

Na prawach rękopisu

Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn
Politechniki Wrocławskiej

Raport Serii PREPRINTY Nr 011/93

PRACA DOKTORSKA

DOŚWIADCZALNA ANALIZA
MECHANIZMU PRZECIĄŻENIA
ELEMENTÓW KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO

mgr inż. Piotr Zygorowicz

Promotor: dr hab. inż. Romuald Będziniński

Słowa kluczowe:
przeciążenie,
kręgosłup,
przemieszczenie,
interferometria holograficzna,
fotografia plamkowa.

Wrocław 1993

SPIS RZECZY

1.	Przedmiot i zakres badań.....	3
2.	Budowa anatomiczna kręgosłupa. Krytyczna analiza stanu wiedzy.....	6
2.1	Cele pracy.....	12
3.	Analiza zdjęć czynnościowych kręgosłupa.....	14
4.	Analiza sił działających na krąg.....	20
5.	Badania przemieszczeń łuku kręgu metodą interferometrii holograficznej.....	37
5.1	Podstawy teoretyczne metody.....	37
5.2	Przedmiot badań i model obciążeniowy.....	39
5.3	Przebieg badań.....	41
5.4	Analiza wyników.....	54
6.	Badania przemieszczeń łuku kręgu metodą fotografii plamkowej.....	56
6.1	Metodyka i przebieg badań.....	56
6.2	Wyniki badań.....	59
6.3	Analiza wyników.....	64
7.	Metodyka badań mechanizmu urazowego.....	66
7.1	Badanie wytrzymałości doraźnej kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego.....	66
7.2	Analiza wyników badań nagłych złamań kręgosłupa.....	86
8.	Podsumowanie.....	92
9.	Literatura.....	95
10	Ważniejsze oznaczenia użyte w tekście.....	102

1. PRZEDMIOT I ZAKRES BADAŃ.

Wśród chorób współczesnej cywilizacji, dolegliwości kręgosłupa stanowią zagrożenie dla właściwego funkcjonowania organizmu ludzkiego, jego sprawności i rozwoju.

Podjęmowane próby poznania, zarówno przez lekarzy jak inżynierów, tego doskonałego łańcucha kinematycznego [43] prowadzą do lepszych i właściwszych metod jego leczenia. Metody analityczne i numeryczne pozwalają teoretycznie rozpatrywać różne zagadnienia badawcze związane z tym rozległym tematem.

Badacze często sięgają do weryfikacji doświadczalnej swych wyników. Stwierdzają, że są to metody łatwiejsze, dające w prostszy sposób uzyskać szereg ciekawych informacji o badanym obiekcie [57, 65].

Celem opracowania jest doświadczalna próba wyjaśnienia niektórych elementów procesu przeciążenia kręgosłupa lędźwiowego w wyniku obciążeń mechanicznych (powolnych i doraźnych) oraz poznanie wpływu działających sił na odkształcenie elementów łuku kręgowego wydzielonego kręgu. Badania dotyczące analizy naprężeń i odkształceń pozwalają w efekcie na lepszą identyfikację zjawisk związanych z przeciążeniem kręgosłupa.

Przyjęto, że jako przeciążenie będzie się określać zaburzenia struktur kostnych i więzadłowych kręgosłupa powstałe w wyniku doraźnego przekroczenia sił dopuszczalnych dla danych struktur lub też powstałe w wyniku długotrwałych obciążeń (czynności), nawet jeśli obciążenia te nie przekroczyły granicy wytrzymałości danej struktury. Stąd też możemy w zasadzie wyodrębnić, dwa mechanizmy powstawania przeciążeń elementów kostnych kręgosłupa:

Pierwszy mechanizm wiąże się z normalnymi funkcjami życiowymi jakie człowiek wykonuje niejednokrotnie w nieanatomicznych warunkach. Długotrwałe działanie obciążeń również przy nieprzekraczaniu doraźnej wytrzymałości może doprowadzić nawet do złamań powodujących powstawanie kręgozmyku przeciążeniowego.

Oczywiście w tym mechanizmie istotną rolę odgrywają wszelkiego rodzaju zmiany patologiczne układów struktur kostnych i tkanek miękkich kręgosłupa, a przede wszystkim, jak należy domniemywać, przemiany związane z metabolizmem zachodzącym w ustroju człowieka [66].

Drugi mechanizm przeciążeniowy ma podłoże w doraźnym przekroczeniu wytrzymałości danej struktury w wyniku gwałtownych obciążeń. Jest to powiązane z dziedziną zwaną traumatologią.

Przedmiotem badań były wydzielone kręgi lędźwiowe oraz wielosegmentowe odcinki kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego. Doświadczenia prowadzono przy użyciu metod interferometrii holograficznej i fotografii plamkowej oraz z zastosowaniem maszyny wytrzymałościowej Instron.

Prowadzono symulowane badania modelowe kręgosłupa lędźwiowego, gdyż ze względu na swoją budowę anatomiczną oraz funkcje jest on najbardziej narażony na działanie wszelkiego rodzaju obciążeń. Badania kliniczne, z uwagi na to, że należałoby eksperymentować bezpośrednio na człowieku, nie są w stanie dać odpowiedzi na wiele pytań nurtujących lekarzy ortopedów czy rehabilitantów [21, 22, 23, 28, 72].

Zakres niniejszego opracowania obejmuje:

1. Wyznaczenie parametrów geometrycznych kręgosłupa lędźwiowego poprzez analizę kliniczną i rentgenograficzną zdjęć czynnościowych.
2. Zbudowanie modelu statycznego oraz wyznaczenie obciążeń działających na struktury kostne kręgosłupa.
3. Eksperymentalną analizę przemieszczeń elementów kostnych łuku kręgu dla opracowanych wcześniej modeli obciążeniowych, na rzeczywistych, wypreparowanych kręgach, przy użyciu metod interferometrii holograficznej i fotografii plamkowej.
4. Badania wytrzymałościowe wielosegmentowych preparatów sekcyjnych kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego z kinematograficznym zapisem zmian radiologicznych występujących podczas niszczenia kręgosłupa - (modelowanie przeciążenia doraźnego dolnego odcinka kręgosłupa).

5. Analizę porównawczą różnych mechanizmów przeciążeniowych kręgosłupa lędźwiowego.

Znaczny wpływ na powstawanie zniekształceń i dysfunkcji kręgosłupa mają czynniki mechaniczne działające na trzon kręgu, połączenia międzystawowe oraz elementy więzadłowo-mięśniowe. Czynniki te sprawiają, że kręgosłup przybiera kształt odpowiedni do przenoszonych obciążeń i tym samym decydują o wygięciach kręgosłupa m.in. w płaszczyźnie strzałkowej. Jednym z warunków poznania patomechanizmu przeciążeń kręgosłupa jest ocena relacji pomiędzy przenoszonymi obciążeniami, ich rozkładem a ukształtowaniem kręgosłupa. Poznanie tych elementów biomechaniki kręgosłupa pozwoli na ocenę jego wysiłku, a stąd na określenie etiopatogenezy chorób dysfunkcji kręgosłupa.

Celowość i skuteczność postępowania profilaktycznego oraz leczniczego w chorobach kręgosłupa uzależniona jest od poznania przyczyn i mechanizmów rozwijania zniekształceń i zaburzeń czynności narządu ruchu, a więc od poznania czynników etiologicznych i patogennych [53].

W patomechanizmie powstawania chorób elementów kostnych kręgosłupa istnieje wiele mechanizmów przeciążeniowych. W praktyce klinicznej oprócz zmian przeciążeniowych wynikłych z różnorodnych urazów spotyka się przypadki wynikłe ze zmian zwyrodnieniowych, (szczególnie u sportowców), na skutek wad anatomicznych np. w budowie kośćca, zaniku pewnych mięśni w wyniku zmian biologiczno-chemicznych. Spotyka się również mechanizmy przeciążeniowe wynikłe ze zmian patologicznych, czasami są to zmiany dziedziczne. Duży wpływ na powstanie zniekształceń i dysfunkcji kręgosłupa mają czynniki mechaniczne działające na układ kostno-stawowy i więzadłowo-mięśniowy wpływające na jego ukształtowanie oraz zakres czynności. Prawidłowo i fizjologicznie uzasadniony rozkład działania sił ściskających i rozciągających decyduje o prawidłowym ukształtowaniu zespołu kostno-stawowego kręgosłupa i stanowi podstawę prawidłowych czynności kręgosłupa. Nieprawidłowe działanie tych sił, szczególnie w okresie rozwoju osobniczego,

prowadzi do nieprawidłowego wpływu biologicznych praw rozwojowych narządu [27].

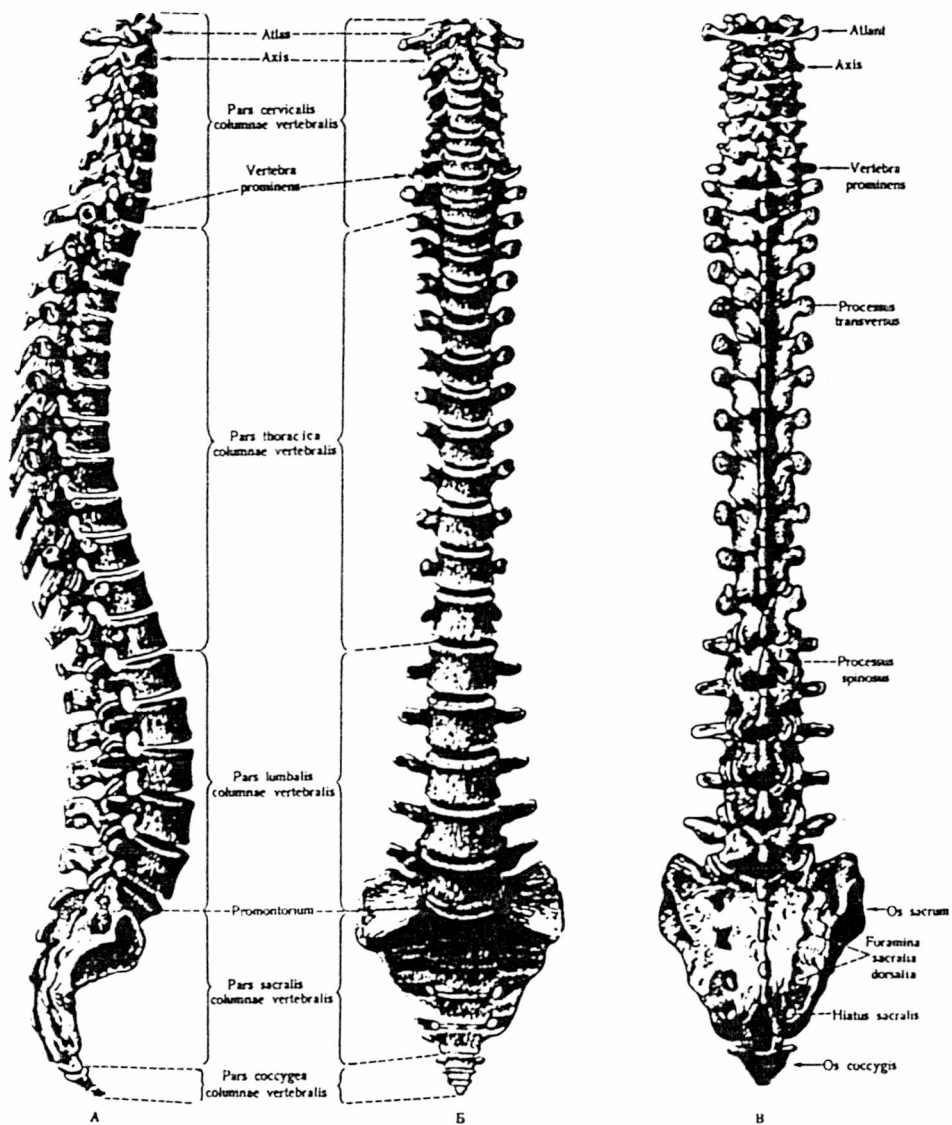
W etiopatogenezie zmian zwyrodnieniowych narządu ruchu istotną rolę odgrywa przeciążenie kręgosłupa, którego skutki lokalizują się przeważnie w jego dolnej części. Powstawaniu przeciążeń sprzyjają niekorzystne sytuacje biomechaniczne związane z wykonywaniem zawodu, uprawianiem sportu wyczynowego, itp. Z kolei jak podaje Dziak [33] "w dotychczasowym piśmiennictwie, przyczyny bólów dolnego odcinka kręgosłupa najczęściej dopatruje się w wadliwej jego mechanice. Większość autorów uważa, że kręgosłup lędźwiowy na skutek przyjętej na drodze ewolucji postawy pionowej, stanowi słaby mechanicznie punkt narządu ruchu człowieka".

2. BUDOWA ANATOMICZNA KRĘGOSŁUPA.

KRYTYCZNA ANALIZA STANU WIEDZY.

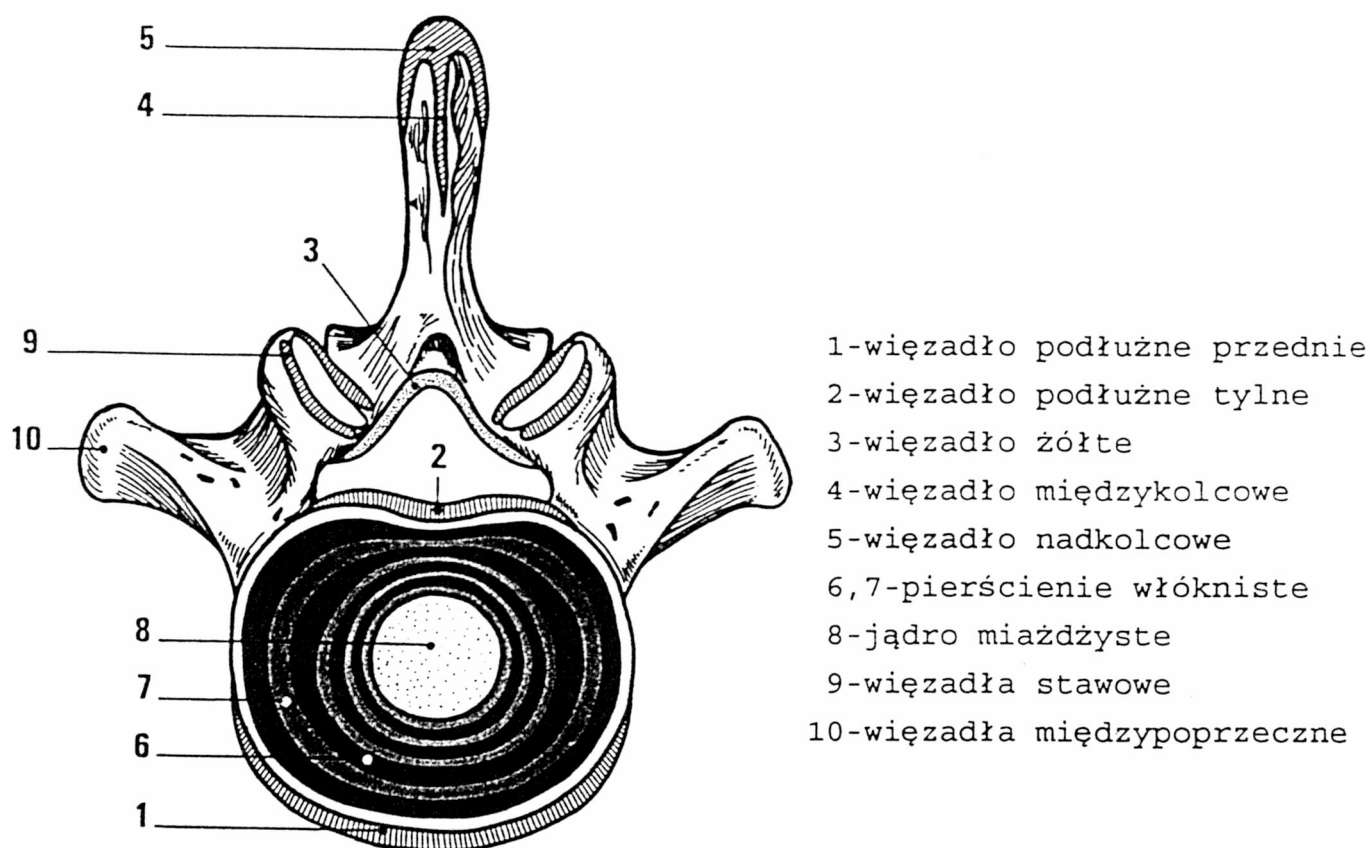
Kręgosłup składa się w trzech-czwartych z kolumny powstałej z 24 tworów kostnych tzn. z kręgów (7 szyjnych, 12 piersiowych, 5 lędźwiowych) a w jednej-czwartej jego długości z 23 podatnych krążków międzykręgowych. Trzony kręgów, poczynając od czaszki w kierunku miednicy, stają się stopniowo coraz silniejsze, co jest wynikiem wzrastającego ku dołowi obciążenia [24, 68]. Jest to zasadnicze, lecz nie jedyne zróżnicowanie struktury wewnętrznej. Poszczególne kręgi łączy ze sobą kilkadziesiąt drobnych stawów. Wspólnie z krążkami międzykręgowymi zapewniają one narządowi osiowemu swobodne i bardzo rozległe ruchy w różnych płaszczyznach mimo, że amplitudy ruchów w poszczególnych połączeniach międzykręgowych są nieduże.

Dużą rolę w budowie kręgosłupa spełniają liczne więzadła i mięśnie. Mięśnie posiadają różny rodzaj utkania i różną grubość. Łączą poszczególne kręgi w postaci opończy obejmującej jak rękaw całą kolumnę kręgową. Najważniejszą rolę w procesach przeciążeniowych odgrywają jednak stawy. Na całej długości



Rys. 2.1. Anatomiczna budowa kręgosłupa - kośćciec.

kręgosłupa stawy składają się z dwóch współdziałających ze sobą jednostek: stawu przedniego, zawartego między trzonami kręgowymi, oraz stawu tylnego - między parzystymi wyrostkami stawowymi (rys. 4.2). Funkcja stawów przednich uzależniona jest od krążka międzykręgowego, który z racji swojej budowy umożliwia tylko niewielki zakres ruchów. Od przodu krążki międzykręgowe wzmocnione są przez więzadło podłużne przednie, rozciągające się od potylicy aż do kości krzyżowej. W okolicy lędźwiowej więzadło to stanowi mocne pasmo poszerzające się ku dołowi. Przyrasta ono mocno do trzonów kręgowych, zaś w miejscu szpar międzykręgowych zlewa się z przednią częścią pierścienia włóknistego. Opis więzadeł i ich lokalizację w kręgu lędźwiowym pokazano na rys. 2.2.

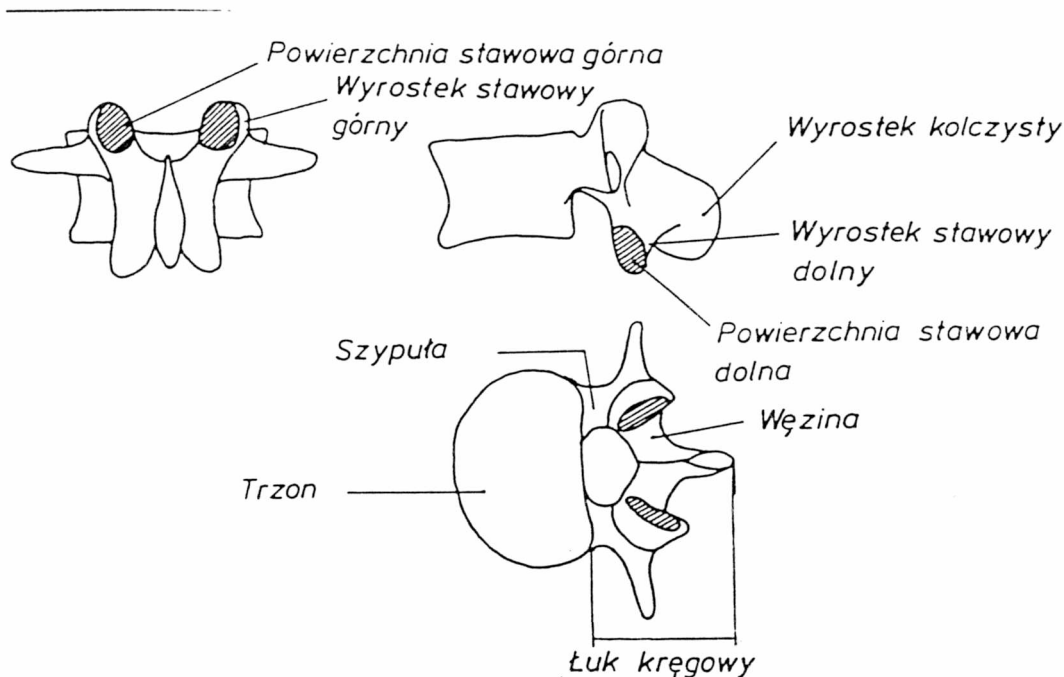


Rys.2.2. Opis więzadeł kręgu lędźwiowego.

Wyrostki stawowe mają określony kształt i ich powierzchnie stawowe ustawione są pionowo (rys. 2.3). Torebki stawowe są cienkie i wiotkie, ale same stawy zabezpieczone są silnymi więzadłami - więzadłem żółtym, więzadłami międzykolcowym, nadkolcowym, międzypoprzecznym.

Należy zaznaczyć, że kręgosłup człowieka uległ odcinkowym przemianom. Doszło do wykształcenia typowych dla wyprostowanej postawy człowieka krzywizn: lordozy szyjnej i lędźwiowej oraz przeciwstawnych kifozy - piersiowej i krzyżowej. Krzywizny te wzmacniają wytrzymałość kręgosłupa i amortyzują wstrząsy.

Z mechanicznego punktu widzenia kręgosłup można rozpatrywać jako wieloczłonową elastyczną kolumnę wspieraną przez mięśnie przykręgosłupowe oraz przyczepione do niego dwie komory - jamę brzuszną i klatkę piersiową. Klatka piersiowa jest wypełniona powietrzem, jama brzuszna zaś w większości nieściśliwymi płynami. W czasie skurczu mięśni brzucha i klatki piersiowej dochodzi do pełnego usztywnienia wymienionych komór, przez co zapewniają one pewną ochronę kręgosłupa. Mechanizm ten może



Rys. 2.3. Krąg lędźwiowy - nazwy ważniejszych jego rejonów.

działać jak siła rozprężająca lub przeciwzginająca na kręgosłup. Ramiona dźwigni tych sił, jedno brzuszne i jedno piersiowe, od przodu kręgosłupa dają siłę skierowaną do góry, wspomagając działanie mięśni kręgosłupa [1, 48, 50, 51].

"Kręgi oraz krążki międzykręgowe zostały opisane po raz pierwszy już w roku 1555 przez Vesaliusa. Pełny opis krążka międzykręgowego podają: Virchow w roku 1837 oraz Von Lusche i Ribbert w 1858. Pierwsza ilustracja przedstawiająca przemieszczenie jądra krążka do kanału kręgowego ukazała się w 1824 w książce Charlesa Bella. Kocher w 1898 opisał przypadek upadku mężczyzny z wysokości 30 metrów na nogi. Sekcja zwłok wykazała rozerwanie pierścienia włóknistego pierwszego krążka lędźwiowego oraz przemieszczenie jądra miażdżystego do kanału kręgowego.

Od roku 1916 pojawiają się doniesienia poświęcone etiologii i patogenezie bólów krzyża i rwy kulszowej (Elsberg, Sicard, Putti). W roku 1927 Schmorl pisze o przemieszczeniu jądra miażdżystego w głąb trzonów kręgowych, a następnie wspólnie z Andreae zwracają uwagę na przesuwanie się jądra miażdżystego do światła kanału kręgowego przez rozerwany pierścień włóknisty.

Przełomowym momentem w diagnostyce chorobowej urazów kręgosłupa było stwierdzenie Dandy'ego (1929), który pierwszy połączył znajdowane w kanale kręgowym "chrząstki" z objawami nerwobólu kulszowego. W roku 1933 Mixter i Barr potwierdzają spostrzeżenia Dandy'ego i uzasadniają, że większość tzw. guzów kręgosłupa nie była niczym innym, jak wypchniętymi do kanału kręgowego fragmentami pierścieni włóknistych i jąder miażdżystych. Na podstawie zestawienia 19 przypadków operacyjnego leczenia tyłowypchnięcia jądra miażdżystego udowadniają, że stany te są odpowiedzialne za tzw. "idiopatyczny nerwoból kulszowy". Spostrzeżenia te potwierdzają liczne badania" [33].

W roku 1972 dr George Pennal z Toronto [59] przeprowadził doświadczenie polegające na ściskaniu segmentu kręgosłupa

lędźwiowego w maszynie wytrzymałościowej. Ściskanie segmentu (ile było kręgów w preparacie autor nie podaje) siłą ok. 2500 N wykazało "znaczną przewagę wytrzymałości krążka międzykręgowego a w szczególności pierścienia włóknistego nad elementami kostnymi". Pennal nie podjął jednak próby opisu mechanizmu pęknięcia trzonu.

Burri i Ruter stwierdzili, że ściskanie osiowe segmentu lędźwiowego prowadzi "raczej" do wgniecenia płytki granicznej niż do uszkodzeń krążka. Wnioski swoje oparli na badaniach szeregu pilotów, którzy wyrzucani z siedzeniem byli katapultowani, a u których często stwierdzono wgniecenie płytki granicznej. Natomiast prawie nigdy nie doszło do uszkodzeń krążka międzykręgowego. Próby prześledzenia mechanizmu urazu trzonów, które również stwierdzono, autorzy nie podjęli.

Hutton i Adams [40] badali świeży, pojedynczy krąg obciążając go cyklicznie, poszukując patomechanizmu niszczenia łuku kręgowego oraz oceniając siłę przenoszona przez krążek międzykręgowy i wyrostki stawowe.

Nachemson i jego grupa [52, 55] badali ukształtowanie kręgosłupa w pozycji siedzącej opracowując m.in. ergonomiczny fotel samochodowy.

Świderski [67] podał sposoby określania krzywizn i ich wpływ na dysfunkcję kręgosłupa, zdefiniował pojęcia sprężystości i elastyczności kręgosłupa.

Dietrich i Kurowski [30, 31] przeprowadzili badania na modelach elastooptycznych, badali jednak tylko wydzielony model kręgu bez zróżnicowanej budowy trzonu.

Yozichawa [74] zbudował przestrzenny model elastooptyczny części lędźwiowej i podjął próbę określenia wpływu ukształtowania kręgosłupa na rozkłady naprężeń. Były to modele jednorodne nie posiadające zróżnicowanych sztywności kręgów i dysków.

Będziński [8, 9, 11, 18, 19] natomiast zbudował przestrzenny model elastooptyczny kręgosłupa lędźwiowego różnicując nie tylko budowę kręgów i krążków międzykręgowych, (czego nie

zrobił Yozichawa), ale także, po raz pierwszy z powodzeniem, zróżnicował złożoną budowę trzonu modelując część gąbczastą i korową.

