spała, 1997.
- [8] Będziński R., Biomechanika Inżynierska, Zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [9] Będziński R., Budowa modeli fizycznych elementów kręgosłupa lędźwiowego, Prace Naukowe IKiEM Politechniki Wrocławskiej, Monografia nr 13, Wrocław, 1989.
- [10] Będziński R., Pezowicz C., Biomechanika przeciążeń kręgosłupa szyjnego – badania modelowe, Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna IOP'97, str.275-284, Białystok, 1997.
- [11] Będziński R., Pezowicz C., Przeciążenie i poprawa stabilności kręgosłupa szyjnego, Szkoła Biomechaniki, str.198-202 , Spała 1997.
- [12] Będziński R., Pezowicz C., Stabilisation of fractured and overloaded spine, 37th ICB Seminar, Biomechanics of the Spinal System, str.146-157, Warszawa, 1996.
- [13] Będziński R., Pezowicz C., Woźny R., Badania modelowe stabilizatorów kręgosłupa szyjnego, Materiały konferencyjne, Biomechanika - Modelowanie, Obliczenia Numeryczne, Badania Doświadczalne i Zastosowania Biomedyczne, Łódź, 1998.
- [14] Będziński R., Pezowicz C., Wybrane zagadnienie stabilizacji kręgosłupa szyjnego, Mechanika w Medycynie, str. 253-260, Rzeszów, 1996.
- [15] Będziński R., Wall A., Wybrane zagadnienia biomechaniki kręgosłupa w aspekcie stabilizacji, Uniwersalny system korekcyjno - stabilizujący DERO do operacyjnego leczenia kręgosłupa, LfC, Zielona Góra, 1995.
- [16] Bober T., Golema M., Kornecki S., Kulig K., Zawadzki J., Biomechanika, Wybrane zagadnienia, AWF we Wrocławiu, Wrocław, 1993.
- [17] Bochenek a., Reicher M., Anatomia człowieka, T.1, PZWL, Warszawa 1988.
- [18] Borejko A., Dziak A., Badania radiologiczne w ortopedii, PZWL, Warszawa 1988.

- [19] Bozik K.J., Keyak J.H., Skinner H.B., Bueff H.U., Bradford D.S., Three-dimensional finite element modelling of a cervical vertebra: An investigation of burst fracture mechanism., *J. Spinal Disorders*, 7, pp. 102-10, 1994.
- [20] Bóle kręgosłupa, Poradnik dla Ciebie, pod red. Kiwerski J., Fiutko R., PZWL, Warszawa, 1997.
- [21] Chazal J., Tanguy A., Bourges M., et al., Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction, *J. Biomech*, 18 (3), pp. 167 – 176, 1985.
- [22] Clausen J.D., Goel V.K., Traynelis V.C., Ryken T.C., Zheng Z., Roach R.M., Biomechanics of Caspar and Synthes plates in quasi-static and cyclic loading models. *BED 24 Bioengineering Conf.*, pp. 618-20, 1993.
- [23] Coe J.D., Warden K.E., Sutterlin C.E., McAfee P.C., Biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a human cadaveric model, No. 14, pp. 1122-30, 1989.
- [24] Cressend C., Etude experimentale du comportement mecaniquedu rachis cervical, *Projet de Fin d'etude*, ENSAN Cer Paris, 1992.
- [25] Doświadczalna analiza odkształceń i naprężeń, pod red. Z. Orłosia, PWN, Warszawa, 1977.
- [26] Ewing C.L., Thomas D.J., Sances A.J., Larson S.J., eds. *Impact Injury of the Head and Spine*, Springfield, IL: Charles C. Thomas, pp. 177 – 217, 1998.
- [27] Grafin S.R., Katz M.M., *The Biomechanics of Trauma; The Vertebral Column, Clinical Aspects* Charper 16.
- [28] Grubb M.R., Currier B.L., Bonin V., Grabowski J.J., Biomechanical evaluation of anterior cervical stabilization in a porcine model, *Transactions of the 39th Meeting of the Orthopaedic Research Society*, pp. 714, 1993.
- [29] Gruca A., *Chirurgia Ortopedyczna*, T.3, PZWL, Warszawa 1993.
- [30] Harrington P.R., Treatment of scoliosis correction and internal fixation by spine instrumentation, *J. Bone Joint Surg.*, No. 44, pp. 591 - 610, 1962.
- [31] *Head and Neck Injury*, Edit by Dr Levine R. S., SAE P - 276, Society of Automotive Engineers, USA 1994.
- [32] Heitplatz F., Hartle S.L., Gentle C.R., A 3 - Dimensional Large Deformation FEA of a Ligaments C4 - C5 Spine Unit, 3rd International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering, Barcelona, 1997.