Będziński [10, 11, 20] jako pierwszy zastosował techniki holograficzne do badań wydzielonego kręgu lędźwiowego modelując siły działające na elementy kostne kręgu.

W cyklu wymienionych pokrótce badań uczestniczy również Zespół z Instytutu Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Politechniki Wrocławskiej. Autor opracowania, będąc członkiem tego Zespołu podjął próbę rozwinięcia niektórych z poruszanych tu zagadnień.

Ponieważ badania na żywym człowieku w celu wyjaśnienia mechanizmów powstawania urazów, wynikłych z różnych postaci przeciążeń, praktycznie są niemożliwe, stało się koniecznością przeprowadzenie doświadczeń w warunkach symulowanych badań modelowanych [7, 13, 15, 16, 17].

2.1 Cele pracy

Na podstawie powyższych rozważań wysunięto następujące cele rozprawy.

Pierwszym celem było wyjaśnienie możliwego mechanizmu przeciążeniowego elementów kostnych kręgosłupa w warunkach obciążeń zmiennych symulujących określone czynności kręgosłupa. Cel ten realizowano badając w warunkach modelowych wydzielone kręgi kręgosłupa lędźwiowego. Zajęto się odcinkiem lędźwiowym, gdyż w tym obszarze klinicyści stwierdzają najwięcej przypadków mających podłoże w przeciążeniu powolnym wynikłym np. z wykonywania uciążliwych zawodów w nieergonomicznych warunkach. Opracowanie statycznego modelu obciążeniowego wydzielonej części kręgosłupa umożliwiło wykonanie eksperymentów sterowanych. Polegały one na doświadczalnej analizie przemieszczeń kręgu z punktu widzenia możliwości powstawania chorób przeciążeniowych. Analizowano przemieszczenia elementów kostnych kręgosłupa jak łuk kręgu, odnoże i wężina. Określono wpływ czynności

kręgosłupa na wartości przemieszczeń elementów kostnych kręgu.

Celem drugiej części opracowania było wyjaśnienie mechanizmu urazowego przeciążenia kręgosłupa człowieka obrazującego się destrukcją kręgów oraz zmniejszeniem ciasnoty kanału kręgowego. Cel ten realizowano podczas prób niszczących preparatów sekcyjnych.

Badania modelowe kręgosłupa często wskazywały na trudności w ustaleniu właściwego schematu układu obciążeń, w modelowaniu bardzo złożonej struktury kości, wreszcie we właściwej interpretacji wyników. Stąd konieczność podejmowania badań doświadczalnych w warunkach laboratoryjnych na świeżych wypreparowanych elementach kręgosłupa.

Za charakterem doświadczalnym pracy przemawiają jeszcze inne aspekty.

Obserwowany regres, jaki szczególnie w naszym kraju, przeżywają techniki doświadczalne i czas gdy wszyscy wycofują się z eksperymentu na rzecz technik komputerowych stwarza konieczność wytworzenia przeciwwagi tego zjawiska. Za eksperymentem przemawiają aspekty poznawcze i wnikanie w fizykę zjawiska [13, 32, 38, 47].

3. ANALIZA ZDJĘĆ CZYNNOŚCIOWYCH KRĘGOSŁUPA.

Celem badań było określenie parametrów geometrycznych kręgosłupa lędźwiowego, niezbędnych do przeprowadzenia analizy statycznej obciążeń. W tabeli 3.1 podano wyniki z badań rtg dla populacji 27 - 62 lat. Natomiast na podstawie rentgenowskich zdjęć kręgosłupa 35-letniego zdrowego mężczyzny o masie 76 kg przedstawiono metodykę wykonywania skiagramów (tabela 3.1 osobnik nr 1). Analizowano trzy pozycje: skłon, stanie i przeprost. Zdjęcia rentgenowskie, które zarejestrowano w Klinice Chirurgii Urazowej Szpitala Wojskowego we Wrocławiu, umożliwiły wykonanie skiagramów (rys.3.4 - 3.6) odwzorowujących geometrię ukształtowania poszczególnych kręgów w określonych pozycjach. Było to niezbędne przy analizie sił w elementach kręgu. Skiagramy pozwoliły na wyznaczenie podstawowych parametrów geometrycznych w oparciu o wzorzec spondylometryczny Świderskiego [67], takich jak wskaźnik lordozy lędźwiowej (WLL) oraz kąt Whitmana-Fergusonsona (WF) - pochylenia kości krzyżowej.

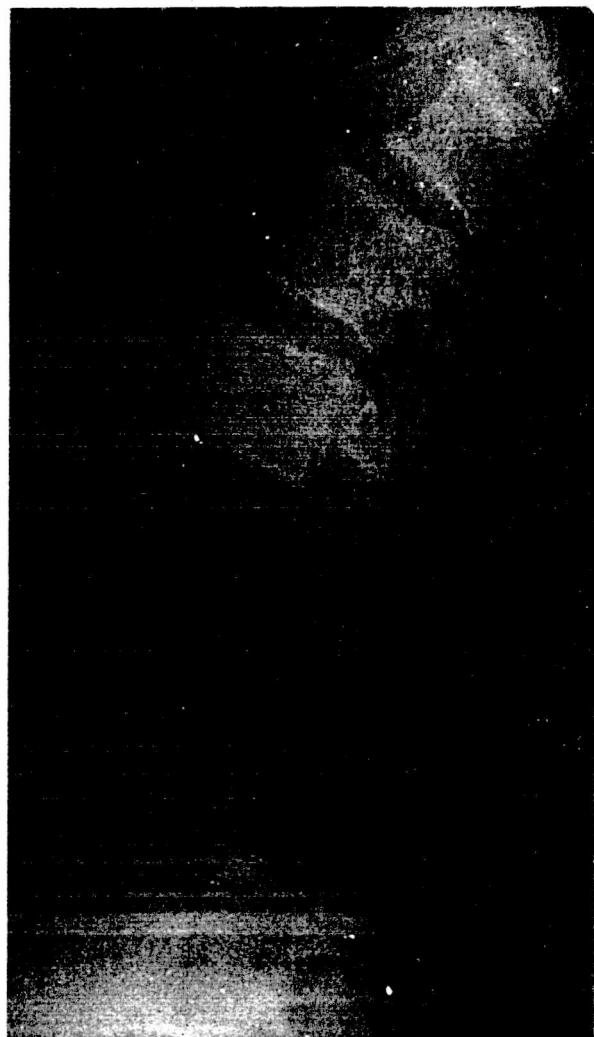
$$WLL = \frac{h}{s} \cdot 100 \% \quad (3.1)$$



Rys.3.1.Rtg kręgosłupa lędźwiowego w pozycji skłon do przodu 90°



Rys.3.2.Rtg kręgosłupa lędź-
wiowego w pozycji stojącej.



Rys.3.3. Rtg kręgosłupa lędź-
wiowego w pozycji przeprostu.

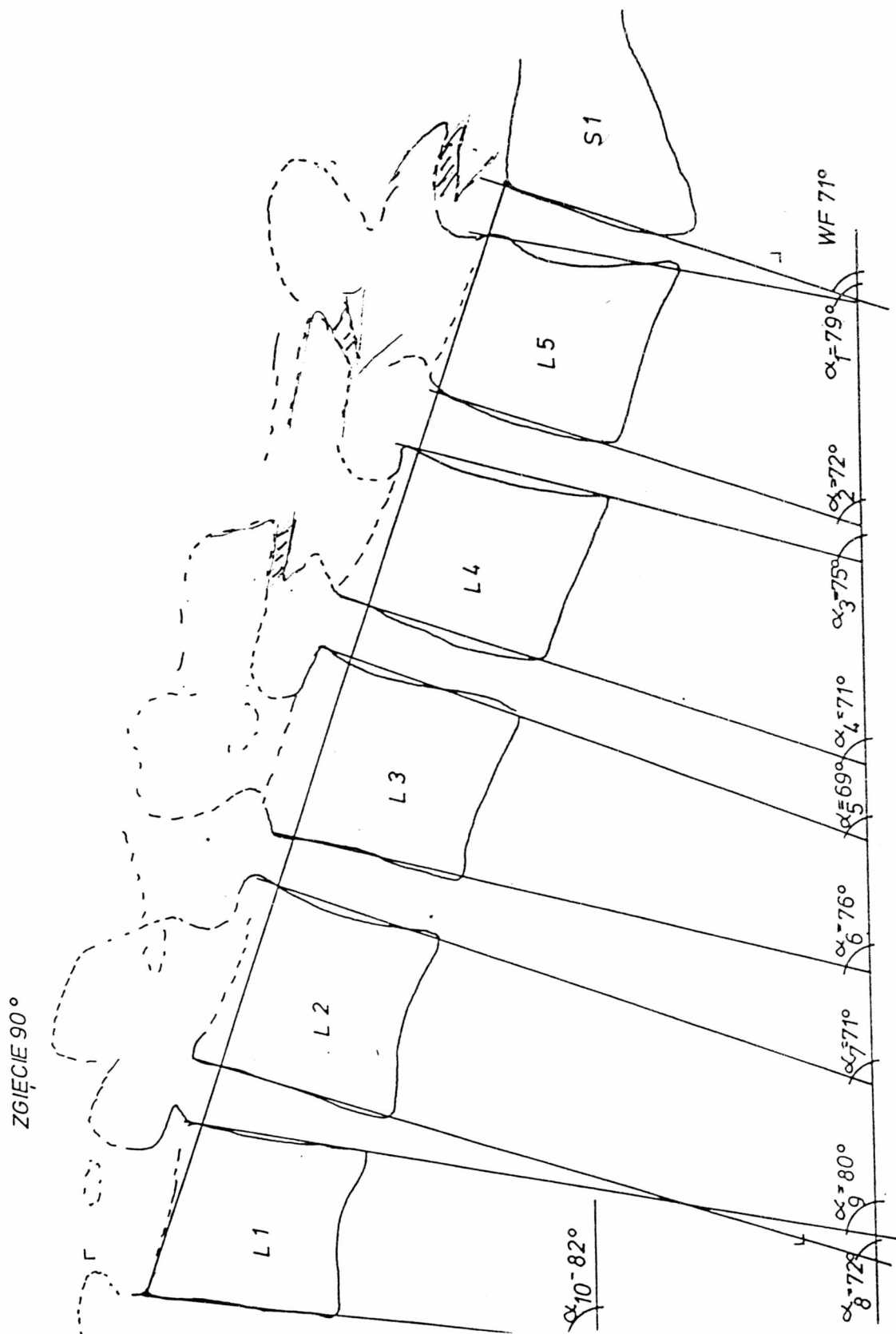
h - maksymalna odległość między cięciwą a łukiem lordozy,

s - długość cięciwy lordozy,

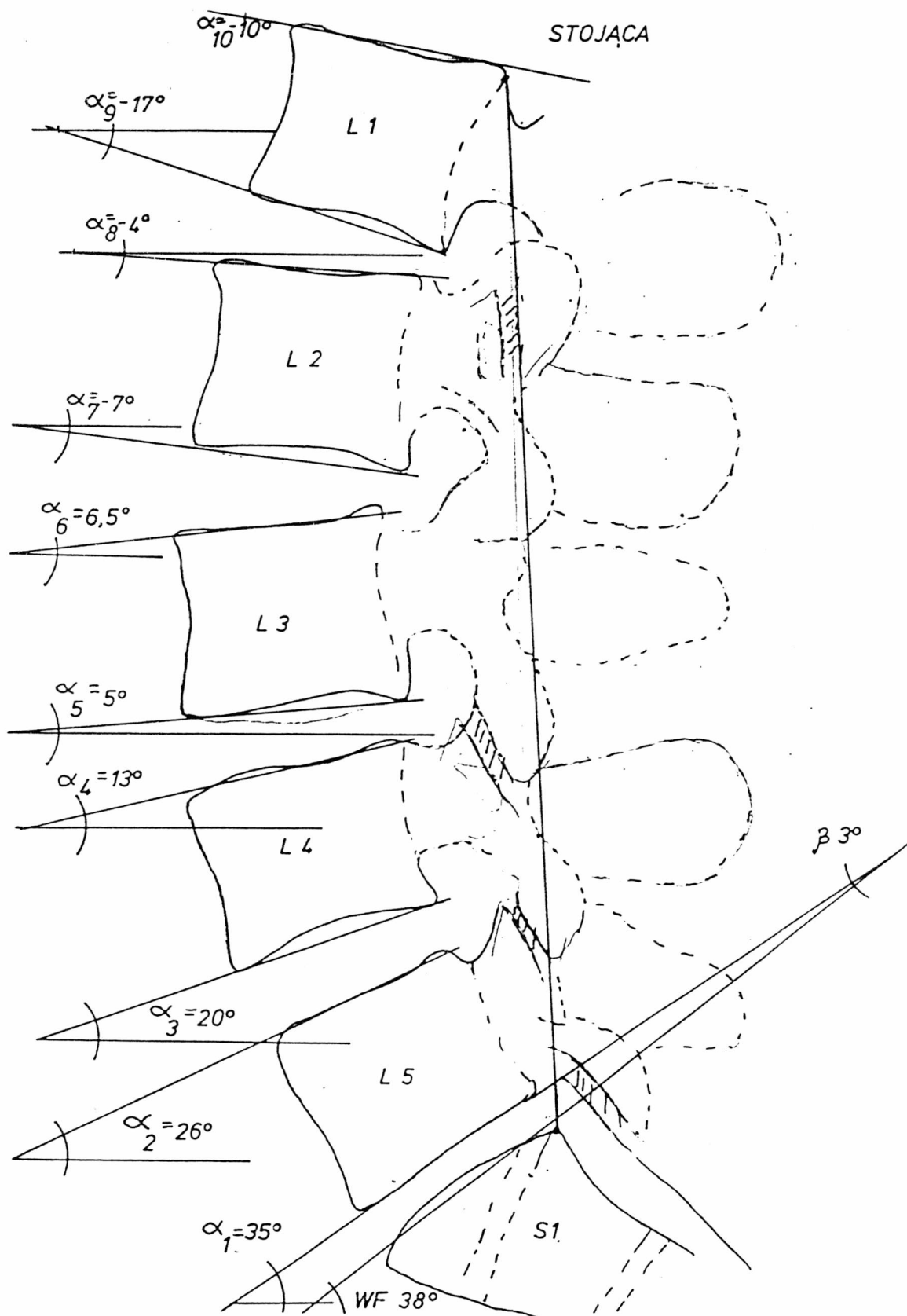
Wyliczone kąty i podstawowe parametry zebrano w tabeli 3.1.

Tabela 3.1. [na podstawie danych Kliniki Chirurgii Urazowej Szpitala Wojskowego we Wrocławiu].

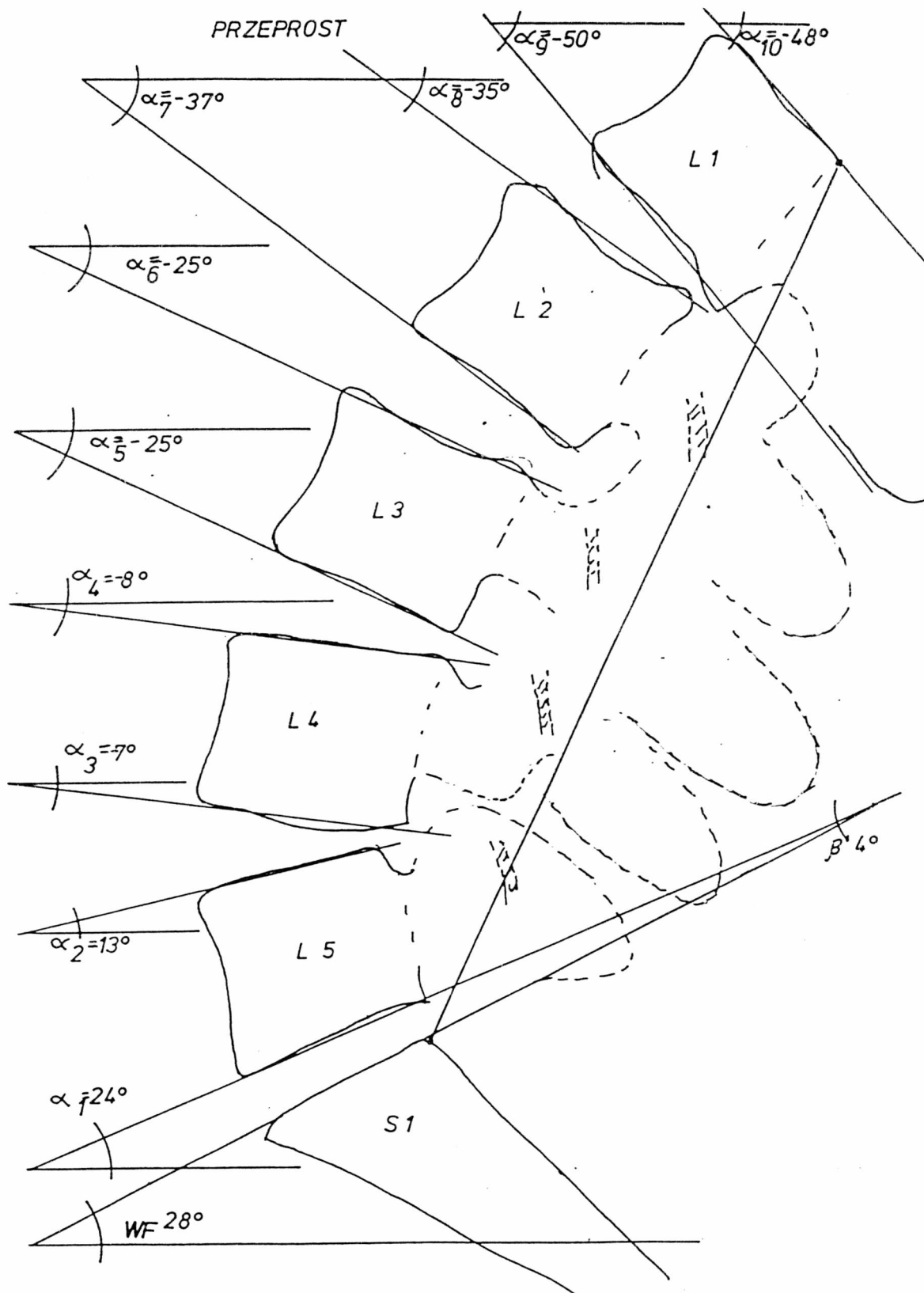
Nr osob.	WLL	WF	β	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5	α_6	α_7	α_8	α_9	α_{10}
Pozycja													
		[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]
1.Skłon		71	-8	79	72	75	74	69	76	71	72	80	82
Stanie	8.8	38	3	34	26	20	13	5	6,5	-7	-4	-17	-10
Przeprost		28	4	23	13	-7	-8	-25	-25	-37	-35	-50	-48
2.Skłon		61	-3	63	60	62	63	57	62	60	59	62	63
Stanie	4.3	24	9	15	8	0	-2	-7	-5	-11	-9	-10	-12
Przeprost		20	4	6	2	-9	-9	-11	-9	-14	-10	-13	-12
3.Skłon		67	-7	69	70	69	64	59	66	61	62	70	72
Stanie	7.9	32	10	22	20	7	8	-3	0	-8	-6	-13	-13
Przeprost		17	4	13	7	2	2	-13	-10	-18	-15	-7	-19
4.Skłon		62	-7	70	63	66	65	60	67	62	63	71	73
Stanie	4.9	29	14	15	7	0	-2	-10	-10	-12	-10	-14	-14
Przeprost		14	10	4	-4	-10	-13	-18	-16	-18	-16	-18	-15
5.Skłon		61	-5	69	62	65	64	59	66	61	62	70	72
Stanie	8.9	37	18	19	16	9	5	-7	-6	-14	-13	-16	-17
Przeprost		27	24	12	-6	-9	-12	-13	-17	-19	-20	-24	-27
6.Skłon		60	-10	68	61	64	63	58	65	60	61	59	71
Stanie	9.9	35	3	32	33	21	17	8	6	-4	-4	-7	-9
Przeprost		21	2	19	12	8	4	-5	-7	-13	-11	-15	-14
7.Skłon		68	-7	76	69	72	71	66	73	68	69	77	79
Stanie	8.3	37	9	28	14	3	0	-8	-7	-12	-12	-15	-12
Przeprost		36	16	20	3	1	0	-1	-2	0	-4	-3	-3
8.Skłon		70	-8	78	71	74	73	68	75	70	71	79	81
Stanie	6.2	40	20	20	8	-4	-7	-11	-14	-23	-24	-27	-27
Przeprost		26	11	15	5	2	-6	-7	-7	-6	-4	-8	-7
9.Skłon		71	-4	79	72	75	74	69	76	71	72	80	82
Stanie	9.4	37	7	30	18	9	4	-3	-6	-16	-12	-17	-13
Przeprost		16	3	13	3	-4	-12	-9	-16	-14	-12	-18	-13
10.Skłon		73	-5	81	75	78	77	71	77	74	73	83	86
Stanie	6.3	36	9	27	12	5	2	-1	-5	-7	-7	-16	-16
Przeprost		19	4	15	-5	-11	-16	-20	-22	-26	-26	-30	-33



Rys.3.4. Skiagram pozycji skłon do przodu 90° .



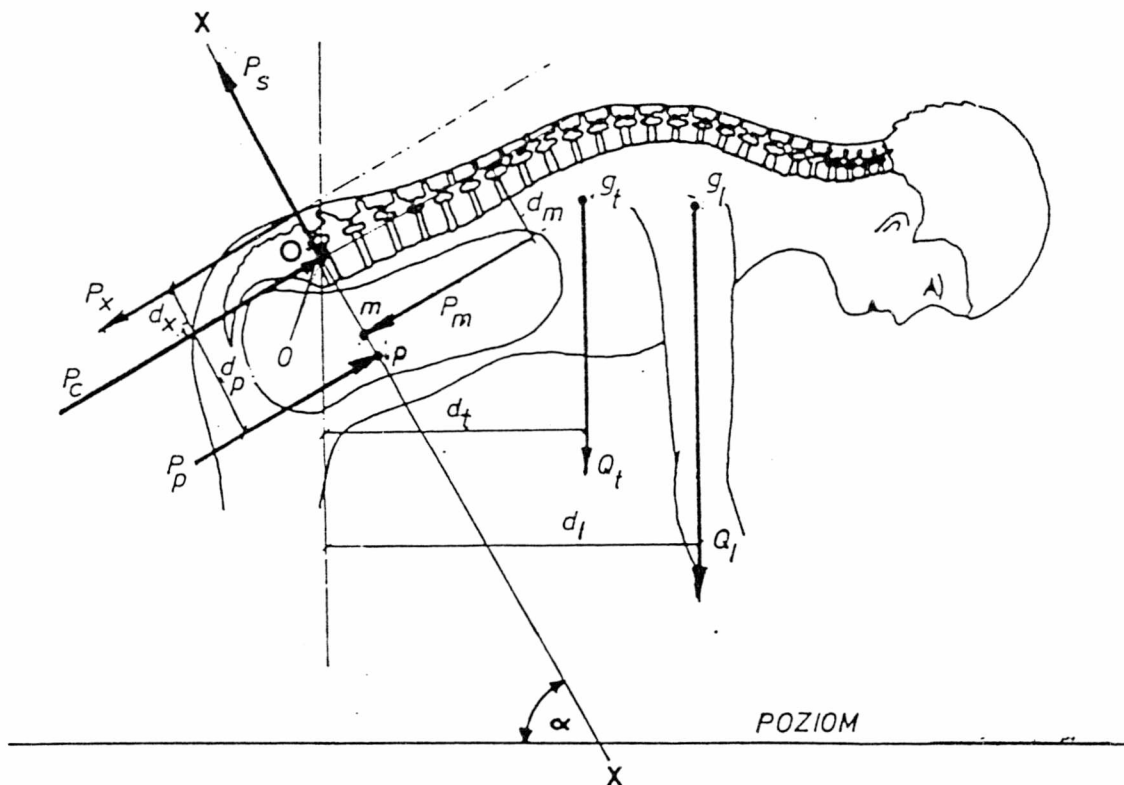
Rys.3.5. Skiagram pozycji stojącej.



Rys. 3.6. Skiagram pozycji czynnościowej przeprost.

4. ANALIZA SIŁ DZIAŁAJĄCYCH NA KRĄG.

Do wyznaczenia wartości obciążeń wzorowano się częściowo na modelu Örtengrena, Stotte'a i Schultza [3, 4, 64]. Założeniem modelu jest to, że środek ciała jest środkiem ciężkości, będącym podstawą przyjmowania obciążeń działających na kręgosłup. Jednocześnie analizowano równowagę sił i obciążeń w rejonie danego kręgu. Na rysunku 4.1. pokazano jak wygląda ta równowaga w rejonie kości krzyżowej i kręgu L5 w pozycji kręgosłupa skłon do przodu 90° .



Rys.4.1. Siły występujące w połączeniu kość krzyżowa S1 - krąg lędźwiowy L5 (pozycja skłon do przodu).
Za Stottem [3].

W pozycji tej możliwa jest analiza sił działających na krąg w płaszczyźnie krążka międzykręgowego S1-L5 i rozkładu sił na

składowe działające w tej płaszczyźnie i prostopadle do niej. Na rys. 4.1. kąt α jest kątem pochylenia kości krzyżowej w stosunku do poziomu, punkt 0 reprezentuje chwilowy środek obrotu wewnątrz krążka międzykręgowego. Pozostałe oznaczenia:

Q_t - masa głowy, karku i części tułowia powyżej płaszczyzny działania środka ciężkości g_t ,

Q_1 - masa ramion działająca przez staw ramieniowy w p-cie g_1

P_p - siła wywierana przez ciśnienie tłoczni brzucha przyłożona w środku parcia p (w środku jamy brzusznej) w płaszczyźnie prostopadłej do osi $x-x$,

P_m - składowa siły wzdlużnej mięśni brzucha działająca w punkcie m ,

P_x - siła wywierana przez mięsień prostujący kręgosłupa lędźwiowego działająca prostopadle do osi $x-x$.

Siły te są równoważone przez siłę reakcji posiadającą składową P_c działającą pod kątem prostym do płaszczyzny $x-x$ wywołującą naprężenie ściskające w krążku międzykręgowym oraz P_s działającą w płaszczyźnie $x-x$ wywołującą naprężenia ścinające w krążku międzykręgowym i siłę ściskającą pomiędzy ściankami stawów łuku kręgowego (rys. 4.1).