- [33] http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html
- [34] Kapandji J.A., *The Physiology of the Joints*, Churchill Livingstone, Edinburg London and New York, 1974.

- [35] Kasai T., Takaaki I., Katoh S., Miyake R., Tsubo M., Growth of Cervical Spine with Special Reference to Its Lordosis and Mobility, Spine, Vol. 21, N 18, pp. 2067-2073, 1996.
- [36] Kiwerski J., Urazy kręgosłupa odcinka szyjnego i ich następstwa, PZWL, Warszawa, 1993.
- [37] Kleinberger M., Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanism. In: Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference, San Antonio, Texas, pp. 261-72, 1993.
- [38] Kotani Y., Cunningham B.W., Abumi K., McAfee P.C., Biomechanical analysis of cervical stabilization systems, Spine, Vol. 19, No. 22, pp. 2529-2539, 1994.
- [39] Krasicka-Cydzik E., Mstowski J., Ciupik F.L., Materiały implantowe: stal a stopy tytanu, System DERO: rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa, Nr 2, str.81 - 91, Zielona Góra, 1997.
- [40] Lysell E., Motion in the cervical spine, Acta Orthop Scand [Suppl], No. 123, pp. 1-61, 1969.
- [41] Malca S.A., Roche P.H., Rosset E., Pellet W., Cervical interbody xenograft with plate fixation : Evaluation of fusion after 7 years of use in post-traumatic discoligamentous instability, Spine, Vol.21, No. 6, pp. 685 – 690, 1996.
- [42] Marecki B., Anatomia funkcjonalna w zakresie studiów wychowania fizycznego, T.1, Układ ruchu, PWN , Seria: Podręczniki Nr 39, 1996.
- [43] Maurel N., Lavaste F., Skalli W., A Three - Dimensional Parametrized Finite Element Model of the Lower Cervical Spine. Study of the Influence of the Posterior Articular Facets, J. Biomech., Vol. 30, No. 9, pp. 921-931, 1997.
- [44] Maurel, F. Lavaste, W. Skalli, A three-dimensional finite element model of the cervical spine, Rachis, Vol. 4, No. 3, pp 159 - 168, 1992.
- [45] Merrill T., Goldsmith W., Deng Y.C., Three - Dimensional Response of a Lumped Parameter Head Neck Model Due to Impact and Impulsive Loading, J. Biomech., Vol. 18, 1984.
- [46] Michajlik A., Ramotowski W., Anatomia i fizjologia człowieka, PZWL, Warszawa 1994
- [47] Morgan D.L., Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle, Am. J.Physiol. 232: 45-49,1977.
- [48] Moroney S.P., Mechanical properties and muscle force analyses of the lower cervical spine, Thesis, Chicago, 1984.
- [49] Moroney S.P., Shultz A., Miller J., Anderson G., Load – displacement properties of lower cervical spine motion segments, J of Biomechanics, Vol 21, No. 9, pp. 769 – 779, 1988.

- [66] Sutterlin C.E., McAfee P.C., Warden K.E., Rey R.M., A biomechanical evaluation of cervical spine stabilization methods in a bovine model. *Spine*, No. 13, pp. 795-802, 1988.
- [67] Szczepiński W. i inni, *Metody doświadczalne mechaniki ciała stałego*, Warszawa 1984
- [68] Tejszerska D., Gzik M., Biomechanical model of human cervical spine, IV Ogólnopolska Konferencja Naukowa Biomechanika '99, Polanica Zdrój, 1999 (w druku).
- [69] *Traumatologia narządu ruchu*, pod red. D. Tylman, A. Dziak, PZWL 1996.
- [70] Traynelis V.C, Donaher P.A., Roach R.M., Kojimoto H., Goel V.K, Biomechanical comparison of anterior Caspar and three-level posterior fixation techniques in a human cadaveric model, *J. Neurosurg*, No. 79, pp. 96-103, 1993.
- [71] Ulrich C., Worsdorfer O., Claes L., Magerl F., Comparative study of stability of anterior and posterior cervical spine fixation procedures, *Arch Orthop Trauma Surg*, No. 106, pp. 226-31, 1987.
- [72] Wall A., Wroński J., Problemy operacyjnej stabilizacji w uszkodzeniach kręgosłupa szyjnego, *Chirurgia Narządu Ruchu Ortop. Pol.*, T.48, Z.1, str. 33 – 36, 1983.
- [73] Weis J.C., Cunningham B.W., Kanayama M., Parker L., McAfee P.C., In vitro biomechanical comparison of multistrand cables with conventional cervical stabilization, *Spine*, Vol. 21, No. 18, pp 2108-2114, 1996.