Jeżeli wzrost ciśnienia wewnątrz jamy brzusznej jest wytwarzany z równą aktywnością w skośnych mięśniach, zarówno wewnętrznych jak i zewnętrznych, to ich składowe siły działające pod kątem prostym do płaszczyzny $x-x$ będą się sumowały, a składowe działające w płaszczyźnie $x-x$ się znoszą. Przyjęto, że mięśnie jamy brzusznej nie wywołują siły działającej w płaszczyźnie krążka międzykręgowego. Z drugiej strony na wszystkich poziomach krzywizn kręgosłupa lędźwiowego znaczenie tego rodzaju siły generowanej przez mięśnie brzucha jest tak małe, że porównywalna jest ona z siłami będącymi efektem grawitacji w górnej części tułowia [40].

W stanie równowagi statycznej możliwe jest zapisanie następujących równań momentów działających wokół punktu 0.

$$P_x d_x + P_p d_p = Q_l d_l + Q_t d_t + P_m d_m \quad (4.1)$$

Składowe sił prostopadłe do osi x-x

$$P_c = (Q_l + Q_t) \cos \alpha + P_x - P_p + P_m \quad (4.2)$$

Składowe sił w płaszczyźnie x-x

$$P_s = (Q_l + Q_t) \sin \alpha \quad (4.3)$$

Można zauważyć, że wzrastające ciśnienie wewnętrzne jamy brzusznej może zredukować siłę prostownika grzbietu (mięśnia prostującego) P_x i składową ściskającą w krążku międzykręgowym P_c , ale nie zmniejszy to składowej ścinającej P_s .

Obliczono siłę ściskającą P_c i ścinającą P_s na poziomie kości krzyżowej (połączenia S1-L5) używając równań (4.1) (4.2) (4.3) dla mężczyzny o masie ciała 746 N (76 kg).

Rozważmy sytuację statyczną zgięcia tułowia do przodu z wyprostowanymi kolanami. W tej pozycji linia przebiegająca przez kość krzyżową tworzy z płaszczyzną kąt 71° (rys.3.4) a mięsień prostujący działa w odległości $d_x = 48$ mm od środka obrotu. Masa tułowia dla poziomu (g_t) wynosi 45,2 % masy ciała $Q_t = 337$ N ($Q = 746$ N) i działa w odległości $d_t = 240$ mm od chwilowego środka obrotu 0. Masa ramion wynosi 9,8 % masy ciała $Q_l = 73$ N i działa w odległości $d_l = 550$ mm od punktu 0. Ciśnienie wewnętrzne jamy brzusznej 70 mm Hg ($9,35$ kN/m²) działa na czynnej powierzchni 0.035 m² wywołując siłę $P_p = 326$ N i działa w odległości $d_p = 100$ mm od środka obrotu 0.

Na podstawie innych danych [49] wzdłużne siły rozciągające działające w środku jamy brzusznej można zastąpić siłą skupioną ze środkiem przyłożenia w odległości $d_m = d_p = 100$ mm od 0. Wartość składowej wzdłużnej mięśni brzucha przyjęto na podstawie publikacji Morrisa [49] na poziomie $P_m = 75$ N.

Natomiast wszystkie wielkości antropometryczne przyjęto na podstawie skiagramów wykonanych we wstępnym etapie prac.

Stosując równania (3.1) (3.2) (3.3) obliczono siły działające w połączeniu kość krzyżowa S1 - krąg L5.

$$P_{x5} = \frac{Q_1 d_1 + Q_t d_t + P_m d_m - P_p d_p}{d_x} =$$

$$= \frac{73 \times 55 + 337 \times 24 - (326 - 75) \times 10}{4,8} = 1998,5 \text{ N}$$

$$P_{x5} = 1998 \text{ N}$$

$$P_{c5} = (Q_1 + Q_t) \cos \alpha + P_x - P_p + P_m =$$

$$= (73 + 337) \cos 71^\circ + 1998 - 326 + 75 = 1882 \text{ N}$$

$$P_{c5} = 1882 \text{ N}$$

$$P_{s5} = (Q_1 + Q_t) \sin \alpha = (73 + 337) \sin 71^\circ = 134 \text{ N}$$

$$P_{s5} = 134 \text{ N}$$

Dla poziomu L4-L5 przeprowadzono to samo rozumowanie ,które okaże się niezbędne przy dalszych obliczeniach. Na tym poziomie zmniejsza się nieznacznie, do wartości 42% udział ciężaru głowy karku i tułowia do przesuniętego punktu g_t

$$Q_t = 42\% \times Q = 313 \text{ N},$$

natomiast odległości działania poszczególnych sił zmieniają się do wartości

$$d_t = 225 \text{ mm}, d_p = d_m = 90 \text{ mm} \text{ i } d_1 = 520 \text{ mm}.$$

Wartości Q_1 , P_p i P_m oraz d_x znacząco nie zmieniły się w porównaniu z poprzednim wyliczeniem.

$$P_{x4} = \frac{Q_1 d_1 + Q_t d_t + P_m d_m - P_p d_p}{d_x} =$$

$$= \frac{73 \times 52 + 313 \times 22,5 + 75 \times 9 - 326 \times 9}{4,8}$$

$$P_{x4} = 1662 \text{ N}$$

Dotychczas obliczono siłę, która działa na poziomie L4-L5 i L5-S1 (w połączeniu kręgu L5 z kością krzyżową S1) w mięśni prostującym (prostownika grzbietu). Te mięśnie wywołują siłę działającą w odległości ocenianej na $d_x = 48 \text{ mm}$ od chwilowego środka obrotu 0. Porównując siły mięśnia prostującego (prostownika grzbietu) na dwóch poziomach można zauważyć, że P_{x5} przewyższa P_{x4} o wartość 336 N. Ta różnica może być wytłumaczona przez fakt ślizgania się mięśni prostownika po łuku kręgowym L5 i działaniem w kierunku środka obrotu. Siła 336 N działa w dół na ramieniu $d_x = 48 \text{ mm}$, w połączeniu S1-L5, i wywołuje, jak to określono, moment mięśnia prostującego.

$$M_{mp} = 336 \times 0.048 = 16,1 \text{ Nm}$$

Jednakże nie wszystkie mięśnie przyległe do łuku kręgowego kręgu L5 wywołują skierowane w dół "ciągnięcie" (pod kątem prostym do płaszczyzny x-x) w łuku kręgowym; inne mięśnie wywołują siłę działającą do góry łuku kręgowego i ich skutek też musi być wzięty pod uwagę przy oszacowaniu siły poprzecznej wyrostków stawowych łuku kręgowego.

Szczegółowa wiedza o usadowieniu mięśni w łuku kręgowym L5 jest trudna do poznania. Literatura podaje bardzo duże rozbieżności na ten temat. Autor skorzystał z publikacji [34], w której Etemadi podał dane z sekcji dla trzech grup wiekowych 11, 78 i 87 lat. Etemadi zbadał długość i wagę różnych mięśni wyrostków usadowionych na łuku kręgowym kręgu L5.

W celu określenia sił wywieranych przez te mięśnie trzeba było przyjąć, że siła w każdym z mięśni jest proporcjonalna do ich powierzchni poprzecznej. Jeśli przyjmiemy, że każdy mięsień posiada jednakowy przekrój poprzeczny na swej długości i tą

samą gęstość, to stosunek wagi do długości W/L da czynnik proporcjonalny do przekroju poprzecznego mięśni i do siły, którą są w stanie wywierać.

Znając ich punkt utwierdzenia do kości można zmierzyć prostopadłą odległość od linii działania do osi obojętnej i obliczyć momenty.

Tabela 4.1. [34, 35]

	Masa W [g]	Długość L[cm]	Współczyn- nik siły W/L	Ramię siły [cm]
Działanie w dół:				
wielodzielny	17.0	4.0	4.25	4.25
biodrowo-żebrowy	7.3	2.7	2.7	2.3
Działanie w górę:				
wielodzielny	5.2	4.4	1.2	2.0
najdłuższy	13.0	6.6	1.95	2.1

Tabela 4.1. opisuje mięśnie działające w łuku kręgowym piątego kręgu, ich wielkość i odległość od linii działania. Współczynnik W/L związany jest z polem przekroju poprzecznego mięśnia.

Używając P dla oznaczenia jednostkowej siły otrzymamy:

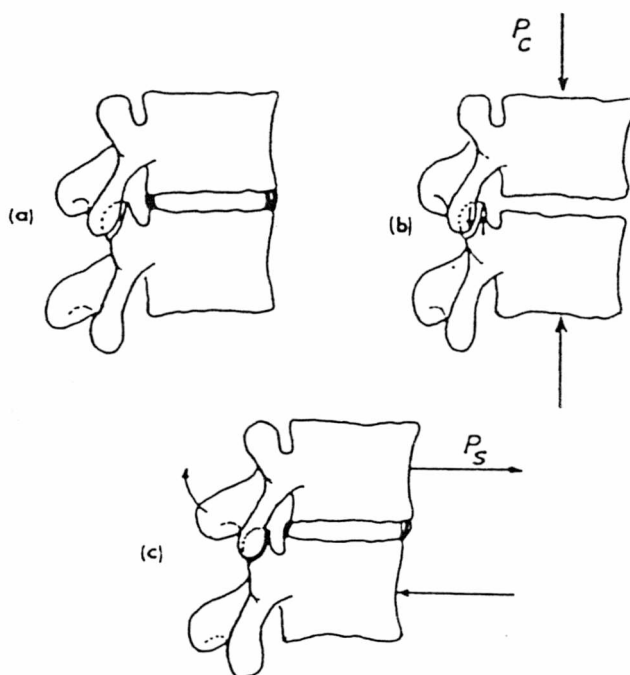
$$4,25P \times 0.0425 + 2,7P \times 0.023 + 1,2P \times 0.02 - 1,95P \times 0.021 =$$

wielodzielny działający w dół	biodrowo- żebrowy działający w dół	wielodzielny działający w górę	najdłuższy działający w górę
-------------------------------------	---	--------------------------------------	------------------------------------

$$= 16,1 \text{ Nm} = M_{mp}$$

Tylko jedna z obliczonych powyżej sił działa na wyrostek kolczysty kręgu L5. Z powyższego równania wyznaczono wartość siły $P = 90,8 \text{ N}$. Stąd siła działająca w dół na wyrostek kolczysty wynosi $4,25 P$, czyli $P_{sp} = 385 \text{ N}$.

Następnym ważnym zagadnieniem jest określenie sił wytwarzających naprężenia w łuku kręgowym w poprzek wyrostków stawowych. W kręgu lędźwiowym powierzchnie ścian stawów, chociaż nie płaskie, są ustawione pod kątem prostym do płaszczyzny poprzecznej dzielącej na połowy krążek międzykręgowy. Ponieważ ścianki stawów mogą swobodnie ślizgać się jedno po drugim, wzajemnie nie mogą przenosić żadnej składowej siły ściskającej, która działa pod kątem prostym do płaszczyzny. (rys. 2.3)



Rys. 4.2. a) Schemat połączenia dwóch kręgów.

- b) Wzdłużna siła ściskająca jest przenoszona przez krążek międzykręgowy ale nie przez ścianki stawów, które ślizgają się po sobie.
- c) Siła tnąca przyłożona do kręgów jest przenoszona w części przez naprężenia tnące w krążku międzykręgowym oraz w części przez ścianki stawów w rezultacie tylnego zginania łuku kręgowego.

Przyjmuje się, że miękkie i cienkie tkanki na zewnątrz kręgosłupa nie uczestniczą w znacznym stopniu w przenoszeniu sił P_s (ścinającej). W płaszczyźnie kości krzyżowej (połączenia S1-L5) pojawiają się struktury wewnątrz kręgosłupa, które przeciwstawiają się tej sile: krążek międzykręgowy i wyrostki stawowe dolne łuku kręgowego. Istotnym zagadnieniem jest udział krążka międzykręgowego (dysku) i ścianek wyrostków stawowych dolnych łuku kręgowego w przenoszeniu siły ścinającej.

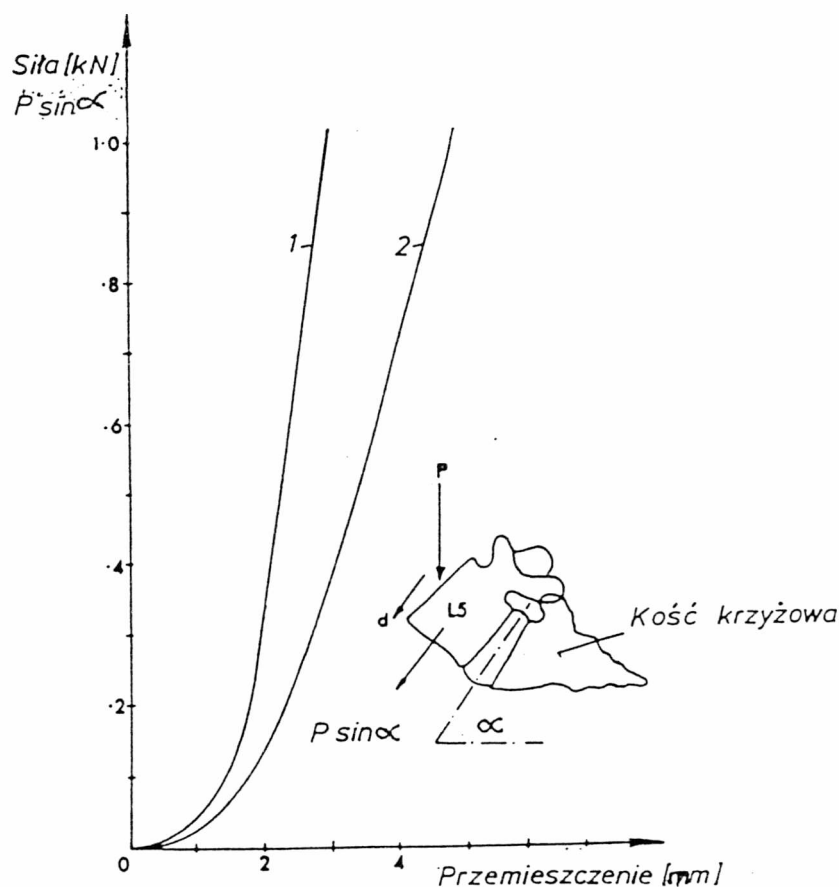
Ażeby rozwiązać ten problem, konieczne jest określenie stosunku sztywności dysku przy ścinaniu i łuku kręgowego przy zginaniu. Hutton i Adams [41] wykonali pomiary tego typu na preparatach sekcyjnych kręgosłupa lędźwiowego. Badania przeprowadzono na lędźwiowych połączeniach składających się z dwóch kręgów i krążka międzykręgowego. Dolny krąg był utwierdzony, a obciążenie było przekazywane przez górny krąg i walec z pochyloną płaszczyzną przymocowaną do trzonu pod kątem α do poziomu. W rezultacie składowa $P \cos \alpha$ ścisnęła połączenie kręgów a składowa $P \sin \alpha$ wywoływała jego ścinanie. Każde doświadczenie było przeprowadzone najpierw z międzykręgowym połączeniem nienaruszonym, a następnie po przecięciu łuku kręgowego (rys. 2.3).

Rys. 4.3 przedstawia wykres siły ścinającej w funkcji przemieszczenia dla nienaruszonego połączenia L5-S1 i dla tego samego połączenia po przecięciu łuku kręgowego. Przesunięcie w obu przypadkach określa sztywność tego układu.

Dla nienaruszonego połączenia to przesunięcie lub sztywność jest około dwukrotnie większa niż dla uwolnionego krążka międzykręgowego. Stąd wniosek, że krążek międzykręgowy i łuk kręgowy przenoszą w przybliżeniu równą siłę ścinającą.

W dalszych rozważaniach oznaczenie r wskazuje część całkowitej siły w płaszczyźnie krążka międzykręgowego, która jest przenoszona przez zginanie wyrostka kolczystego łuku kręgowego. Jednakże oddziaływanie wyrostka kolczystego ma wpływ na stan obciążenia wyrostków stawowych. Tak jest ponieważ jej linia działania przebiega pewien odcinek odległy od połączenia

par wyrostków stawowych i w rezultacie wytwarza moment zginający w poprzek łuku kręgowego. Ponadto sztywne połączenie kostne pomiędzy wyrostkiem kolczystym a wyrostkami stawowymi, i fakt że wyrostki stawowe dolne są w bezpośrednim kontakcie z wyrostkami stawowymi górnymi kręgu niższego sprawia, że część siły P_{sp} jest przekazywana do tego połączenia.



Rys.4.3. Wykres przemieszczenia połączenia S1-L5 w układzie siła - przemieszczenie. (Kobieta lat 18). [41]

- krzywa 1 - obciążony dysk i łuk kręgowy,
- krzywa 2 - obciążony tylko dysk, łuk kręgowy przecięty.

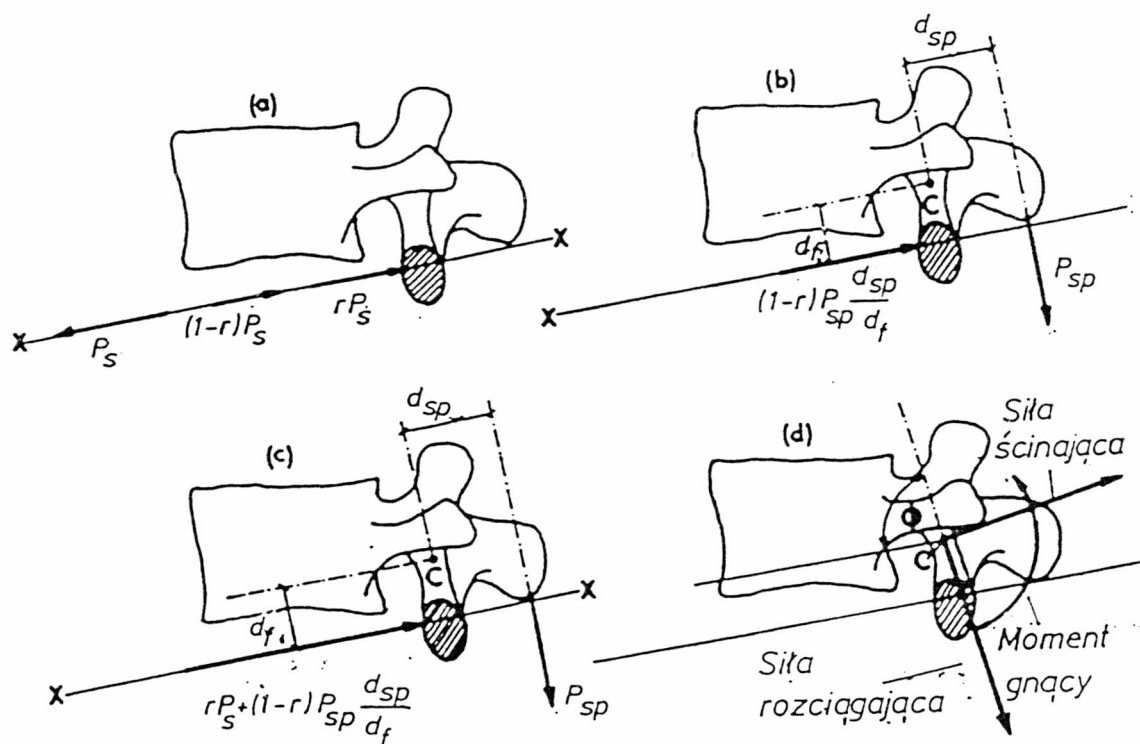
Podobnie jak międzykręgową siłą ścinającą, składowe siły działającej na wyrostek kolczysty wywołują zginanie łuku kręgowego oraz częściowo ścinanie krążka międzykręgowego.

Rys.4.4.b przedstawia równowagę sił w połączeniu międzykręgowym wynikłą z działania siły P_{sp} wyrostka kolczystego.

Rozpatrzono momenty działające w parach wyrostków stawowych oznaczonych punktem c. Jeśli odległość od punktu c do ścianek wyrostków stawowych dolnych jest d_f , a z punktu c do linii działania siły P_{sp} jest d_{sp} , to siła P_{sp} może wytwarzać siłę:

$$\frac{P_{sp} \cdot d_{sp}}{d_f}$$

w płaszczyźnie krążka międzykręgowego.



Rys. 4.4. Siły działające na łuk kręgowy. a) i b) - P_s i P_{sp} działają na siły pojawiające się w wyrostkach stawowych dolnych; c) złożenie sił z rysunku a i b działających na łuk kręgowy; d) rozkład sił przedstawionych na rys. c.

Jednakże, część r tej siły stawia opór poprzez sztywność łuku kręgowego pod warunkiem, że tylko siła $(1 - r) P_{sp} d_{sp}/d_f$ jest przenoszona przez krążek międzykręgowy i w ten sposób siła ta pojawia się na ściankach wyrostków stawowych dolnych. Stąd całkowita siła na ściankach wyrostków stawowych dolnych przedstawia się

$$W_{sd} = rP_s + (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f} \quad (4.4)$$

moment zginający działający do tyłu w łuku kręgowym opisany jest:

$$\begin{aligned} M_{gsp} &= [r P_s + (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f}] d_f - P_{sp} d_{sp} = \\ &= r (P_s d_f - P_{sp} d_{sp}) \end{aligned} \quad (4.5)$$

Ażeby określić siły rozciągające i ścinające w łuku kręgowym musimy rozłożyć je na składowe działające wzdłuż linii węziny, powodujące rozciąganie węziny i składowe działające pod kątem prostym do nich wywołujące ścinanie w wyrostkach.

Ponieważ węzina jest nieregularnego kształtu, określenie linii wzdłuż których siły wytwarzają czyste rozciąganie, w poprzek wyrostków, jest trudne i bardzo przybliżone. Jednakże rzut boczny kręgu lędźwiowego pokazuje, że węzina nie jest równoległa do tylnej płaszczyzny trzonu ale nachylona do tyłu i skierowana ku dołowi do przecięcia z płaszczyzną krążka międzykręgowego pod kątem $70^\circ - 80^\circ$ (kąt ϕ). Zatem siły w łuku kręgowym będą następujące: P_{sp} - działająca na wyrostek kolczysty i siła ścianek wyrostków stawowych dolnych

$$W_{sd} = rP_s + (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f} \quad (\text{rys. 4.4.c})$$

Rozkładając te siły (rys. 4.4) na składowe wzdłuż linii węziny (siły rozciągające) uzyskuje się:

$$P_{rsp} = P_{sp} \sin \phi + \left[r P_s + (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f} \right] \cos \phi \quad (4.6)$$

i na składowe prostopadłe (siły ścinające)

$$P_{ssp} = \left[r P_s + (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f} \right] \sin \phi - P_{sp} \cos \phi \quad (4.7)$$

W przypadku połączenia L5-S1 równania te są pewnym uproszczeniem, ponieważ odległości d_{sp} i d_f wynoszą ok. 20 mm a wyrostek kolczysty kręgu L5 bywa najkrótszy ze wszystkich kręgów lędźwiowych stąd ułamek d_{sp}/d_f dąży do jedności. Wartość r dla krążka międzykręgowego S1-L5 jest 0,5 (po podstawieniu wartości z rys. 4.3)

Kąt $\phi = 80^\circ$, $P_{sp} = 385 \text{ N}$, $P_{s5} = 134 \text{ N}$

Moment zginający działający w tylnej części trzonu otrzymamy z wyrażenia (4.5)

$$M_{gsp} = 0,5 \times 0,02 (134 - 385) = -2,51 \text{ Nm}$$

czyli ma kierunek przeciwny do założonego na rysunku

Siłę rozciągającą określa wyrażenie (4.6):

$$P_{rsp} = 385 \sin 80^\circ + (0,5 \times 134 + 0,5 \times 385) \cos 80^\circ = 424 \text{ N}$$

i siłę ścinającą wyrażenie (4.7):

$$P_{ssp} = (0,5 \times 134 + 0,5 \times 385) \sin 80^\circ - 385 \cos 80^\circ = 192 \text{ N}$$

oraz siłę wyrostka stawowego:

$$W_{sd} = r P_s + (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f} = 0,5 \times 134 + 0,5 \times 385 = 260 \text{ N}$$

Rozpatrując pozycję przeprostu (rtg z rys. 3.3 i skiagram z rys. 3.6) rozkład sił i kąty ich działania zmieniają się ze względu na zmianę kąta pochylenia kości krzyżowej do poziomu.

W tej pozycji kąt WF przyjmie wartość 28° (rys. 3.6). Dla porównania w pozycji skłon do przodu 71° a dla stojącej 38° . W przeproście ciśnienie tłoczni brzucha jest małe i efekt ten może być pominięty. Masa ramion, głowy i tułowia powyżej kości krzyżowej stanowi 55 % masy ciała ($Q=746$ N),
 $Q_t = Q \cdot 55\% = 410$ N (rys. 4.5).

Środek ciężkości znajduje się 50 mm od środka obrotu i mięśnie prostujące działają w odległości d_x z tyłu do środka obrotu w odległości 48 mm.

Korzystając z równań stosowanych uprzednio można wyliczyć siłę w mięśniach prostujących

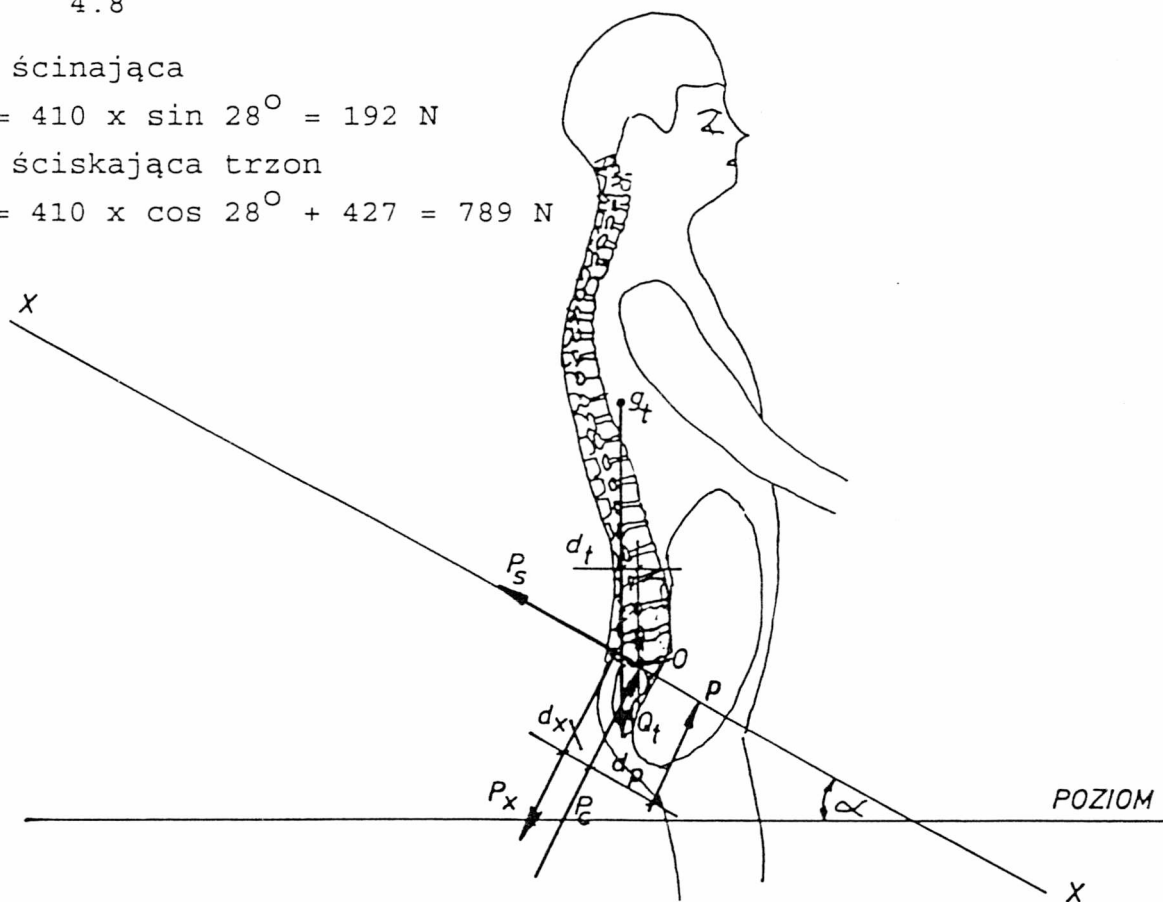
$$P_{x5} = \frac{410 \cdot x - 5}{4.8} = 427 \text{ N}$$

siła ścinająca

$$P_{s5} = 410 \times \sin 28^\circ = 192 \text{ N}$$

siła ściskająca trzon

$$P_{c5} = 410 \times \cos 28^\circ + 427 = 789 \text{ N}$$



Rys. 4.5. Siły występujące w połączeniu S1-L5 w pozycji przeprost.

Obliczono siłę mięśni prostujących na poziomie L4-L5. Masa tułowia powyżej poziomu L4 przyjmuje wartość $Q_t = 399 \text{ N}$. Z powodu lordozy lędźwiowej, na tym poziomie, odległość d_t do środka ciężkości g_t wynosi 32 mm. Wartość d_x nie ulega zmianie

$$P_{x4} = \frac{399 \times 3,2}{4,8} = 266 \text{ N}$$

Różnica sił prostownika grzbietu wynosi:

$$P_{x5} - P_{x4} = 427 - 266 = 161 \text{ N}$$

która działa na ramieniu 48 mm od punktu 0 i daje moment prostownika

$$M_{mp} = 161 \times 0.048 = 7.73 \text{ Nm}$$

Stosując nową wartość momentu prostownika (mięśnia prostującego) w równaniu (4.4) $P = 43,6 \text{ N}$ można raz jeszcze obliczyć siłę działającą w dół na wyrostek kolczysty $P_{sp} = 185 \text{ N}$. Stosując wyrażenia (4.5), (4.6) i (4.7) poprzednio wyprowadzone, można wyznaczyć moment zginający i siły rozciągające i ścinające działające w wyrostkach stawowych w piątym kręgu L5.

Moment zginający jest dany przez

$$M_{gsp} = 0,5 \times 0.02 (192 - 185) = 0.07 \text{ Nm}$$

siła rozciągająca:

$$P_{rsp} = 185 \times \sin 80^\circ + (0,5 \times 192 + 0,5 \times 185) \cos 80^\circ = 214 \text{ N}$$

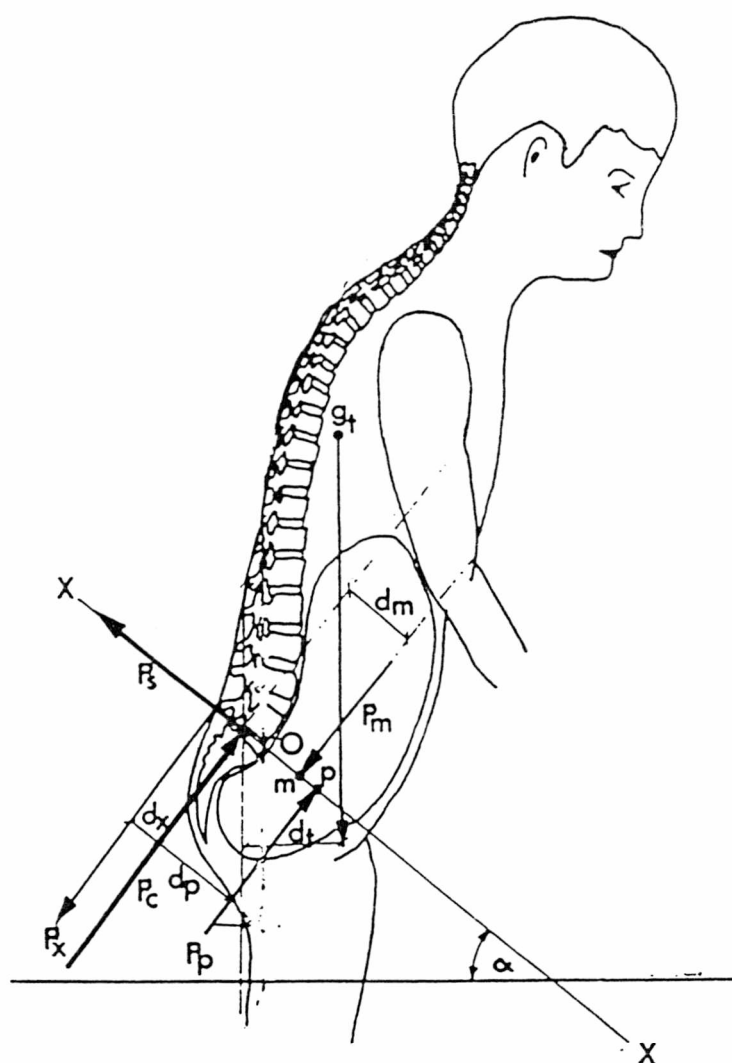
siła ścinająca:

$$P_{ssp} = (0,5 \times 192 + 0,5 \times 185) \sin 80^\circ - 185 \times \cos 80^\circ = 153 \text{ N}$$

siła wyrostka stawowego:

$$W_{sd} = r P_s + (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f} = 0,5 \times 192 + 0,5 \times 185 = 188,5 \text{ N}$$

Rozpatrując sytuację w pozycji stojącej (rtg z rys. 3.2 oraz skiagram z rys. 3.5), rozkład sił i kąty ich działania zmieniają się ze względu na zmianę pochylenia kości krzyżowej $WF = 38^\circ$. Siły, ich kąty i miejsca działania przedstawiono na rys. 4.6. Oznaczenia jak na rys. 4.1.



Rys. 4.6. Siły występujące w połączeniu kość krzyżowa S1 - krąg lędźwiowy L5 pozycji w stojącej.

Te siły są równoważone przez siłę reakcji posiadającą składową P_c działającą pod kątem do płaszczyzny x-x, tworzącą naprężenia ściskające w krążku międzykręgowym oraz P_s działającą w płaszczyźnie x-x, wywołującą naprężenia ścinające w krążku i siłę ściskającą pomiędzy ściankami stawów łuku kręgowego.

W pozycji stojącej ciśnienie jamy brzusznej jest małe i ten efekt może być pominięty. Kość krzyżowa tworzy z poziomem kąt $\alpha = 38^\circ$. Masę ciała przyjęto $Q = 746 \text{ N}$. Masa ramion, głowy i tułowia powyżej kości krzyżowej stanowi 55 % masy ciała. $Q_t = 55 \% \times 746 \text{ N} = 410 \text{ N}$. Środek ciężkości znajduje się 50 mm od środka obrotu a mięśnie prostujące działają w odległości $d_x = 48 \text{ mm}$ z tyłu do środka obrotu.

W stanie równowagi statycznej możliwe jest zapisanie następujących równań momentów działających wokół punktu 0.

$$P_x d_x + P_p d_p = Q_t d_t + P_m d_m \quad (4.1)$$

składowe sił prostopadłe do osi x-x

$$P_c = Q_t \cos \alpha + P_x - P_p + P_m \quad (4.2)$$

składowe sił w płaszczyźnie x-x

$$P_s = Q_t \sin \alpha \quad (4.3)$$

Jak wspomniano poprzednio efekt od ciśnienia tłoczni brzucha pominiemy. Stosując równania (4.1) (4.2) i (4.3) obliczono siły działające w połączeniu kość krzyżowa - krąg L5 (dla osobnika o masie 746 N).

$$P_{x5} = \frac{410 \times 5}{4,8} = 427 \text{ N}$$

siła ścinająca:

$$P_{s5} = 410 \times \sin 38^\circ = 252 \text{ N}$$

siła działająca na trzon (ściskająca):

$$P_{c5} = Q_t \times \cos \alpha + P_{x5} = 410 \times \cos 38^\circ + 427 = 750 \text{ N}$$

Obliczmy siłę prostownika grzbietu dla poziomu L4-L5. Ciężar tułowia nieznacznie się obniżył z 55 % do 53,5 % do poziomu $Q_t = 399 \text{ N}$. Z powodu lordozy lędźwiowej odległość d_t do środka ciężkości wynosi na tym poziomie 32 mm. Wartość d_x nie ulega zmianie

$$P_{x4} = \frac{399 \times 3.2}{4.8} = 266 \text{ N}$$

Różnica sił prostownika grzbietu wynosi:

$$P_{x5} - P_{x4} = 427 - 266 = 161 \text{ N}$$

którą działając na ramieniu $d_x = 48 \text{ mm}$ daje moment prostownika wynoszący

$$M_{mp} = 161 \times 0.048 = 7.73 \text{ Nm}$$

Różnica $P_{x5} - P_{x4}$, może być wytłumaczona przez ślizganie mięśni prostownika po łuku kręgowym i działaniem w kierunku środka obrotu. Stosując wartość momentu prostownika w równaniu (4.4) można oszacować siłę działającą w dół na wyrostek kolczysty

$$P_{sp} = 185 \text{ N}$$

Moment zginający działający w tylnej części trzonu otrzymamy z wyrażenia (4.5)

$$M_{gsp} = 0,5 \times 0,02 (185 - 252) = -0,67 \text{ Nm}$$

czyli ma kierunek przeciwny do założonego na rysunku.

Siłę rozciągającą określa wyrażenie (4.6):

$$P_{rsp} = 185 \times \sin 80^{\circ} + (0,5 \times 252 + 0,5 \times 185) \cos 80^{\circ} = 220 \text{ N}$$

i siłę ścinającą wyrażenie (4.7):

$$P_{ssp} = (0,5 \times 252 + 0,5 \times 185) \sin 80^{\circ} - 185 \times \cos 80^{\circ} = 247 \text{ N}$$

siła wyrostka stawowego:

$$W_{sd} = rP_s (1 - r) P_{sp} \frac{d_{sp}}{d_f} = 0,5 \times 252 + 0,5 \times 185 = 219 \text{ N}$$

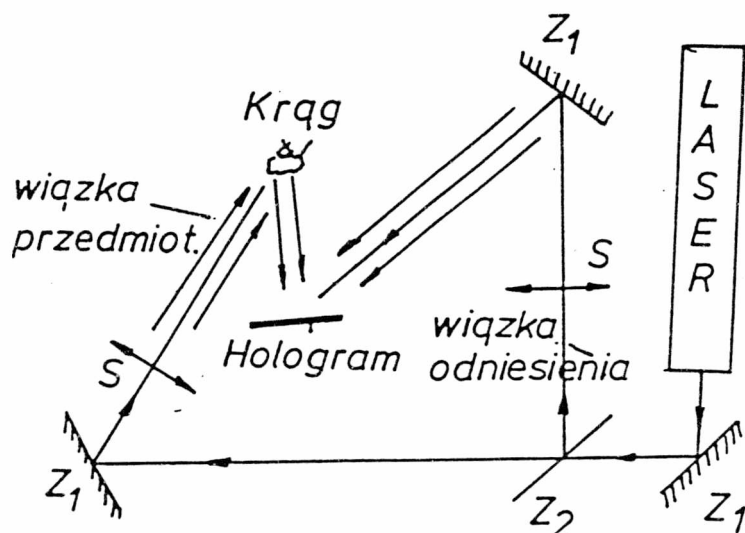
Ustalenie sił i ich kierunków, działających na trzon i poszczególne wyrostki, pozwoliło na przeprowadzenie eksperymentu przedstawionego w następnym rozdziale.

5. BADANIE PRZEMIESZCZEŃ ŁUKU KRĘGU METODĄ INTERFEROMETRII HOLOGRAFICZNEJ.

Zgodnie z celem zawartym w rozdziale 2 badano przemieszczenia łuku kręgu w symulowanych pozycjach czynnościowych kręgosłupa. Zastosowana metoda interferometrii holograficznej umożliwia ocenę jakościową i ilościową przemieszczeń jednocześnie w całym analizowanym obszarze, co pozwoli na ocenę równomierności przemieszczeń wyrostków oraz wężyny kręgu.

5.1. Podstawy teoretyczne metody interferometrii holograficznej [10, 14, 57, 65].

Idea metody polega na zarejestrowaniu i odtworzeniu fazowo-amplitudowego zapisu obrazu badanego obiektu. Użyty w doświadczeniu układ optyczny umożliwia pomiar techniką podwójnej ekspozycji oraz czasu rzeczywistego (rys. 5.1.). W układzie tym emitowana przez laser helowo-neonowy wiązka światła spójnego,



Rys. 5.1. Schemat optyczny układu.

o mocy 60 mW i długości fali 632,8 nm, pada na zwierciadło dzielące Z_2 , gdzie ulega podzieleniu na wiązkę przedmiotową V_p i odniesienia V_o . Wiązka przedmiotowa jest rozpraszana w soczewce S tak, by oświetlić fragment badanego kręgu. Część światła odbitego zostaje rozproszona w kierunku płyty holograficznej H. Wiązka odniesienia po rozproszeniu w soczewce S i odbiciu od zwierciadła Z_1 pada na płytę holograficzną H, na której rejestrowany jest efekt interferencji z wiązką przedmiotową.

Stosowana w eksperymencie technika podwójnej ekspozycji polega na dwukrotnym zarejestrowaniu hologramu przed i po obciążeniu badanego obiektu. W wyniku interferencji tych dwóch obrazów przy odtwarzaniu interferogramów na tle badanego przedmiotu widoczne są prążki przebiegające przez punkty o jednakowej wartości przemieszczenia w kierunku prostopadłym do płaszczyzny rejestracji. Przemieszczenia te odpowiadają przyrostowi przemieszczeń pomiędzy pierwszą i drugą ekspozycją.

Technika czasu rzeczywistego, stosowana w przeprowadzonych badaniach do wyznaczania prążka zerowego oraz oceny zmian przemieszczeń w funkcji obciążenia, polega na zarejestrowaniu hologramu badanego przedmiotu z obciążeniem wstępnym, który po

obróbce chemicznej należy umieścić dokładnie w pozycji, w której dokonano rejestracji. Na hologramie obserwuje się efekt interferencji obrazu zarejestrowanego i powstającego na skutek zmian obciążenia.

Wartość przemieszczenia wyznaczano z zależności [14]:

$$Z = -\frac{n \cdot \lambda}{2} \quad (5.1)$$

gdzie: n - numer prążka interferencyjnego

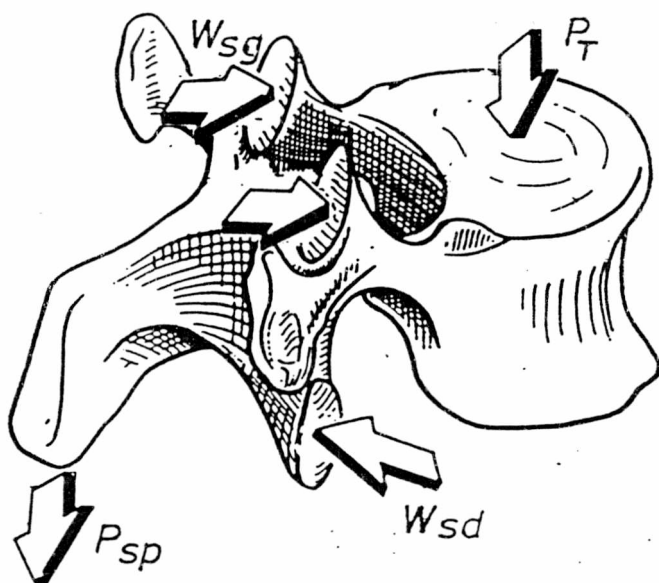
λ - długość fali światła

Ze względu na czułość metody (rzędu 250 nm), wymaga ona stworzenia szeregu warunków: budowy stołu ze sztywną, ciężką płytą na specjalnym pneumatycznym zawieszeniu i fundamencie w celu odizolowania się od drgań zewnętrznych.

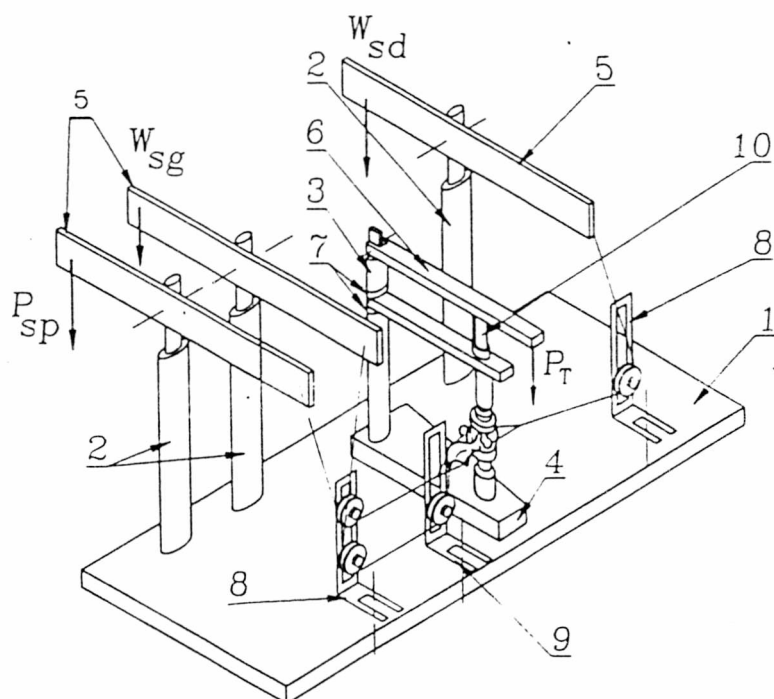
5.2. Przedmiot badań i model obciążeniowy.

Przedmiotem badań były rzeczywiste kręgi kręgosłupa lędźwiowego. Modelowano oddziaływanie siły mięśniowej i więzadłowej działającej na wyrostki kolczyste oraz wzajemne oddziaływanie na siebie kręgów tj. działanie obciążeń na wyrostki stawowe górne i dolne. Parametry geometryczne położenia kręgów określono na podstawie badań radiologicznych. Z ustawienia kręgów wynikały również kierunki działania sił na wyrostkach stawowych i kolczystych. Wartości i kierunki obciążeń działających na poszczególne wyrostki oraz trzon, dla określonych pozycji kręgosłupa, przedstawiono w tabeli 5.1. Na rys. 5.2 pokazano schematycznie działanie poszczególnych sił na elementy kręgu. Natomiast na rys. 5.3 schemat układu obciążającego użytego w czasie doświadczenia.

W układzie obciążającym utwierdzono kręgi poprzez trzony a zmiany obciążeń realizowano poprzez oddziaływanie na wyrostki kolczyste i stawowe. Skonstruowany i wykonany układ obciążający umożliwiał realizację oddziaływania siłami na wyrostki tak, aby modelować czynności kręgosłupa. Możliwa była



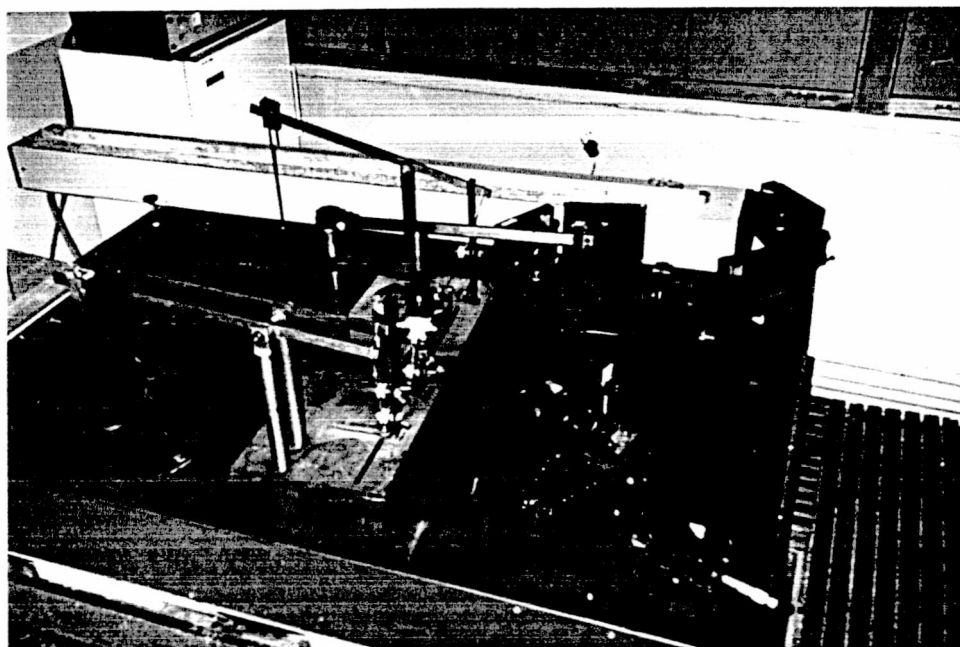
Rys. 5.2. Schemat działania sił na krąg.



Rys. 5.3. Schemat układu obciążającego.

zmiana kąta i wartości obciążenia wszystkich wyrostków. Na sztywnej płycie (1) zamocowano słupy (2) dźwigni, które poprzez linki prowadzone na krążkach, obciążały poszczególne wyrostki. Do płyty (1) przykręcono podstawę dźwigni obciążającej (4) a do niej wspornik (3) z członem pośredniczącym (6) ustalonym

nakrętkami (7). Wahacz (11) umożliwił przeniesienie siły P_T poprzez sworzeń (10) na trzon kręgu. Wyfrezowania we wspornikach krążków (8 i 9) umożliwiły zmianę położenia krążków linek, co było konieczne przy zmianie kąta obciążeń poszczególnych wyrostków. W czasie badań stosowano wyliczone obciążenia wstępne i przyrosty wynikające z uzyskiwanych gęstości prążków, dogodnych do analizy. Trzon kręgu zamocowano przez utwierdzenie górnej i dolnej jego powierzchni. W tym celu wykonano z aluminium odlewy odwzorowujące górną i dolną powierzchnię trzonu (rys. 5.2).



Rys. 5.5. Widok stanowiska pomiarowego.

Modelują one kształt dolnej płaszczyzny krążka górnego i górnej płaszczyzny krążka dolnego. Badania wykonano na stole holograficznym używając zestawu ZHL produkcji PZO (rys. 5.5).

5.3. Przebieg badań.

Jak już wcześniej wspomniano do badań zastosowano technikę interferometrii holograficznej.

Pomiary wykonano metodą podwójnej ekspozycji oraz czasu

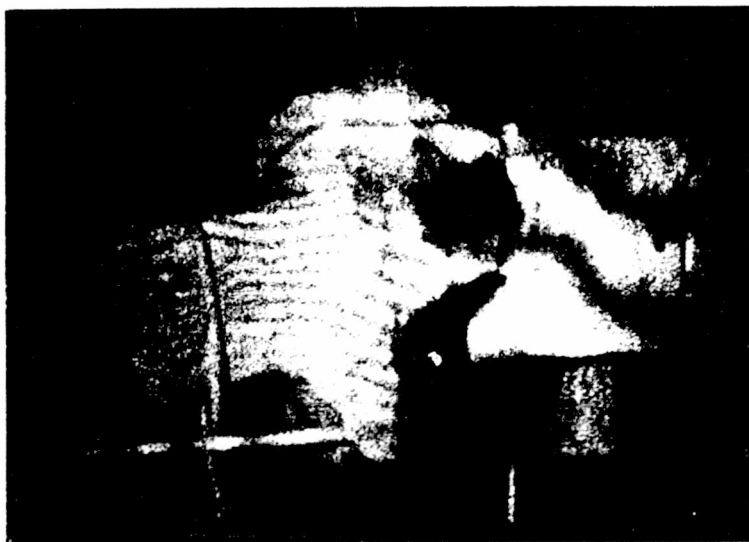
rzeczywistego w celu określenia kierunku narastania prążków i ich numeru. Dodatkowo, w celu określenia prążka zerowego stosowano beleczkę wzorcującą. Do wykonania interferogramów użyto płyt holograficznych firmy Agfa-Gevaert z warstwą antyhalo typu 10 E 75 HA reagujących na światło czerwone.

Na rys. 5.6 - 5.9 pokazano interferogramy wykonane przy obciążaniu trzonu i wyrostka kolczystego pod różnymi kątami a odpowiadające czynnościom kręgosłupa: skłon do przodu, pozycja stojąca oraz przeprost. Na podstawie interferogramów sporządzono przestrzenne wykresy przemieszczenia łuku kręgowego (wyrostka kolczystego i wężyny). Wartości przemieszczeń obliczono stosując zależność (5.1) podaną przy opisie metody pomiarowej. W czasie wykonywania pierwszej serii interferogramów wartość obciążenia trzonu nie zmieniała się natomiast obciążenie wyrostka kolczystego zmieniano o wartość zaznaczoną na wykresach przemieszczeń łuku kręgowego (wyrostka kolczystego i wężyny) (rys. 5.10 - 5.13).

Następnie dokonano analizy przemieszczeń poszczególnych punktów łuku kręgowego w funkcji czynności kręgosłupa. Na rys. 5.14. pokazano umiejscowienie analizowanych punktów, natomiast na rys. 5.15 - 5.17 wykresy zmian wartości przemieszczenia oznaczonych punktów w funkcji czynności kręgosłupa.

Tabela 5.1.