- [74] Wen N., Lavaste F., Santin J.J., Lassau J.P., Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro, *Eur Spine J*, No. 2, pp. 2-11, 1993.
- [75] White A.A., Johnson R.M., Panjabi M.M, Soutwick W.O., Biomechanical analysis of clinical stability in cervical spine, *Clin. Orthop.*, Vol.109, Nr 85, 1975.
- [76] White A.A., Panjabi M.M., *Clinical Biomechanics of the Spine*, J.B. Lippincott Company, Philadelphia, 1990.
- [77] White A.A., Panjabi M.M., The basic kinematics of the lumbar spine. A review of past and current knowledge, *Spine*, Vol.3, Nr 12, 1978.
- [78] Yamada H., *Strength of Biological Materials*, Ed. R.E. Krieger, New York, 1973.
- [79] Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F.A., Finite Element Application in Human Cervical Spine Modelling, *Spine*, Vol. 21, No. 15, pp 1824-1834, 1994.
- [80] Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F.A., Finite element model of the human lower cervical spine: Parametric Analysis of the C4 – C6 Unit, *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 119, pp. 87 – 92, 1997
- [81] Yoganandan N., Myklebuest J.B., Ray G., Sances A.Jr., Mathematical and finite element analysis of spinal injuries, *CrC Biomed Eng* No. 15, pp. 29 - 93, 1987. Kapandji J.A., *The Physiology of the Joints*, Churchill Livingstone, Edinburg London and New York, 1974.

- [50] Myklebust J.B., Pinter F., Yoganandan N., Cusic J.F., Maiman D., Myers T.J., Sances A., Tensile Strength of Spinal Ligaments, *Spine*, Vol. 13, N 5, pp. 81 - 95, 1984.
- [51] Nachemson A., Evan J., Some mechanical properties of the third lumbar inter-laminar (ligamentum flavum), *J. Biomech.*, 1, pp. 211 – 220, 1968.
- [52] Nałęcz M., *Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej*, T.5, PAN, 1990.
- [53] Panjabi M., Goel V., Relationship between chronic instability and disc degeneration, *Orthop Trans*, No. 7, pp. 96, 1983.
- [54] Pezowicz C., Mechaniczne aspekty stabilizacji kręgosłupa szyjnego, XIV Szkoła Biomechaniki, Częstochowa, 1998.
- [55] Pezowicz C., Techniczne środki poprawy stabilności kręgosłupa szyjnego, Międzynarodowe Sympozjum Naukowe Studentów i Młodych Pracowników Nauki, str.163-167, Zielona Góra, 1997.
- [56] Pościak M., Doniec J., Stabilizacja przednia i tylna w urazach kręgosłupa szyjnego, uniwersalny System korekcyjno - stabilizujący DERO do operacyjnego leczenia kręgosłupa, LfC Zielona Góra, 1995.
- [57] Prospekty i Katalogi firm: Aesculap, LfC, Johnson&Johnson, Sofamor – Danek, Waldemar Link, Synthes, DePuy.
- [58] Richman J.D., Thomas E.D., Anderson D.D., Miller P.L., Douglas R.A., Biomechanical evaluation of cervical spine stabilization methods using a porcine model, *Spine*, Vol. 20, N 20, pp. 2192, 1995.
- [59] Robinson R.A., Smith G.W., Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome. *Bulletin of the Johns Hopkins Hospital*, No. 96, pp. 223-4, 1955.
- [60] Rusiński E., Mikrokomputerowa analiza ram i nadwozi pojazdów i maszyn roboczych, WKŁ, Warszawa, 1990.
- [61] Saito T., Yamamuro T., Shikata J., Oka M., Tsutsumi S., Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy, pathogenetic analysis of post laminectomy deformities, *Spine* Vol. 16, pp. 494-502, 1991.
- [62] Sances A.Jr., Myklebust J.B., Maiman D.J., et.al., The biomechanics of spinal injuries, *CRC Crit Rev Bioeng.*, 11(1), pp. 1 – 76, 1984.
- [63] Shea M., Edwards W. T., White A.A. and Hayes W.C., Variations of Stiffness and strength along the human cervical spine, *J. Biomechanics*, Vol 24, No 2, pp. 95-107, 1991.
- [64] Shono Y., McAfee P.C., Cunningham B.W., The Patomechanics of Compression Injury in the Cervical Spine, *Spine*, Vol. 18, N 14, pp. 2009-2019, 1993
- [65] Sinielnikow R. *Atlas anatomii człowieka*, T.1, Wydawnictwo Medycyna, Moskwa 1972.