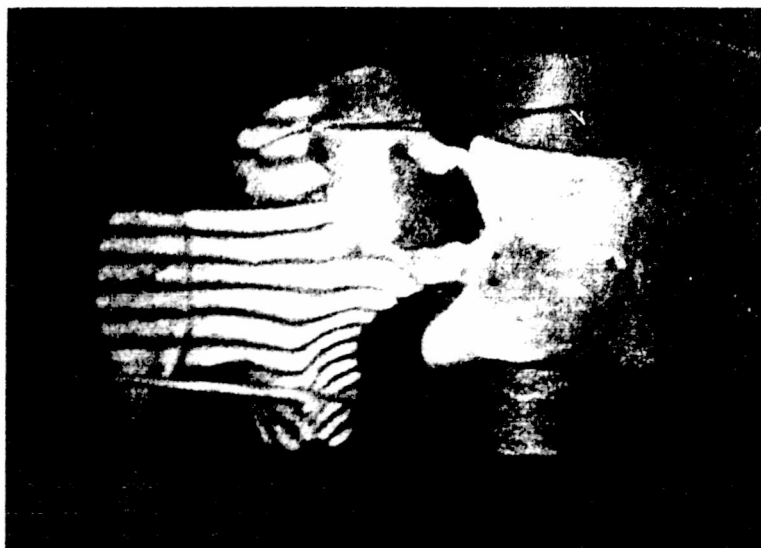
Pozycja:	Skłon	Stanie	Przeprost
Obciążenie trzonu P_T [N]	200	75	80
Wyrostek kolczysty:			
- siła P_{sp} [N]	38.5	18.5	18.5
- przyrost siły [N]	6	6	6
- kąt [$^{\circ}$]	-10	0	15
Wyrostek stawowy:			
górny, (dolny)			
- siła $W_{sg,d}$ [N]	26, (26)	22, (22)	19, (19)
- przyrost siły	6, (6)	6, (6)	6, (6)
- kąt [$^{\circ}$]	-2, (2)	12, (10)	20, (20)



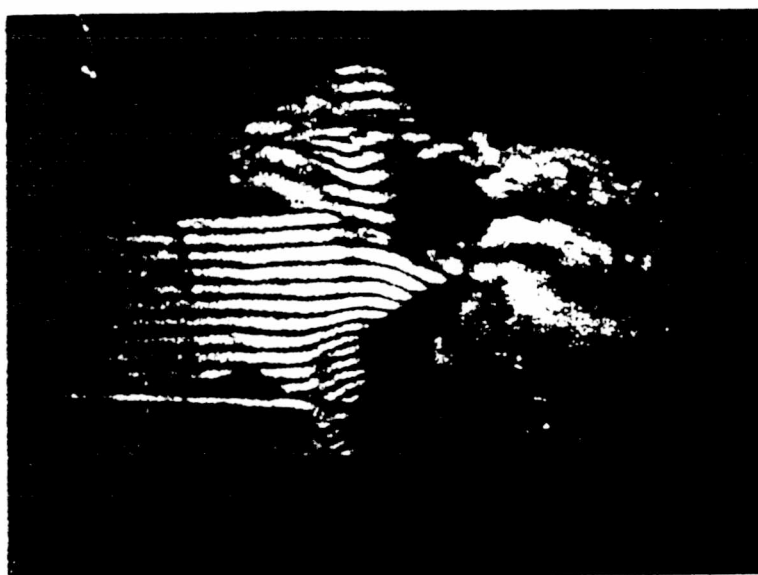
Rys. 5.6. Interferogram kręgu lędźwiowego L5 - obciążenie trzonu i wyrostka kolczystego odpowiada modelowaniu pozycji czynnościowej skłon do przodu.



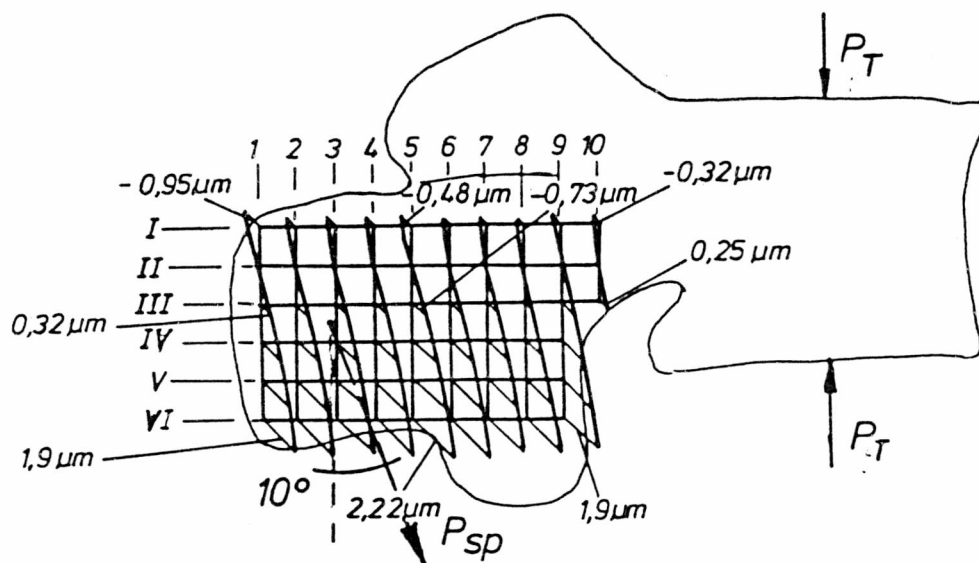
Rys. 5.7. Interferogram kręgu lędźwiowego L5 - obciążenie trzonu i wyrostka kolczystego odpowiada modelowaniu pozycji czynnościowej przeprost.



Rys. 5.8. Interferogram kręgu lędźwiowego L5 - obciążenie trzonu i wyrostka kolczystego odpowiada modelowaniu pozycji stojącej.



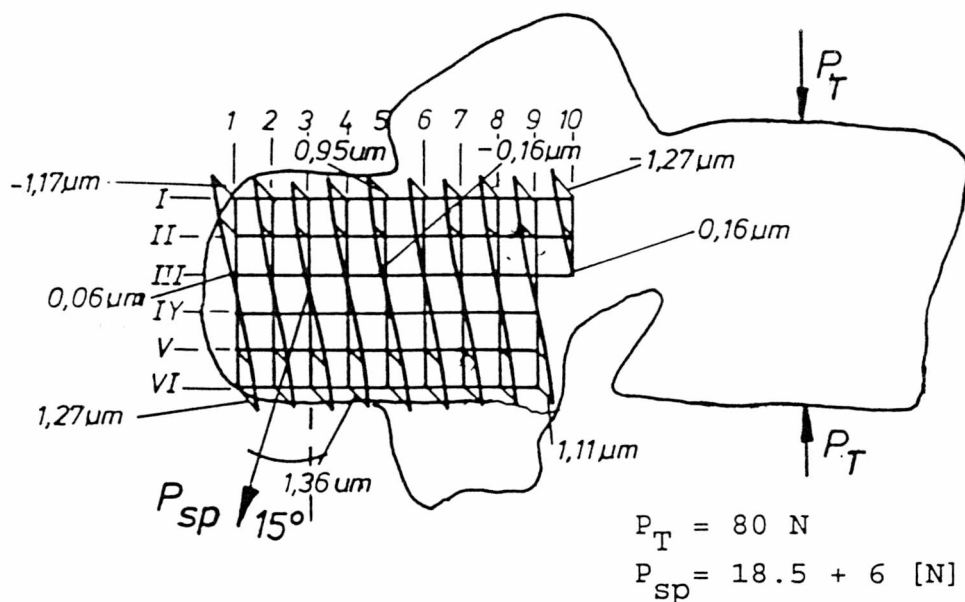
Rys. 5.9. Interferogram kręgu lędźwiowego L5 - obciążenie trzonu i wyrostka kolczystego odpowiada modelowaniu pozycji stojącej (zwiększony przyrost obciążenia).



$$P_T = 200 \text{ N}$$

$$P_{sp} = 38.5 + 6 \text{ [N]}$$

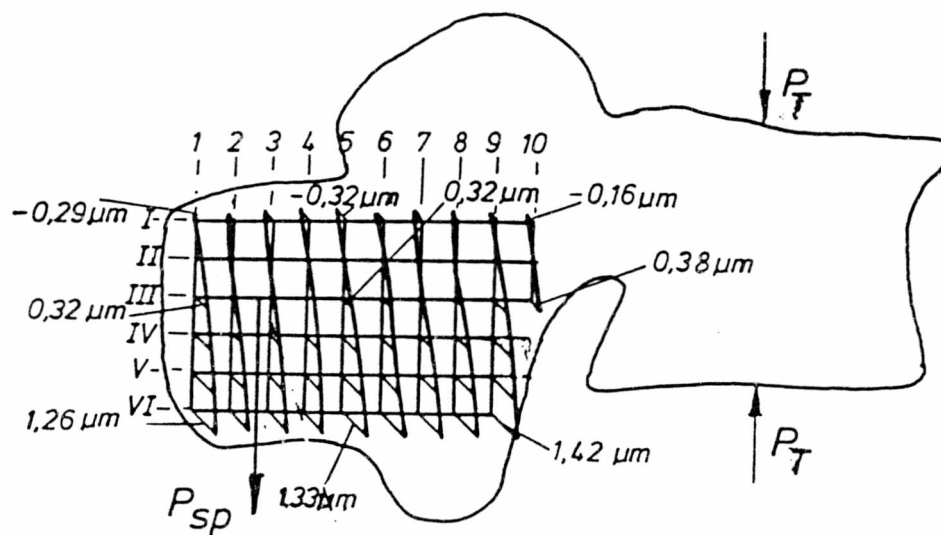
Rys. 5.10. Wykres przemieszczeń łuku kręgowego wykonany na podstawie interferogramu z rys. 5.6 (skłon do przodu).



$$P_T = 80 \text{ N}$$

$$P_{sp} = 18.5 + 6 \text{ [N]}$$

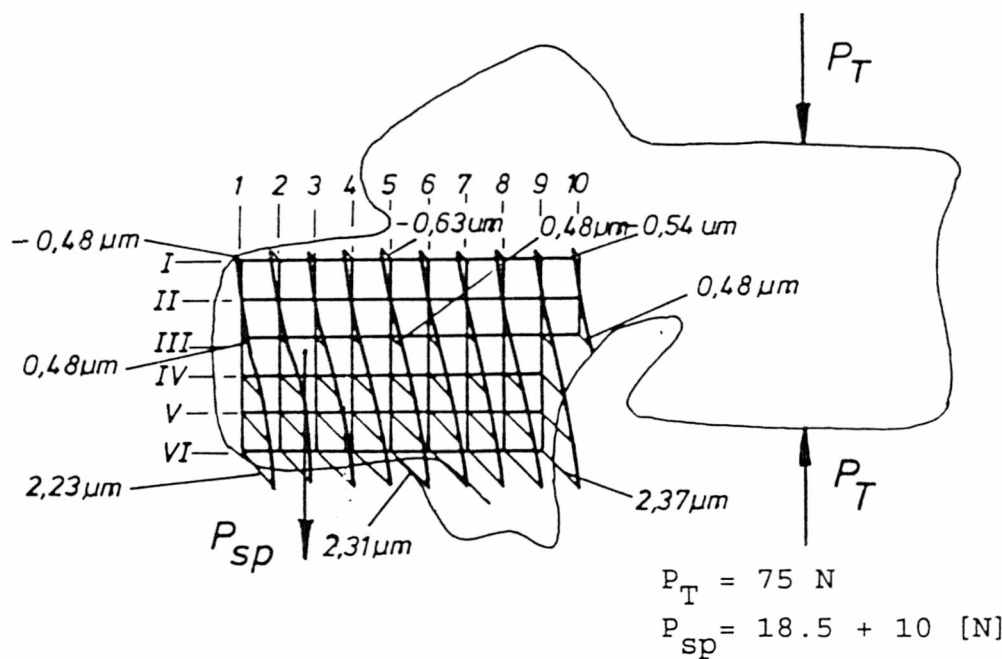
Rys. 5.11. Wykres przemieszczeń łuku kręgowego wykonany na podstawie interferogramu z rys.5.7 (przeprost).



$$P_T = 75 \text{ N}$$

$$P_{sp} = 18.5 + 6 \text{ [N]}$$

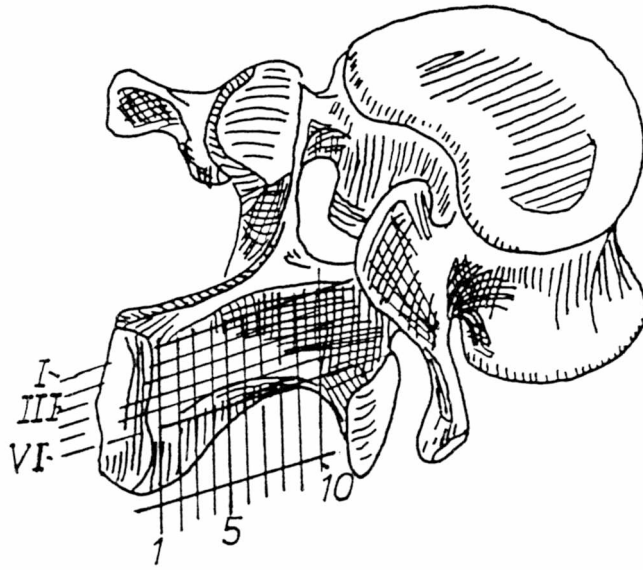
Rys. 5.12. Wykres przemieszczeń łuku kręgowego wykonany na podstawie interferogramu z rys. 5.8 (pozycja stojąca).



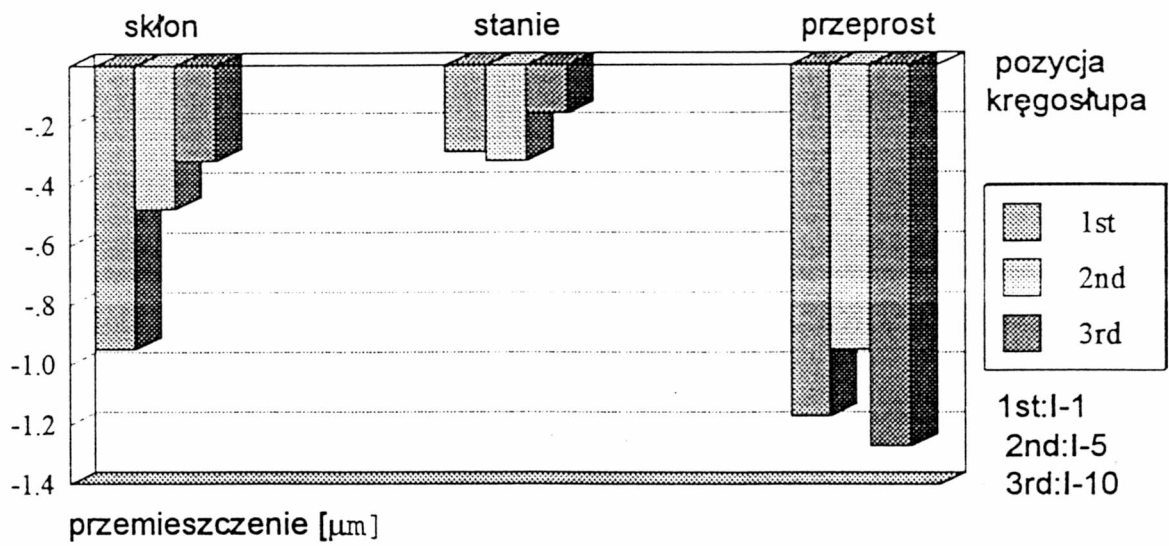
$$P_T = 75 \text{ N}$$

$$P_{sp} = 18.5 + 10 \text{ [N]}$$

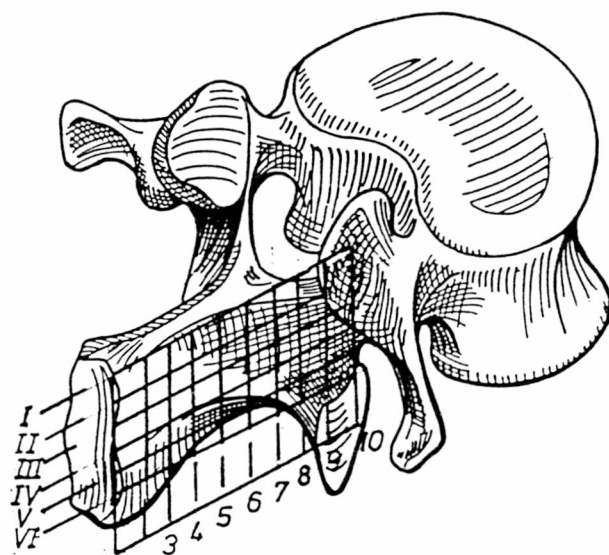
Rys. 5.13. Wykres przemieszczeń łuku kręgowego wykonany na podstawie interferogramu z rys.5.9 (pozycja stojąca). (Zwiększony przyrost obciążenia).



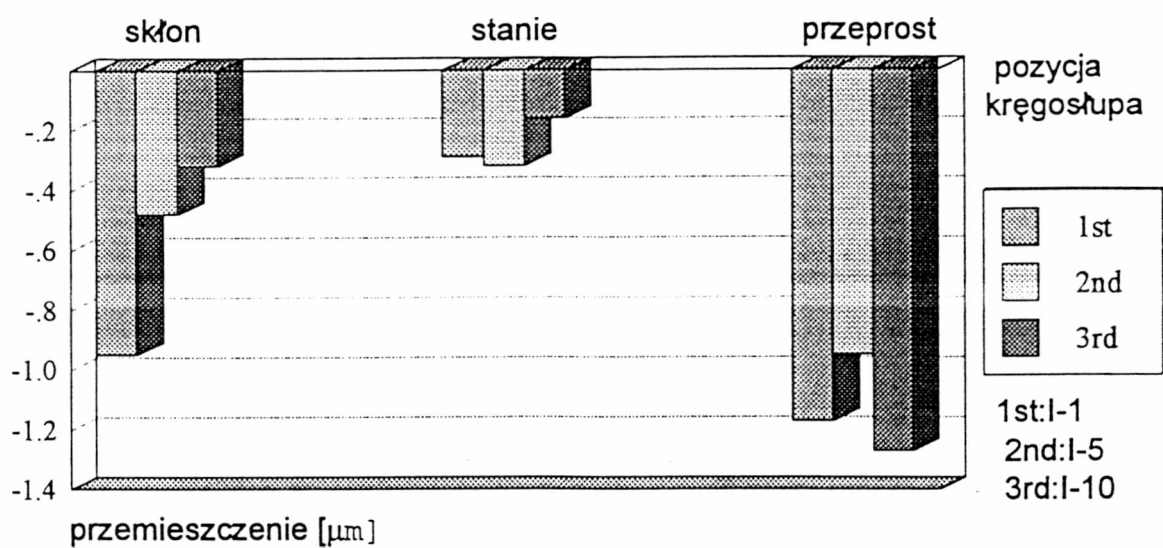
Rys. 5.14 Umieszczenie analizowanych punktów łuku kręgowego.



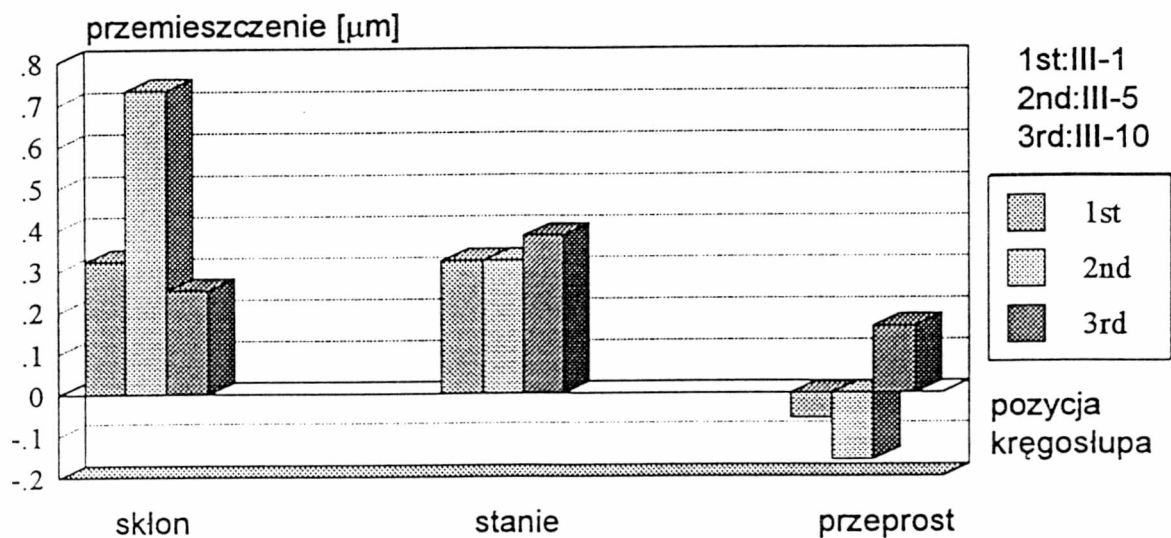
Rys. 5.15. Wykres przemieszczeń punktów I-1, I-5 i I-10 (rys. 5.14) przy obciążaniu wyrostka kolczystego kręgu L5.



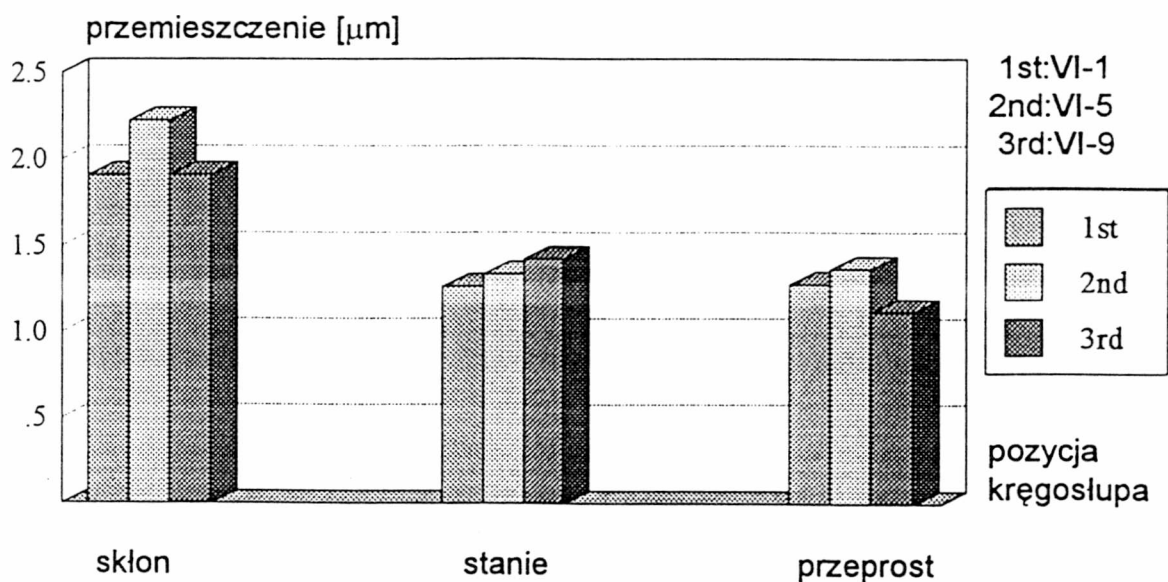
Rys. 5.14 Umieszczenie analizowanych punktów łuku kręgowego.



Rys. 5.15. Wykres przemieszczeń punktów I-1, I-5 i I-10 (rys. 5.14) przy obciążaniu wyrostka kolczystego kręgu L5.



Rys. 5.16. Wykres przemieszczeń punktów III-1, III-5 i III-10 (rys. 5.14) przy obciążaniu wyrostka kolczystego kręgu L5.



Rys. 5.17. Wykres przemieszczeń punktów VI-1, VI-5 i VI-9 (rys. 5.14) przy obciążaniu wyrostka kolczystego kręgu L5.

W drugiej serii interferogramów oprócz obciążania trzonu i wyrostka kolczystego, obciążano również wyrostki stawowe górne i dolne. Wartości obciążenia trzonu, tak jak poprzednio, nie zmieniano. Natomiast zmieniano obciążenia wyrostka kolczystego oraz wyrostków stawowych górnych i dolnych (wartości na wykresach przemieszczeń). Na rys. 5.18 - 5.20 pokazano drugą serię interferogramów. Rys. 5.21 - 5.23 przedstawiają wykresy przemieszczeń łuku kręgowego przy modelowaniu omawianych czynności kręgosłupa, a rys. 5.24 - 5.26 zmiany przemieszczeń wyznaczonych punktów łuku kręgowego (rys. 5.14).



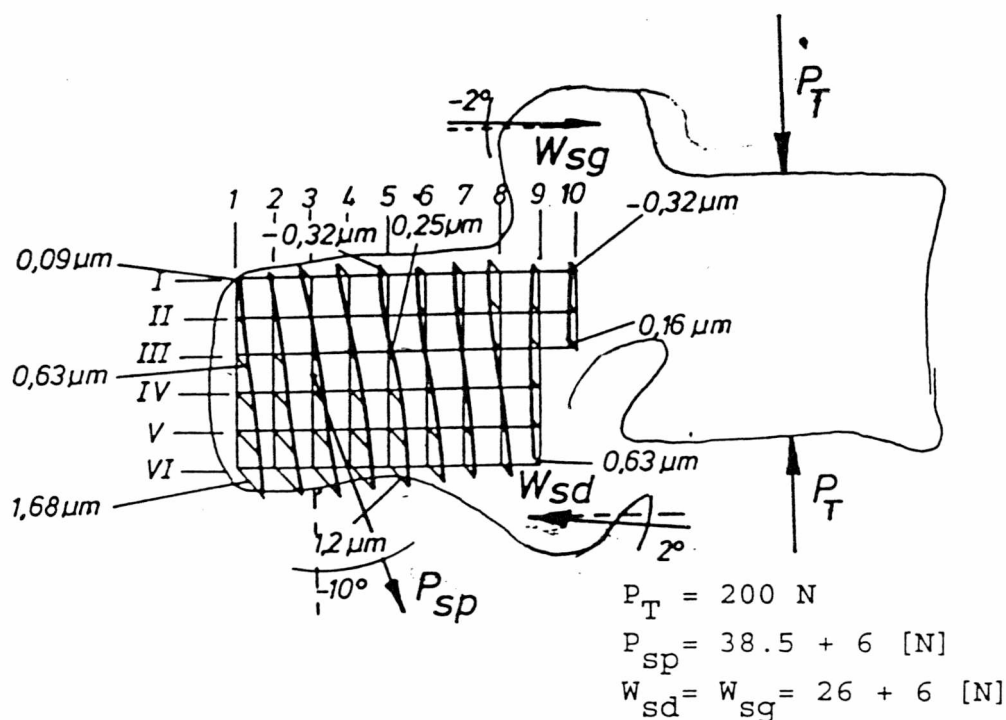
Rys. 5.18. Interferogram kręgu lędźwiowego L5 - obciążenie trzonu, wyrostków: kolczystego oraz stawowego górnego i dolnego odpowiada modelowaniu pozycji czynnościowej skłon do przodu.



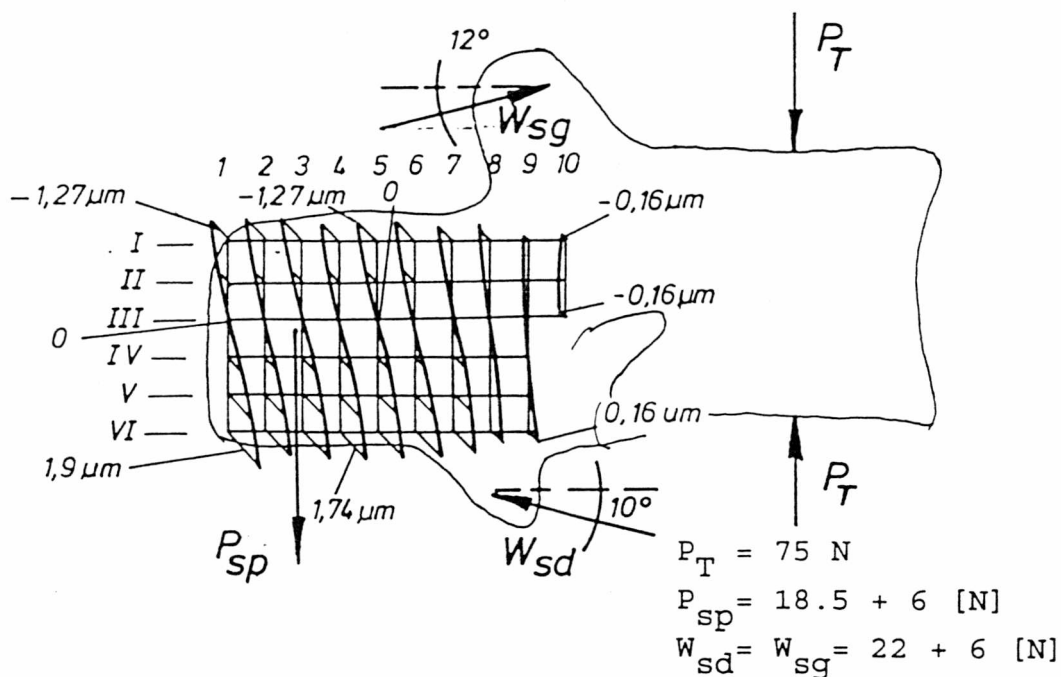
Rys. 5.19. Interferogram kręgu lędźwiowego L5 - obciążenie trzonu, wyrostków: kolczystego oraz stawowego górnego i dolnego odpowiada modelowaniu pozycji stojącej.



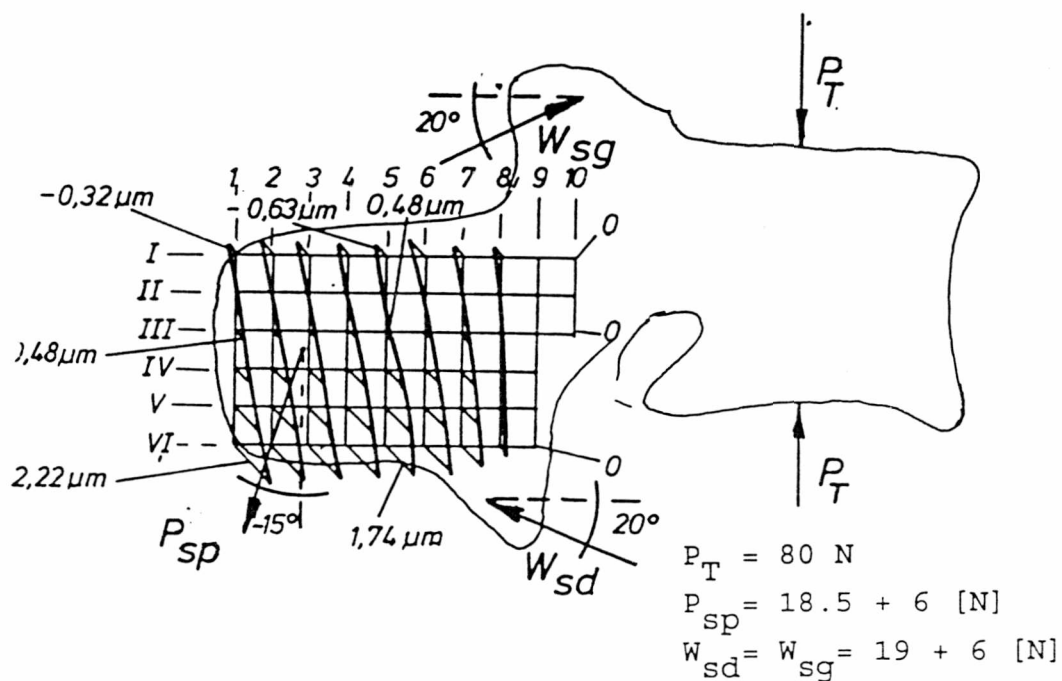
Rys. 5.20. Interferogram kręgu lędźwiowego L5 - obciążenie trzonu, wrostków: kolczystego oraz stawowego górnego i dolnego odpowiada modelowaniu pozycji czynnościowej przeprost.



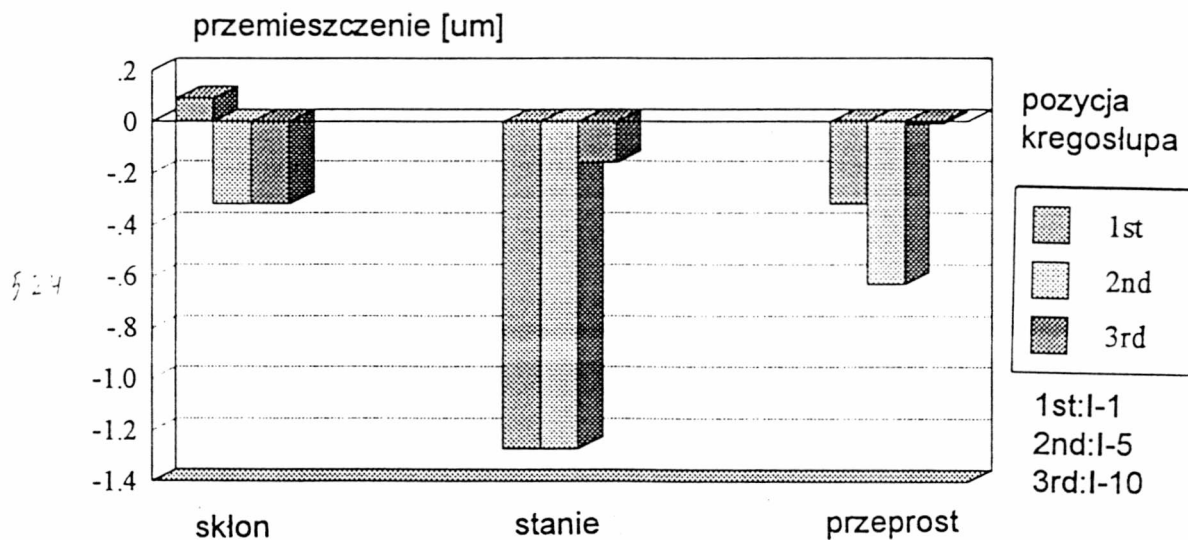
Rys. 5.21. Wykres przemieszczeń łuku kręgowego wykonany na podstawie interferogramu z rys. 5.18 (skłon do przodu).



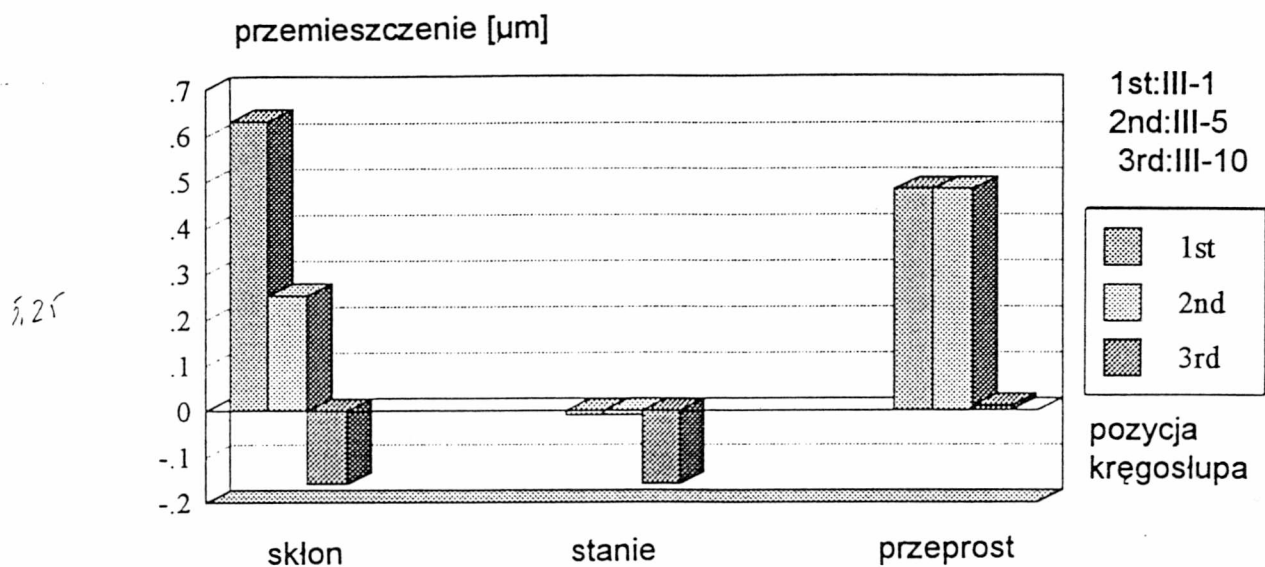
Rys. 5.22. Wykres przemieszczeń łuku kręgowego wykonany na podstawie interferogramu z rys. 5.19 (pozycja stojąca).



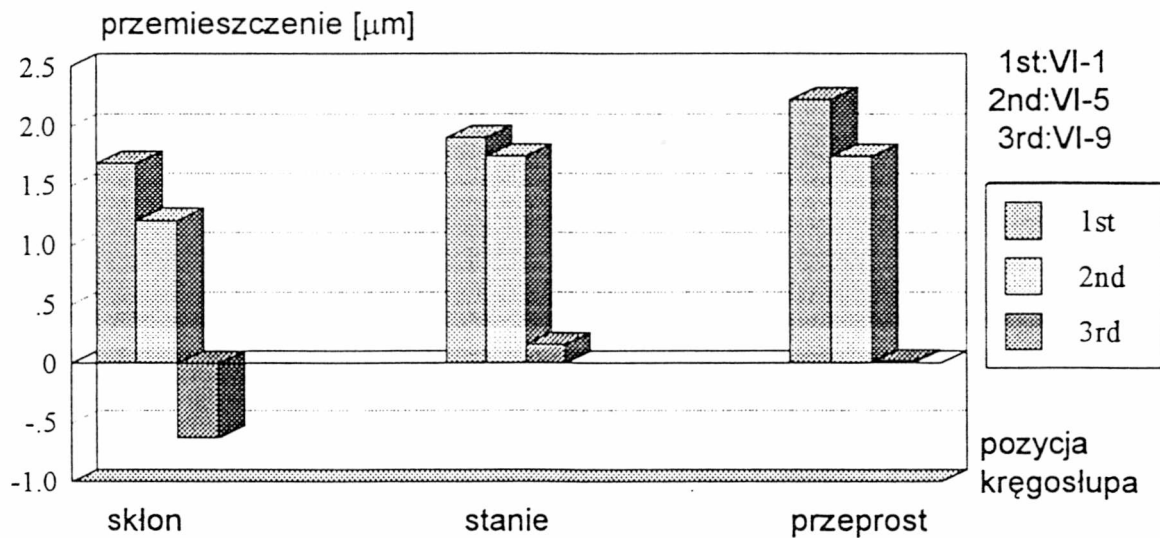
Rys. 5.23. Wykres przemieszczeń łuku kręowego wykonany na podstawie interferogramu z rys. 5.20 (przeprost).



Rys. 5.24. Wykres przemieszczeń punktów I-1, I-5 i I-10 (rys. 5.14) przy obciążaniu trzonu, wyrostków: kolczystego oraz stawowych górnych i dolnych kręgu L5.



Rys. 5.25. Wykres przemieszczeń punktów III-1, III-5 i III-10 (rys. 5.14) przy obciążaniu trzonu, wyrostków: kolczystego oraz stawowych górnych i dolnych kręgu L5.



Rys. 5.26. Wykres przemieszczeń punktów VI-1, VI-5 i VI-9 (rys. 5.14) przy obciążaniu trzonu, wyrostków: kolczystego oraz stawowych górnych i dolnych kręgu L5

5.4. Analiza wyników.

Badania umożliwiły określenie jakościowe i ilościowe przemieszczeń łuku kręgowego kręgu L5 dla różnych pozycji kręgosłupa. Otrzymane wartości informują nas o składowej prostopadłej do badanej powierzchni. W celu sprawdzenia liniowości przyrostu przemieszczenia w funkcji przyrostu siły, przy wykonywaniu interferogramów symulujących pozycję stojącą, zastosowano dwa różne przyrosty siły poszczególnych elementów łuku kręgowego. Wyniki przedstawiono na rys. 5.12 i 5.13. Zaobserwowano liniowy przyrost ilości prążków proporcjonalny do przyrostu przyłożonego obciążenia. Potwierdza to liniowy zakres przyjętych przedziałów obciążeń - sprawdzonych na wstępie doświadczenia metodą czasu rzeczywistego. Badania pozwalają na ocenę przemieszczeń poszczególnych rejonów kręgu przy złożonych stanach obciążenia. Na rys. 5.10 - 5.13 oraz 5.24 - 5.26 pokazano jak zmieniają się przemieszczenia wydzielonej grupy punktów pomiarowych kręgu w zależności od zamodelowania obciążeń poszczególnych elementów kręgu w określonej pozycji. Badania wykazały, że istnieje ścisła relacja pomiędzy obciążeniami wyrostków stawowych czy też kolczystych kręgu a rozkładami odkształceń łuku kręgowego. Na rys. 5.6 - 5.9 pokazano pierwszą serię interferogramów wykonaną przy obciążaniu trzonu i wyrostków kolczystych kręgu L5. W tabeli 5.1 podano wartości sił i kąty jakimi obciążano elementy kręgu, ponadto wartości te zaznaczono na wykresach przemieszczeń (rys. 5.10 - 5.13). Analizując wykresy przemieszczeń wydzielonej grupy punktów (rys. 5.15 - 5.17) można zaobserwować, iż największe rozpiętości przemieszczeń występują w pozycjach skłonu i przeprostu w punktach I-1 - I-10 oraz III-1 - III-10. Porównując punkty III-1 i III-10 można zauważyć zmianę znaku przemieszczenia, co świadczy o obrocie wyrostka w czasie jego ruchu. Natomiast największe wartości przemieszczeń występują w dolnym pasie wyrostka (oznaczonym na rys. 5.14 cyfrą VI). Charakter rozkładu

prążków interferencyjnych (rys. 5.6 - 5.9) wskazuje, że w rejonie węziny przemieszczenia osiągają wartości najmniejsze (belka utwierdzona).

Właśnie to miejsce, opisywane jest w literaturze medycznej, jako ulegające często pęknięciom na skutek przeciążeń np. w czasie wypadków komunikacyjnych. Również przy wykonywaniu uciążliwych zawodów mogą nastąpić procesy związane z przeciążeniem powolnym a prowadzące przeważnie do bólów kręgosłupa, a nawet złamań powodujących powstanie kręgozmyku przeciążeniowego.

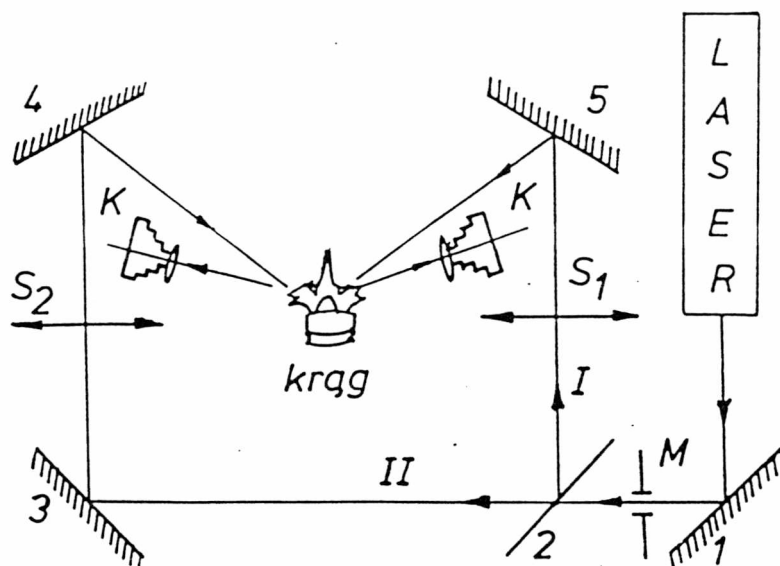
Analizując drugą serię interferogramów, w których zamodelowano obciążanie nie tylko trzonu i wyrostka kolczystego ale również wyrostków stawowych górnych i dolnych (rys. 5.18 - 5.26) można stwierdzić, że w warunkach badań laboratoryjnych taki model obciążeniowy odpowiada najwierniej rozkładowi sił działających na wydzielony krąg kręgosłupa. Na wykresach (rys. 5.21 - 5.23) widać zmianę znaku przemieszczenia w środkowej części łuku kręgowego jak również w węzinie. W górnym paśmie wyrostka (oznaczonym cyfrą I) przemieszczenia przyjmują wartości ujemne by na wysokości pasma II i III zmienić znak na dodatni. Największe wartości przemieszczenia wyrostka kolczystego obserwuje się w jego dolnym paśmie. Jest to zapewne spowodowane naturalnym, dwumiejscowym utwierdzeniem łuku kręgowego do trzonu.

6. BADANIA PRZEMIESZCZEŃ ŁUKU KRĘGU METODĄ FOTOGRAFII PLAMKOWEJ.

6.1. Metodyka i przebieg badań.

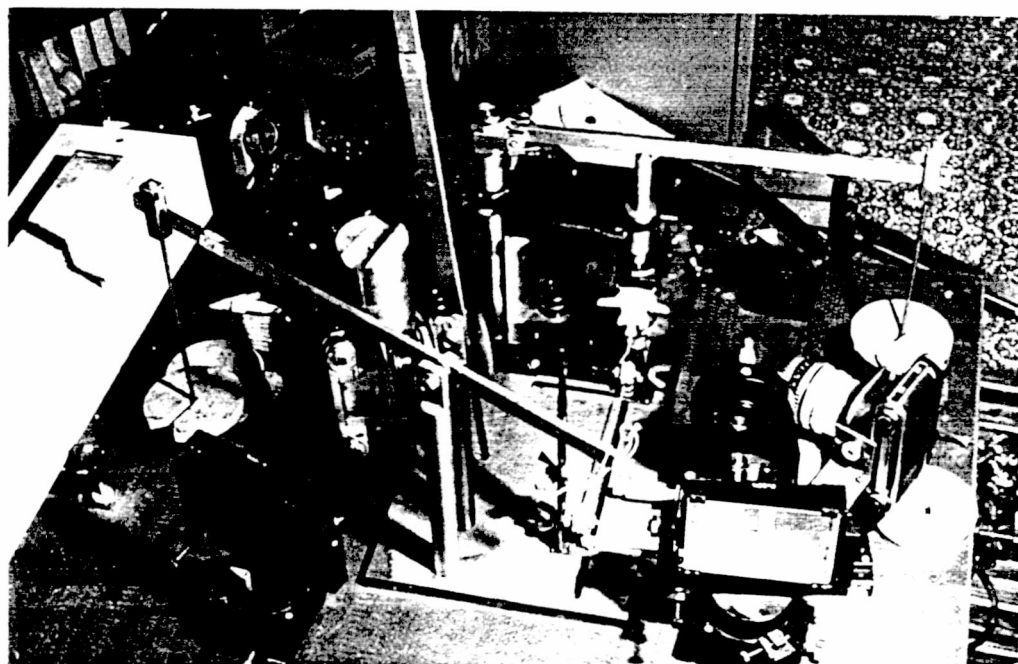
W celu określenia składowych przemieszczenia zarówno w płaszczyźnie normalnej jak i stycznej dla badanego elementu kręgu przeprowadzono również badania doświadczalne z zastosowaniem techniki fotografii plamkowej. Jak wiadomo metoda ta umożliwia bezpośrednią analizę składowych wektora przemieszczenia w płaszczyźnie równoległej do powierzchni obiektu. Stąd też mimo różnic czułości, połączenie tych dwóch metod - interferometrii holograficznej i fotografii plamkowej daje szersze możliwości w analizie odkształceń łuku kręgowego w symulowanych warunkach obciążeń.

W zastosowanej metodzie pomiarowej jest konieczne, tak jak poprzednio, użycie stabilnego układu obciążającego i pomiarowego. Wykorzystano ten sam układ obciążający co w badaniach metodą interferometrii holograficznej, a wszelkie wymagania dotyczące jego budowy oraz działanie opisano w rozdziale poprzednim.



Rys. 6.1. Schemat układu pomiarowego.

Schemat układu pomiarowego przedstawiono na rys. 6.1. Umożliwiał on jednocześnie wykonywanie plamkogramów z obu stron łuku kręgowego. W układzie przedstawionym na rysunku laser helowo-neonowy emitował wiązkę światła spójnego, która po przejściu przez zwierciadło (2) ulega podziałowi na dwie wiązki. Pierwsza wiązka po rozproszeniu przez soczewkę (S1) odbija się od zwierciadła (5) by oświetlić prawą część kręgu. Druga natomiast po odbiciu od zwierciadła (3) i rozproszeniu w soczewce (S2) odbija się od zwierciadła (4) - oświetlając lewą część kręgu. Do rejestracji plamkogramów użyto aparatów fotograficznych (K) umieszczonych w bliskiej odległości rejestrowanych powierzchni. Zestawiony układ pomiarowy wraz z układem obciążającym pokazano na rys. 6.2.



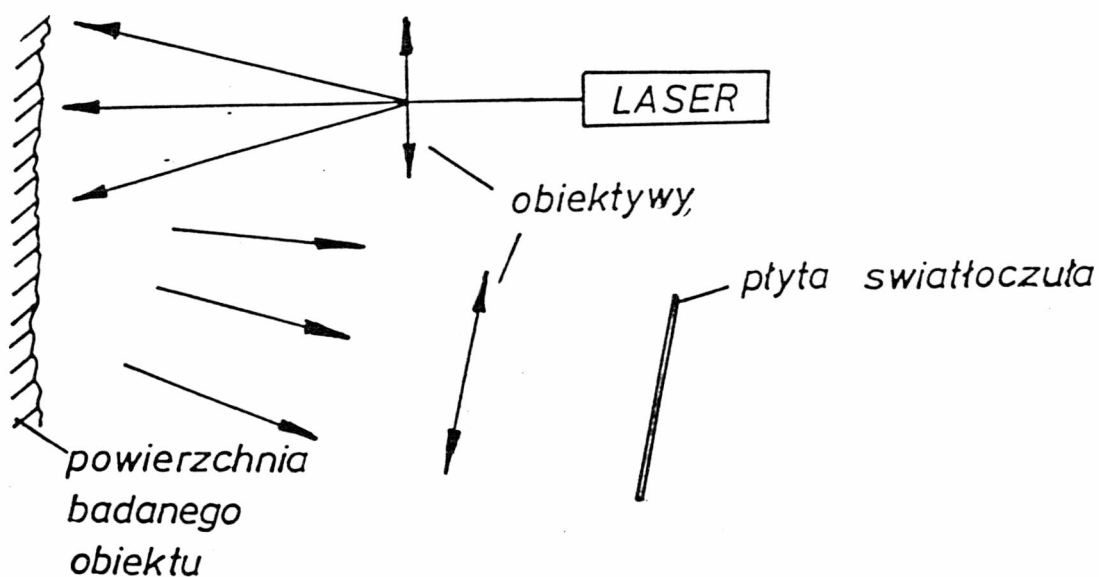
Rys. 6.2. Układ pomiarowy do badania przemieszczeń elementów kręgu z zastosowaniem metody fotografii plamkowej. Obciążenia realizowano w układzie przedstawionym na rys. 5.3. Wartości obciążeń elementów kręgu podano w tabeli 5.1 lecz przyrosty sił wynosiły 50% obciążenia wstępnego.

Realizowane obciążenia symulowały oddziaływanie wiązań międzykolcowych podczas ruchu kręgu odpowiadającego ruchowi

kręgosłupa od skłonu do przeprost. Plamkogramy wykonywano dla zmian kąta przyłożenia siły, do wyrostka kolczystego, w zakresie od -10° do $+15^{\circ}$ ze skokiem co 5° .

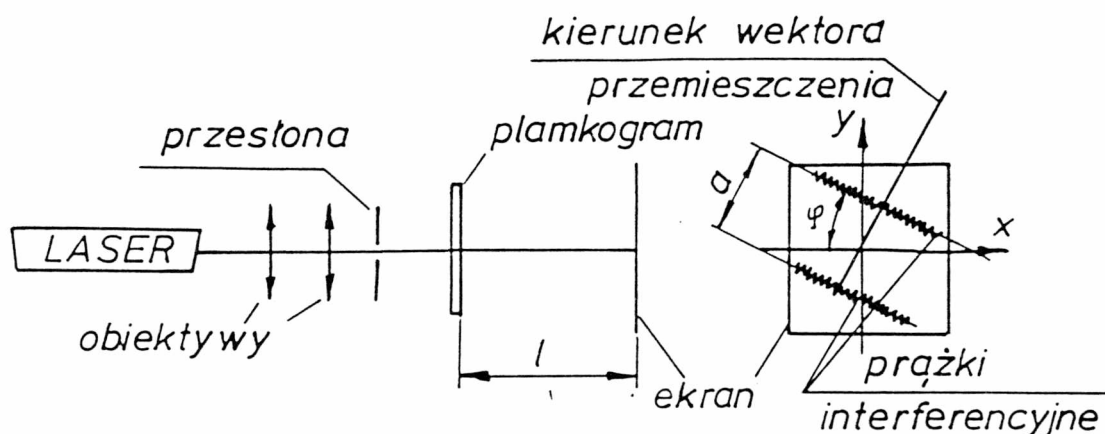
Zastosowana w tej części doświadczenia metoda wykorzystuje zjawisko plamkowania [14], obserwowane na obrazie obiektu dyfuzyjnego oświetlonego światłem spójnym (laserowym), będące wynikiem interferencji promieni światła laserowego, odbitych od optycznie chropowatej powierzchni przedmiotu. Obserwowana (na tle obrazu obiektu) struktura drobnych, ciemnych i jasnych plamek ma charakter losowy i jest ściśle skorelowana z chropowatą powierzchnią oświetlonego światłem koherentnym ciała. W przypadku przemieszczania się punktów oświetlonej powierzchni przemieszczają się również związane z nim plamki.

Rejestrując w układzie pomiarowym jak na rys.6.3 struktury plamek odpowiadające dwu różnym stanom przemieszczenia punktów badanej powierzchni, np. techniką podwójnej ekspozycji uzyskuje się plamkogram. Zawiera on informacje o wartości i kierunku przemieszczenia w płaszczyźnie równoległej do powierzchni obiektu.



Rys. 6.3. Schemat układu do rejestracji plamkogramów.

Analizę plamkogramów prowadzono metodą punktową wg schematu przedstawionego na rys. 6.4. [14]



Rys. 6.4. Schemat analizy plamkogramu metodą punktową.

Wartości składowych przemieszczenia wyznaczono z zależności:

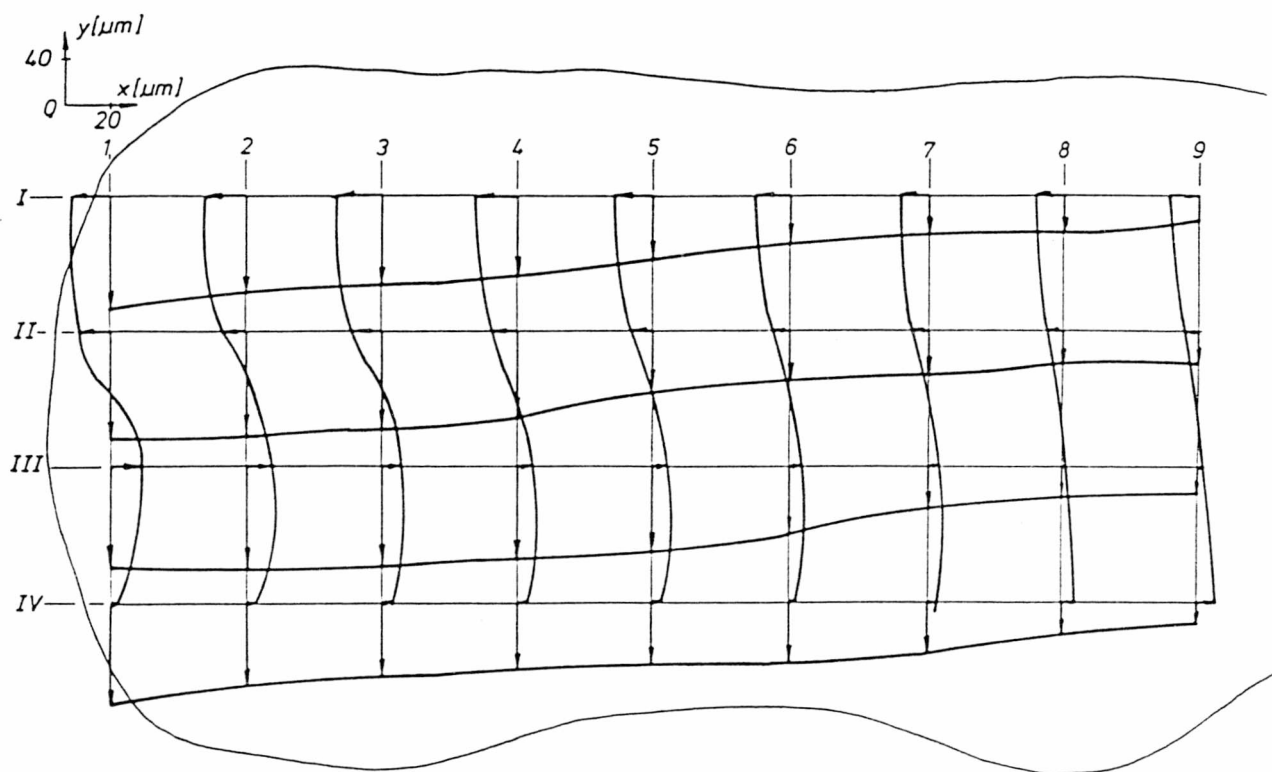
$$u = -\frac{\lambda l}{z \cdot a} \sin \varphi; \quad v = -\frac{\lambda l}{z \cdot a} \cos \varphi \quad (6.1)$$

gdzie:

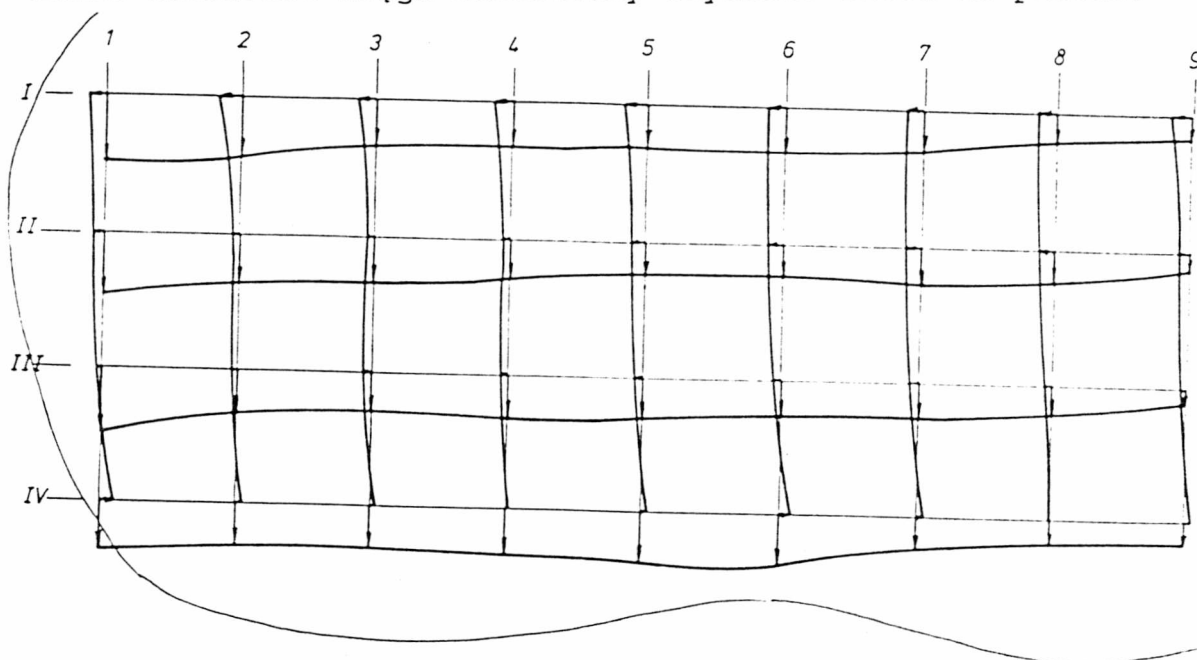
- u, v - składowe przemieszczenia badanego punktu,
- λ - długość fali użytego światła,
- l - odległość plamkogramu od ekranu,
- z - powiększenie,
- a - odległość pomiędzy prążkami,
- φ - kąt pochylenia prążków.

6.2 Wyniki badań.

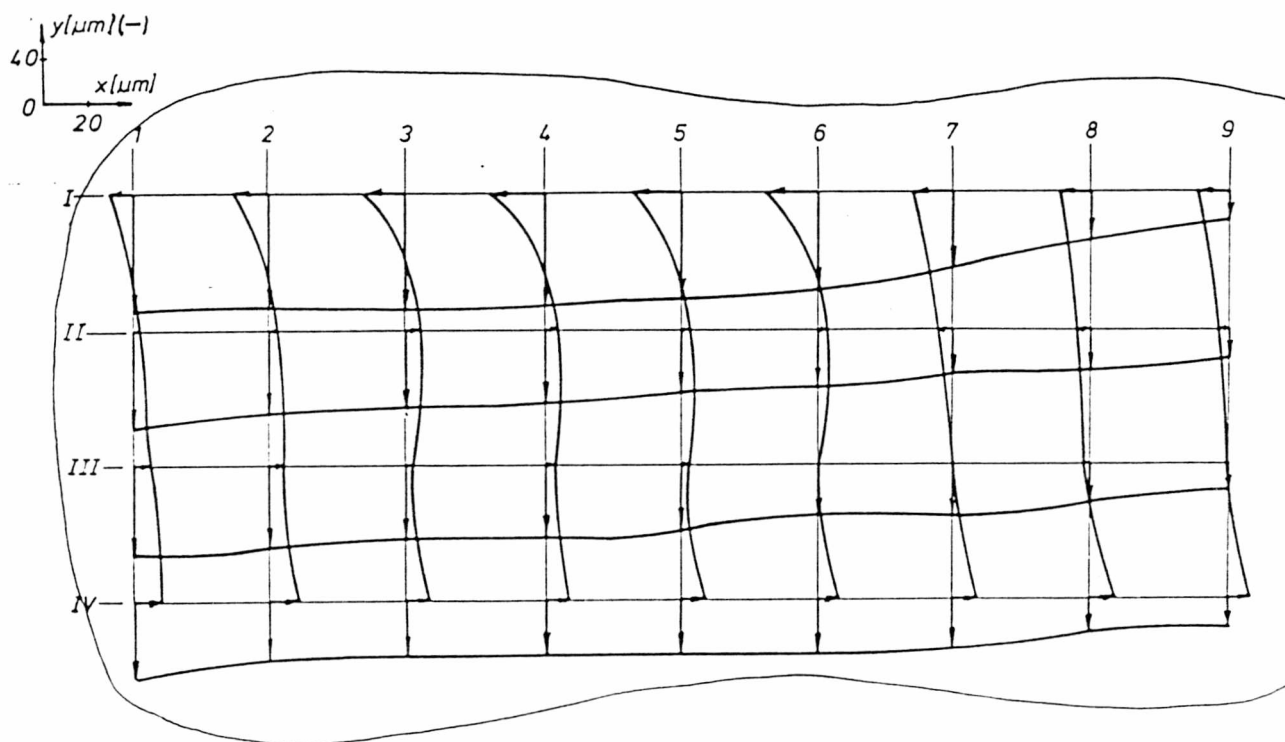
Na rys. 6.5 - 6.7 pokazano wykresy przemieszczeń składowych pionowych i poziomych w płaszczyźnie łuku kręowego. Sporządzono je na podstawie plamkogramów wykonanych przy obciążaniu trzonu i wyrostka kolczystego pod kątami odpowiadającymi pozycjom od skłonu poprzez stanie do przeprostu. Wartość przemieszczeń obliczono z zależności (6.1).



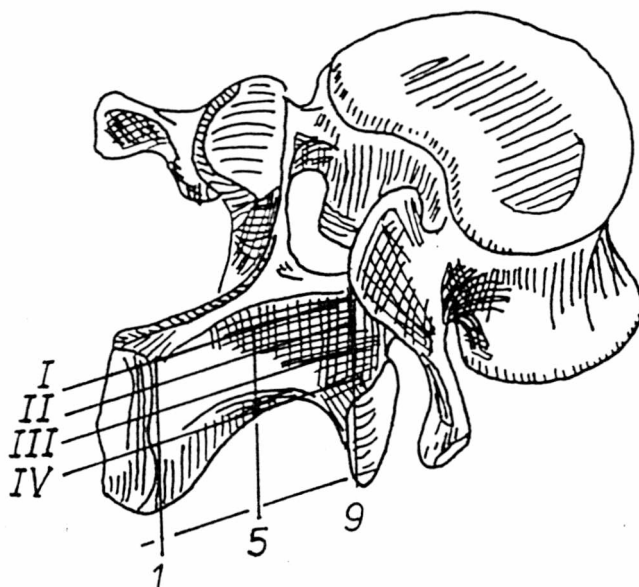
Rys. 6.5 Wykres przemieszczeń pionowych i poziomych w płaszczyźnie łuku kręowego wykonany na podstawie plamkogramu - obciążenia elementów kręgu modelowały czynność skłon do przodu.



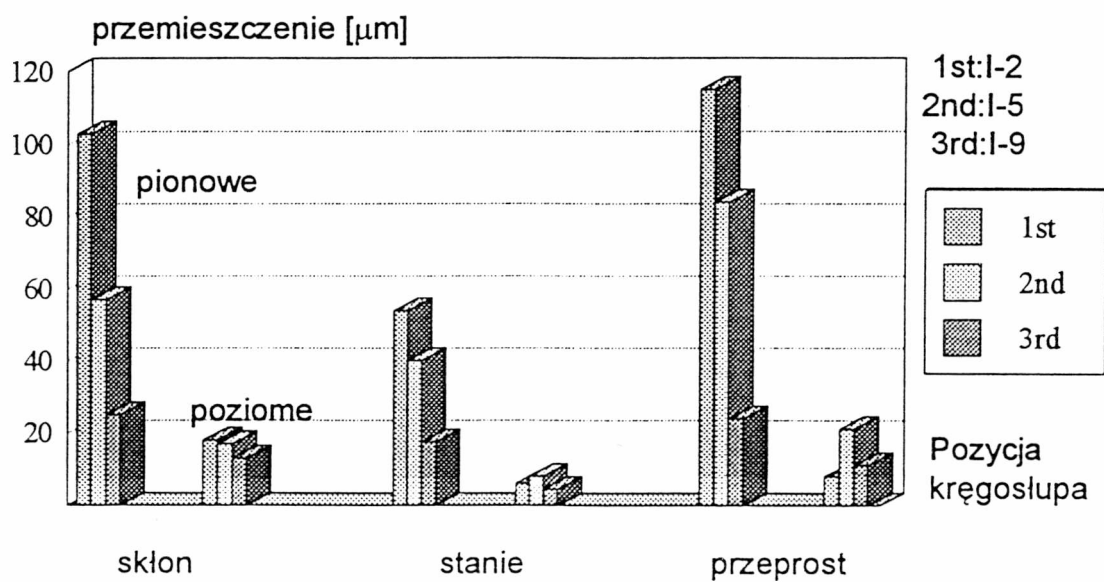
Rys. 6.6 Wykres przemieszczeń pionowych i poziomych w płaszczyźnie łuku kręowego wykonany na podstawie plamkogramu - obciążenia elementów kręgu modelowały pozycję stojącą.



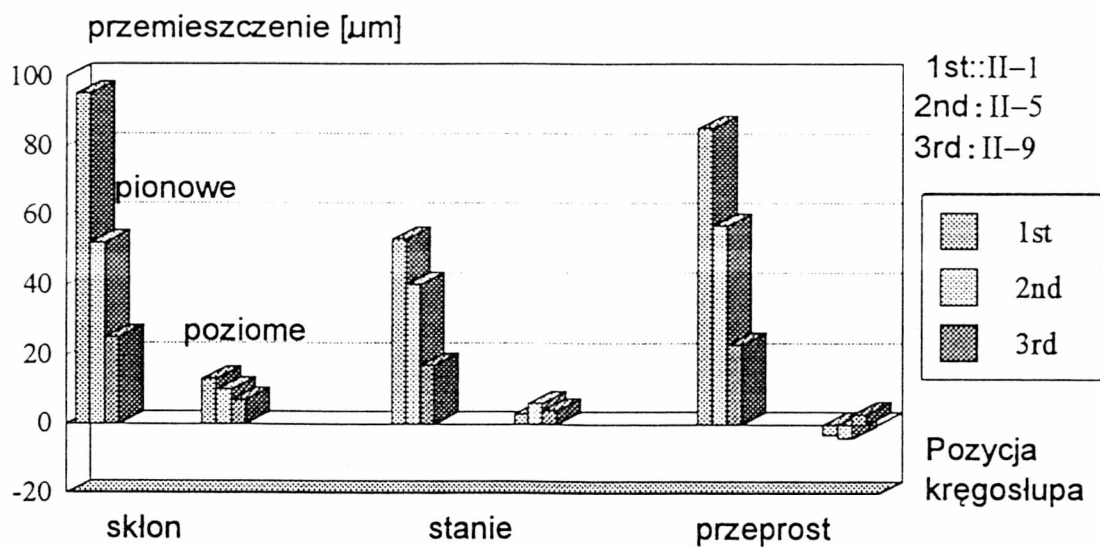
Rys. 6.7 Wykres przemieszczeń pionowych i poziomych w płaszczyźnie łuku kręgowego wykonany na podstawie plamkogramu - obciążenia elementów kręgu modelowały pozycję przeprost.



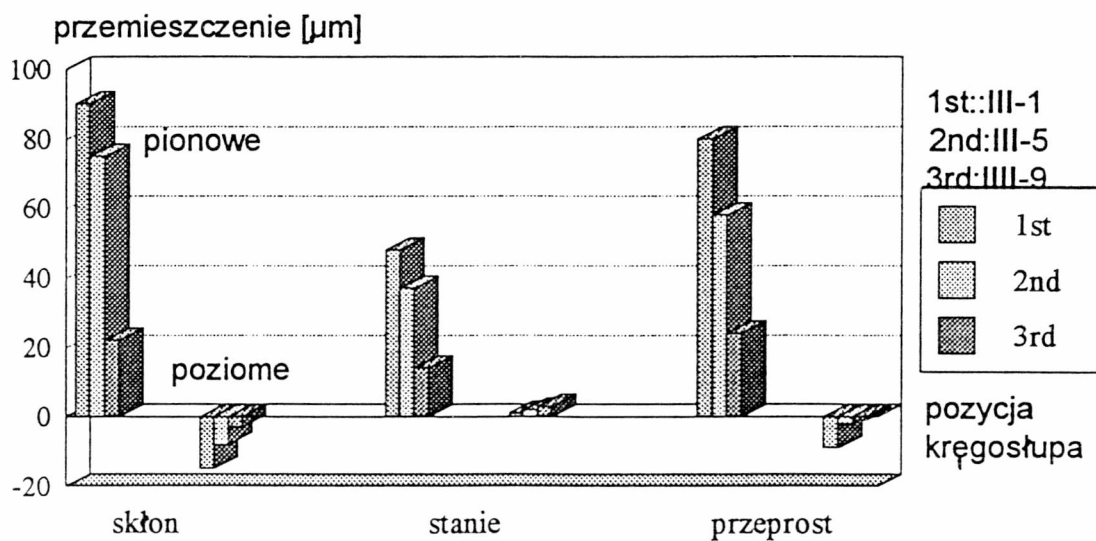
Rys. 6.8. Umiejscowienie analizowanych punktów łuku kręgowego.



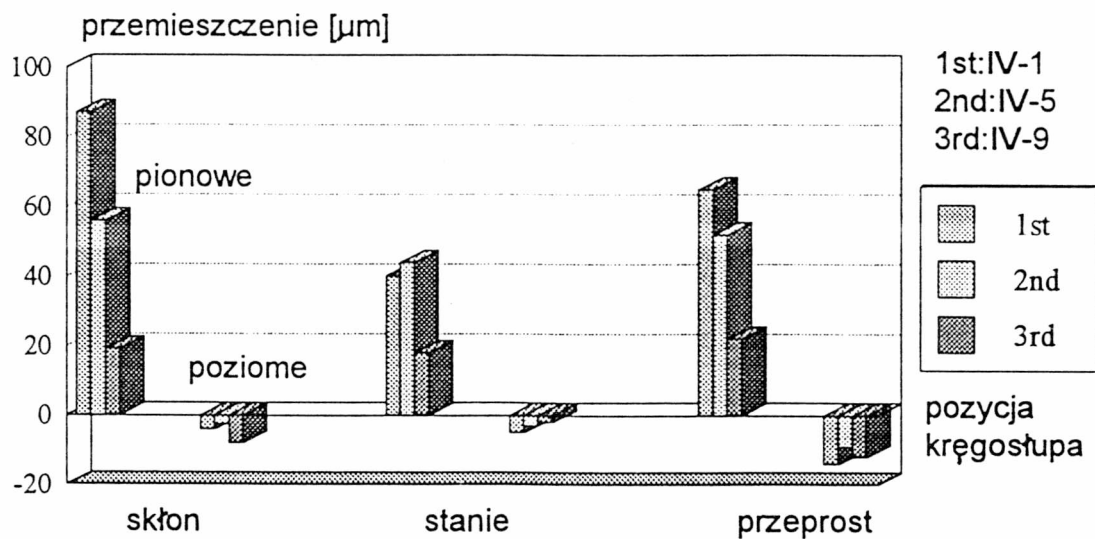
Rys. 6.9. Wykres przemieszczeń punktów I-1, I-5 i I-9 (rys. 6.8) łuku kręgowego przy modelowaniu czynności kręgosłupa.



Rys. 6.10. Wykres przemieszczeń punktów II-1, II-5 i II-9 (rys. 6.8) łuku kręgowego przy modelowaniu czynności kręgosłupa.



Rys. 6.11. Wykres przemieszczeń punktów III-1, III-5 i III-9 (rys. 6.8) łuku kręgowego przy modelowaniu czynności kręgosłupa.



Rys. 6.12. Wykres przemieszczeń punktów IV-1, IV-5 i IV-9 (rys. 6.8) łuku kręgowego przy modelowaniu czynności kręgosłupa.

6.3. Analiza wyników.

Przeprowadzona seria badań przemieszczeń łuku kręgowego, kręgu L5 w warunkach modelowych, umożliwiła ocenę składowej przemieszczenia w płaszczyźnie obiektu. Wykonanie plamkogramów, jednocześnie z dwóch stron łuku kręgowego (rys. 6.3), pozwoliło na uśrednienie wartości przemieszczeń i dokładniejszą ocenę. W doświadczeniu badano zmianę przemieszczeń łuku w zależności od obciążenia elementów kręgu modelującego czynności kręgosłupa. Zmianę wielkości przemieszczenia określonych punktów łuku kręgowego w funkcji czynności kręgosłupa pokazano na rys. 6.9- 6.12. Na podstawie analizy wykresów przemieszczeń w płaszczyźnie wyrostka kolczystego i wężyny łuku kręgowego widać, jak na ich przemieszczenia wpływa wartość kąta działania obciążania, w szczególności na wyrostki kolczyste. Przy stałej sile działającej na trzon, zmiana wartości siły obciążającej wyrostek kolczyty, ma mniejszy wpływ na wartości przemieszczeń łuku kręgu niż zmiana kąta siły obciążającej wyrostek. Analiza przemieszczeń łuku kręgowego wskazuje, iż można w uproszczeniu łuk kręgu traktować jak belkę zginaną utwierdzoną w specyficzny sposób w dwóch miejscach (rys. 2.3). Analizując składową poziomą przemieszczenia (rys. 6.9 - 6.12) widać zmianę znaku przemieszczenia wskazującą o rozciąganiu górnej części wyrostka i ściskaniu dolnej - zarysowuje się wyraźnie oś obojętna zginania. Największe wartości przemieszczeń pionowych obserwuje się przy modelowaniu skłonu i przeprost a najmniejsze przy modelowaniu pozycji stojącej (rys. 6.9 - 6.12). Należy tu zaznaczyć, że przy modelowaniu skłonu do przodu, ze względu na zwiększone obciążenie trzonu 200 N (dla porównania pozycja stojąca 75 N i przeprost 80 N), następuje usztywnienie układu trzon - łuk kręgowy. Do tego dochodzi zmniejszone oddziaływanie wzajemne wyrostków stawowych górnych i dolnych w skłonie do przodu i zwiększone w przeproście.

Przeprowadzony eksperyment potwierdził wysuwaną tezę o wpływie ukształtowania kręgosłupa na możliwość jego przeciążenia w niekorzystnych sytuacjach biomechanicznych np. powtarzające się czynności skłon, przeprost. Rozpatrując zagadnienie w aspekcie ergonomicznym mamy do czynienia z takimi przypadkami np. przy źle rozmieszczonych manipulatorach w koparkach czy dźwigach. Badania te dają pewne przesłanki do stworzenia podstaw, zwłaszcza profilaktyki czy utrzymania określonych krzywizn kręgosłupa, w trakcie ćwiczeń jak również prognozowania i leczenia w chorobach przeciążeniowych.

7. METODYKA BADAŃ MECHANIZMU URAZOWEGO.

Zgodnie z drugim celem głównym badano mechanizm przeciążeniowy o charakterze doraźnym. Niszczono preparaty sekcyjne części piersiowo-lędźwiowej w symulowanych warunkach urazu.

Wiadomo, że rodzaj złamania, jego umiejscowienie oraz charakter mają m.in. znaczny wpływ na zmiany światła kanału kręgowego, a tym samym na ograniczenie funkcji rdzenia kręgowego [33]. Podjęto badania mające na celu prześledzenie procesu niszczenia kręgosłupa przy działaniu obciążeń pionowych. Z uwagi na charakter przegięcia kręgosłupa, zajęto się fragmentem kręgosłupa pomiędzy częścią piersiową a lędźwiową. W tej części kręgosłupa istnieje w pewnym sensie równowaga działania momentów i sił tak więc w przenoszeniu obciążeń dominujące znaczenie mają tu siły pionowe [6, 29, 42, 44, 54, 69, 70].

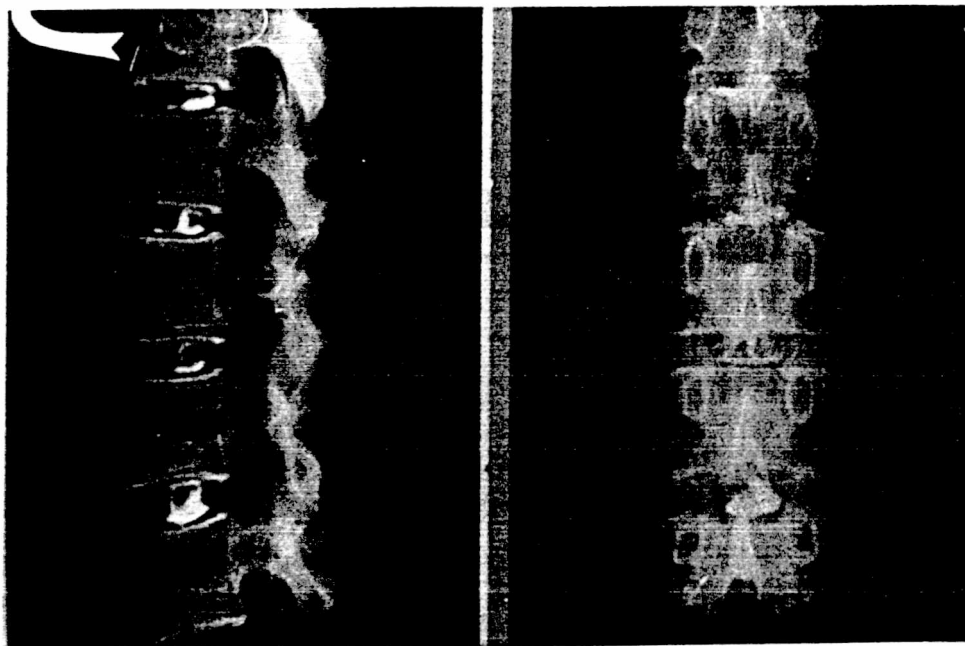
7.1. Badanie wytrzymałości doraźnej kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego.

Doświadczenie przeprowadzono w celu poznania:

- a) mechanizmu i siły powodującej ten rodzaj złamania,
- b) charakteru uszkodzenia kręgu, uwzględniając zwłaszcza ciasnotę kanału kręgowego, uszkodzenia krążków międzykręgowych i więzadeł,
- c) stopnia niestabilności uszkodzonego kręgosłupa.

W celu uzyskania obiektywnej interpretacji zmian kształtu przestrzeni międzytrzonowej na zdjęciach rtg oraz poznania szczegółów mechanizmu uszkodzeń krążka przeprowadzono 10 doświadczeń na preparatach anatomicznych. Preparaty składały się z 3, 4 i 5 kręgów i pochodziły ze zwłok osób zmarłych śmiercią nagłą. Ich kręgosłupy nie wykazywały żadnych zmian chorobowych ani urazowych. Preparaty posiadały zachowane krążki międzykręgowe, więzadła, torebki stawowe i częściowo mięśnie.

Doświadczenia przeprowadzano natychmiast po pobraniu preparatów zabezpieczając je przed wysychaniem w specjalnych workach foliowych, a jeśli zaszła taka konieczność to preparat zamrażano. W celu stwierdzenia pierwotnego stanu anatomicznego krążka międzykręgowego wykonano dyskografię na wszystkich poziomach stosując 40 % uropolinę. (rys. 7.1)

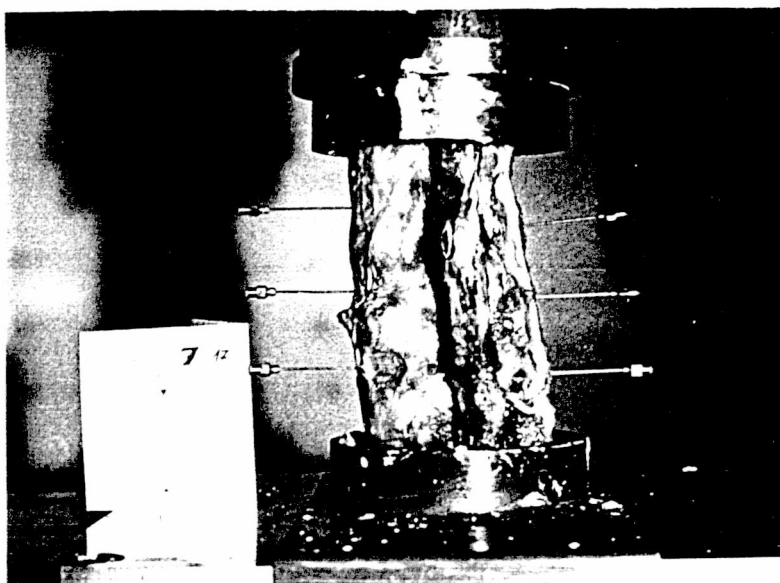


Rys.7.1. Przykładowy rtg preparatu sekcyjnego przed próbą, po wykonaniu dyskografii (rzut przedni i boczny).

Dla utrzymania stabilności preparatu w maszynie wytrzymałościowej górny i dolny krąg umieszczono w miseczkach z szybkowiążącą żywicą poliestrową. (rys. 7.2)

W trzony i wyrostki kolczyste wbijano markery w postaci igieł aby móc w czasie próby obserwować ich ruchy.

Do eksperymentu użyto maszyny wytrzymałościowej INSTRON model 1126 o zakresie obciążeń do 250 kN i posuwie od 0,01 do 200 mm na minutę. Maszyną tą można realizować statyczne ściskanie, rozciąganie i zginanie, oraz zmęczenie niskocyklowe ($1\frac{1}{3}$ Hz).

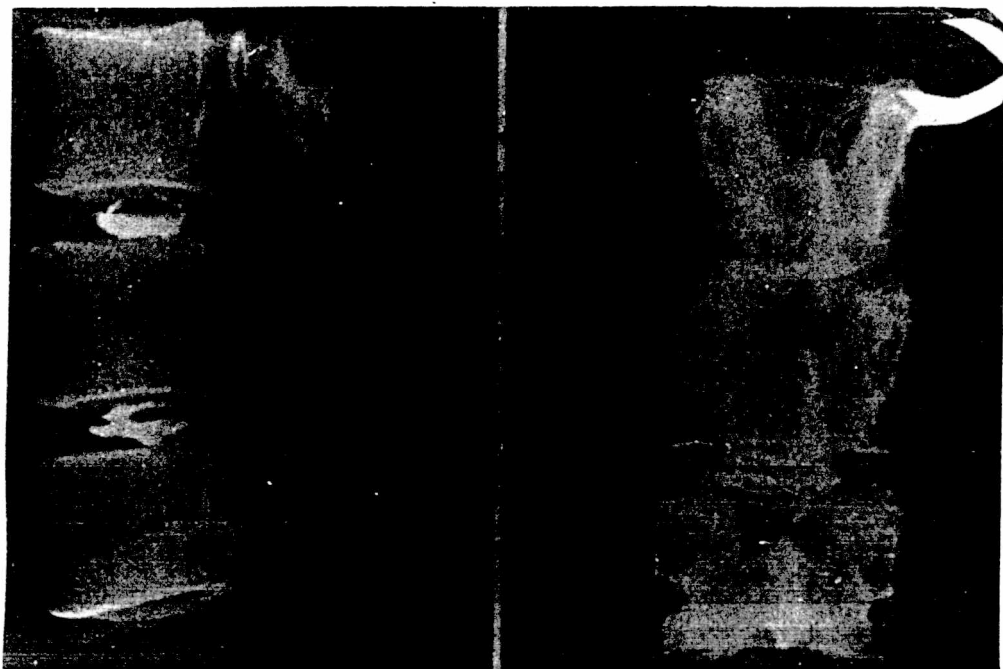


Rys.7.2 Preparat sekcyjny z utwierdzonym kręgiem górnym i dolnym zamocowany w maszynie wytrzymałościowej Instron (próba nr 7).

W czasie doświadczenia preparaty poddano ściskaniu. Rejestrowano przyrost siły w funkcji skrócenia. Posuw maszyny ustalono na 1 mm/min. W czasie próby rejestrowano fotograficznie ruch markerów, a fakt ten zaznaczano na powstającym wykresie. Próbę prowadzono do momentu utraty stateczności segmentu co wiązało się we wszystkich przypadkach z pęknięciem któregoś z trzonów. Użycie impulsowego aparatu rtg umożliwiło rejestrację kinematograficzną procesu urazowego. Następnie przeprowadzono powtórne badania rtg oraz sekcję preparatu.

Ostatnim etapem była makrobiopsja preparatu tzn. ocena zmian zewnętrznych oraz zmian widocznych po przepołowieniu kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej.

W próbie nr 1 (mężczyzna lat 34) (rys. 7.3) pod działaniem siły 5900 N nastąpiło załamanie się dolnej i górnej płytki granicznej. Na rtg po próbie widoczne masy krążków międzykręgowych wymieszane z masami kości gąbczastej. Rozfragmentowanie górnej połowy trzonu (poszerzenie przestrzeni międzytrzonowej) z wpukleniem się mas krążka w środkową część trzonu (rys.7.4).



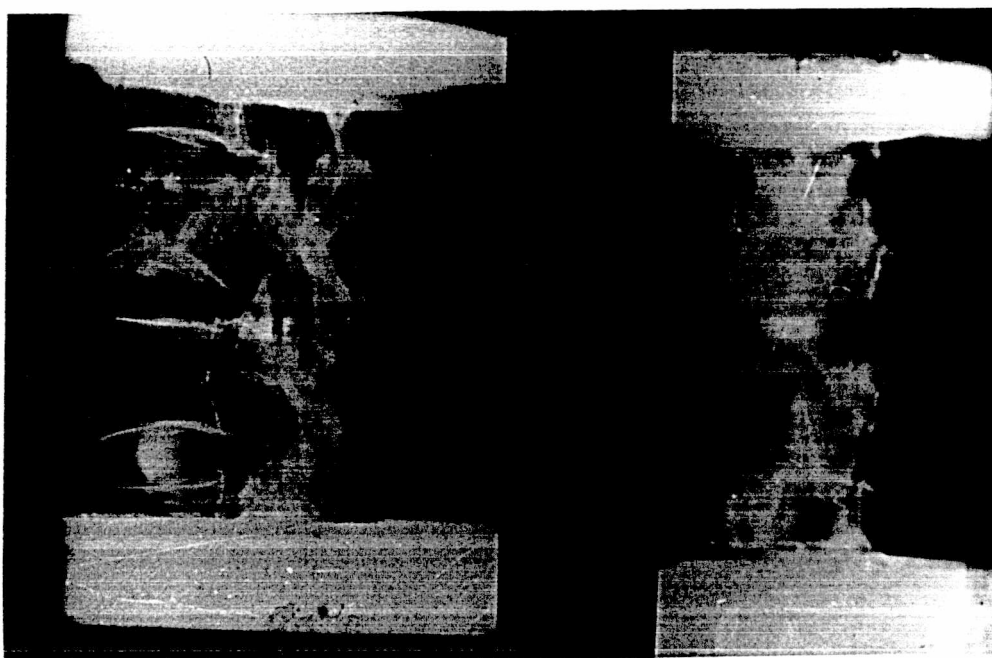
Rys. 7.3. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 1 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



Rys. 7.4. Preparat nr 1 po próbie wytrzymałościowej.



Rys.7.5. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 2 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



Rys. 7.6 Preparat nr 2 po próbie wytrzymałościowej.



Rys. 7.7. Widok preparatu po sekcji (próbą nr 2).

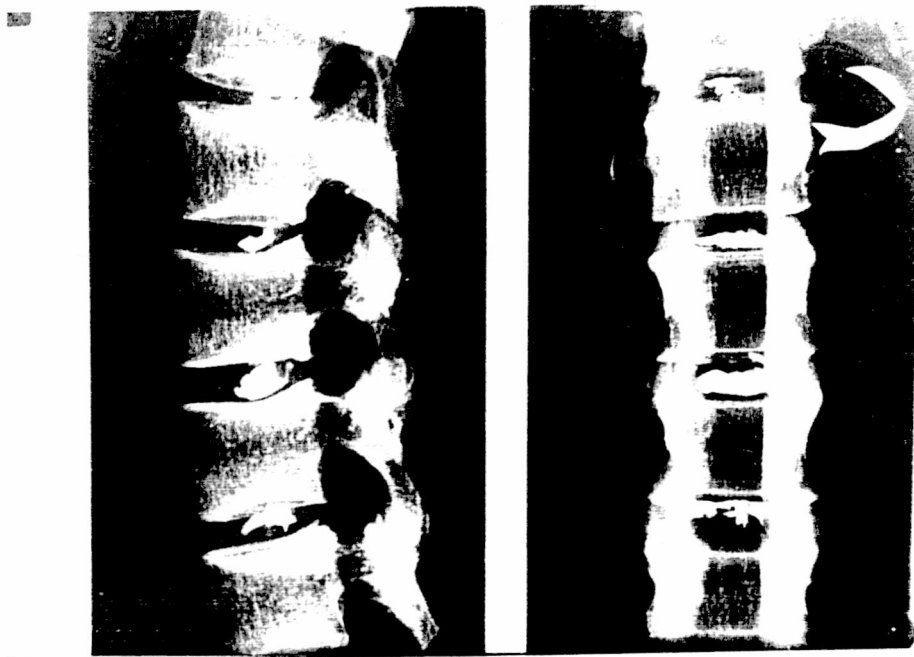
Próba nr 2 (mężczyzna 55 lat)

Na skutek ściskania preparatu doszło do złamania z rozfragmentowaniem trzonu L1 (rys.7.6). Jednocześnie powstała ciasnota kanału kręgowego spowodowała przemieszczenie się do światła kanału kręgowego krążka L2-L3. Ciasnota ta powstała jeden poziom niżej aniżeli złamanie. Światło kanału kręgowego uległo w tym miejscu zmniejszeniu o połowę. Jednocześnie w obrębie L2-L3 powstała podłużna, nieregularnie przebiegająca szczelina. Sięgała ona do 1/3 przestrzeni międzytrzonowej. Opisane zmiany widoczne są w obrazie dyskografii przed i po doświadczeniu (rys. 7.5 i 7.6). Przed eksperymentem przestrzeń międzytrzonowa nie wykazywała odchylen od normy, a cień jądra miażdżystego był prawidłowej wielkości.

Po eksperymencie stwierdzono na dyskogramach zwężenie przestrzeni międzytrzonowej. Cień jądra miażdżystego nie zmienił swego pierwotnego położenia, a do kanału kręgowego wpuklał się jedynie pierścień włóknisty (rys. 7.7). Stwierdzone ustalenia przed i po doświadczeniu wykazują jednoznacznie, że powstałe uwypuklenie, które spowodowało ciasnotę kanału kręgowego, było następstwem przemieszczenia tylko pierścienia włóknistego bez ruchu jądra miażdżystego.

Próba nr 3 (mężczyzna 40 lat).

Po obciążeniu siłą 5600 N nastąpiło wybuchowe złamanie trzonu L1 z przemieszczeniem się odłamów kostnych w stronę kanału kręgowego. Trzon L1 uległ rozkawałkowaniu, w trzonie Th12 widoczne załamanie płytki granicznej górnej z impresją jądra miażdżystego. Przestrzenie międzytrzonowe Th12-L1 i L1-L2 zwężone. Trzon Th12 złamany w tylnogórnej części. Węzadło podłużne tylne odwarstwione na wysokości trzonu L1. Kanał kręgowy przewężony w tym miejscu o 30% (rys. 7.9 i 7.10). W badaniach czynnościowych nadmierne ruchy zgięcia i przeprostu preparatu. Węzadła nad i międzykolcowe nieuszkodzone. Preparat po przecięciu (rys. 7.9) - rozkawałkowanie trzonu L1, masy krążka międzykręgowego przemieszczone w obręb trzonu. Widoczne wolne przestrzenie w rozkawałkowanym trzonie.



Rys. 7.8. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 3 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



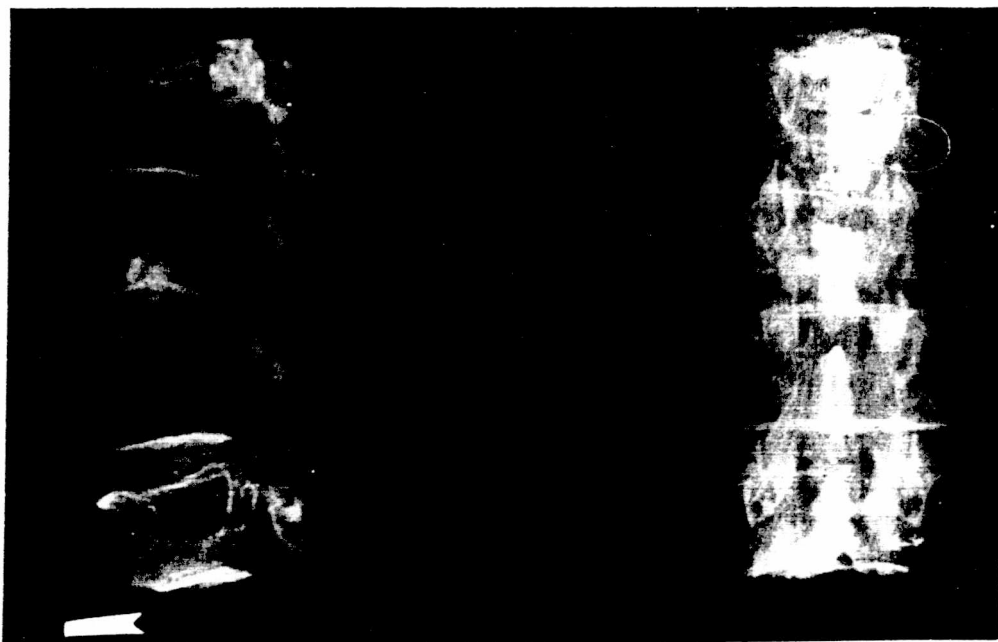
Rys. 7.9. Preparat nr 3 po próbie wytrzymałościowej



Rys. 7.10. Widok preparatu po sekcji (próba nr 3).



Rys. 7.11. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 4 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



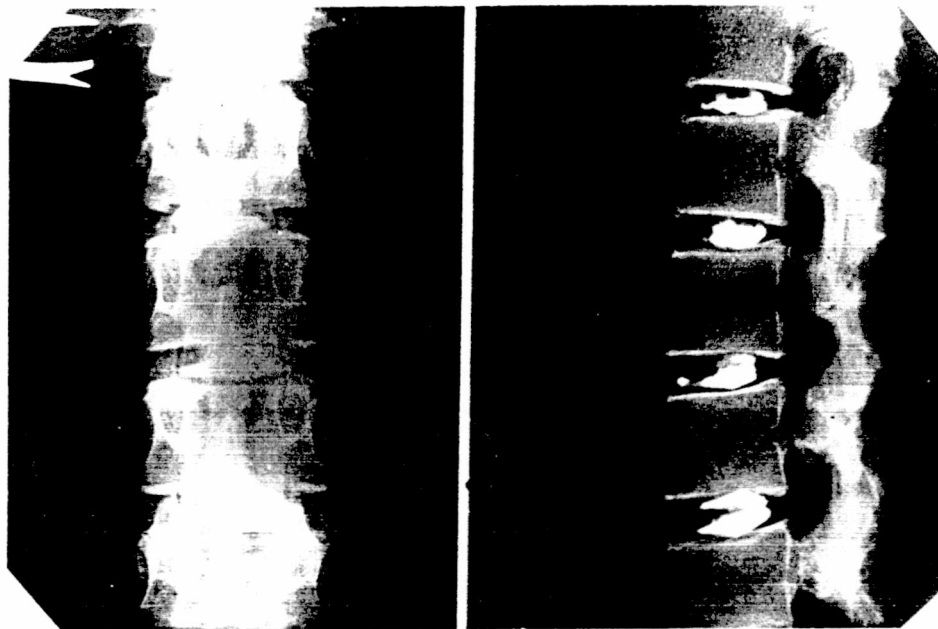
Rys. 7.12. Preparat nr 4 po próbie wytrzymałościowej.



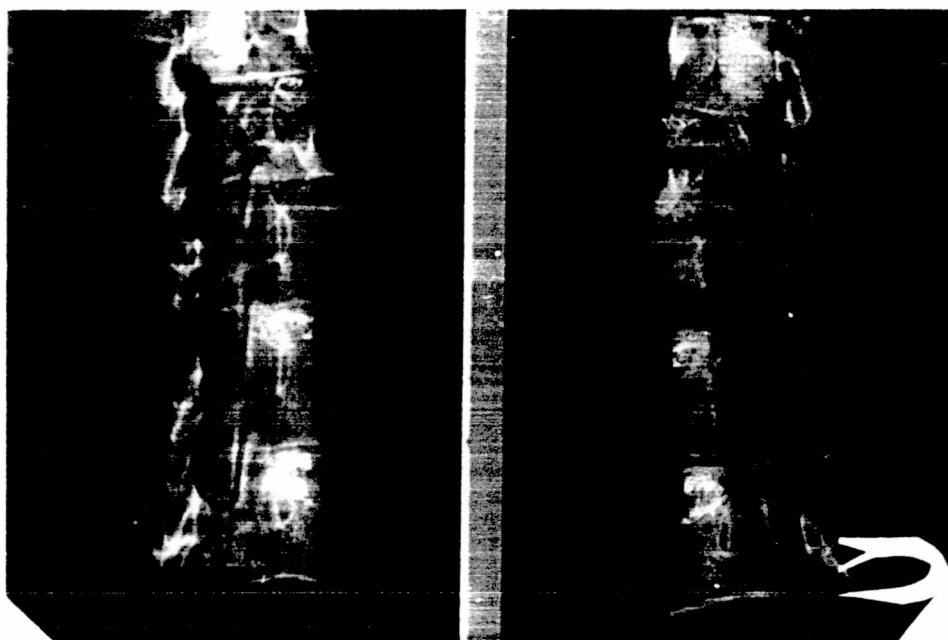
Rys. 7.13. Widok preparatu po sekcji (próba nr 4).

Próba nr 4 (mężczyzna 57 lat)

Na skutek obciążenia siłą ściskającą 7500 N nastąpiło wybuchowe złamanie trzonu Th 11. Widoczna penetracja jądra miazdżystego w obręb trzonu, pozostałe krążki międzykręgowe nieuszkodzone, uwypuklone o dobrej zwartości. (rys. 7.11. - 7.13)



Rys. 7.14. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 5 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



Rys. 7.15. Preparat nr 5 po próbie wytrzymałościowej.



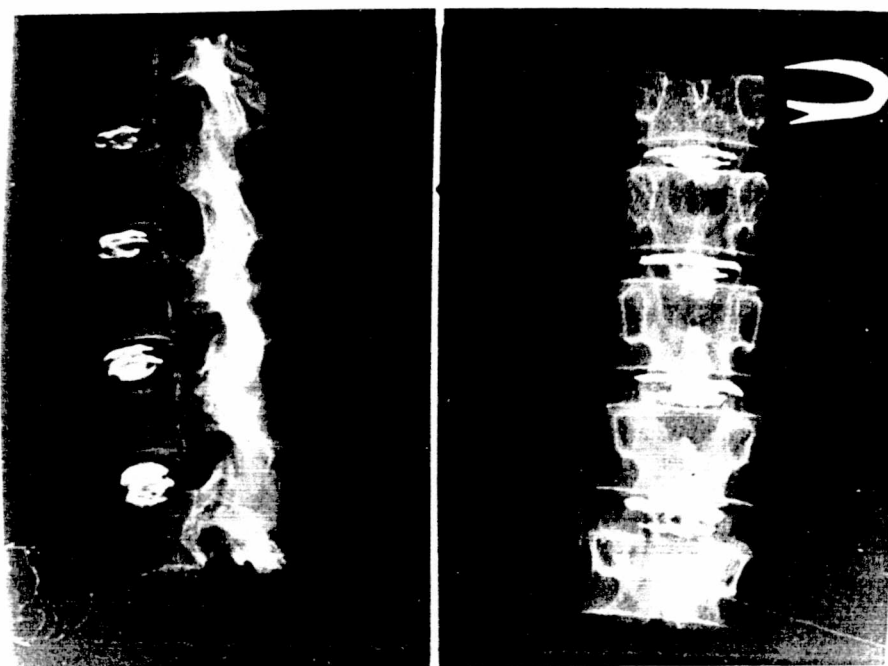
Rys. 7.16. Widok preparatu po sekcji (próba nr 5).

Próba nr 5 (kobieta 22 lata).

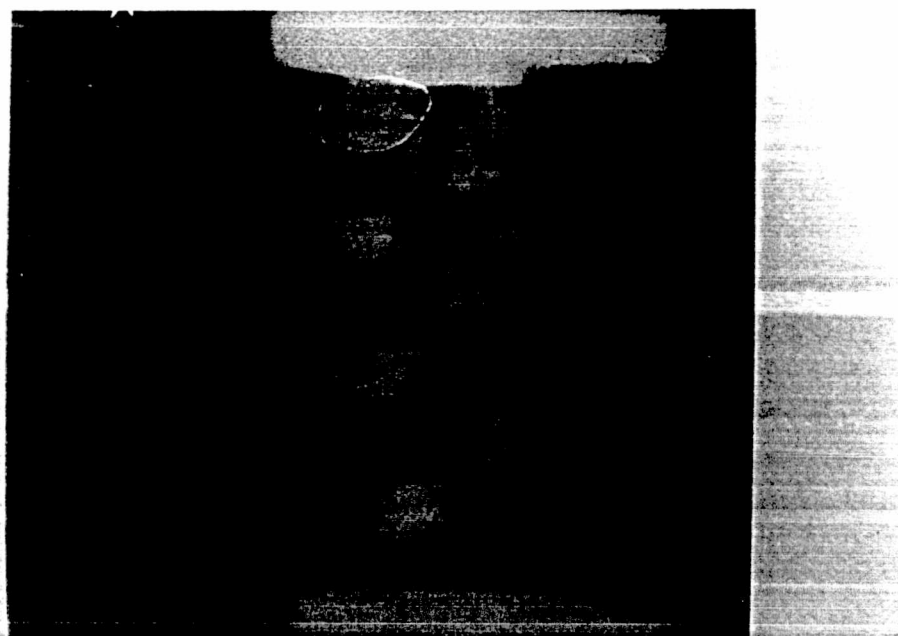
Obciążenie siłą 4480 N spowodowało złamanie trzonu kręgu Th 12. Widoczne jest również uwypuklenie się pierścienia włóknistego L2-L3. Dowodem jest dyskografia po doświadczeniu, na której jądro miażdżyste nie uległo przemieszczeniu. W próbie zaobserwowano dwa mechanizmy powstawania ciasnoty kanału kręgowego. Jeden jest następstwem uwypuklenia się jedynie pierścienia włóknistego a drugi był skutkiem przede wszystkim przemieszczania jądra miażdżystego. (rys. 7.16)

Próba nr 6 (mężczyzna 17 lat).

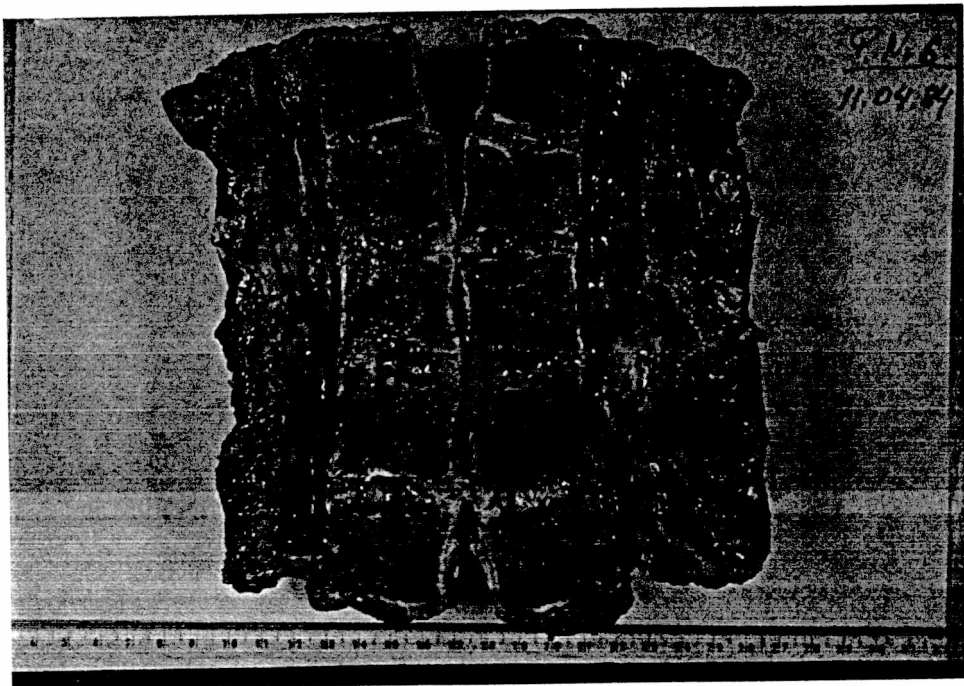
Siła 6020 N spowodowała nieznaczne zgniecenie trzonu L1 oraz szczelinowe załamanie się struktury wewnętrznej członu Th12. Jednocześnie doszło do uwypuklenia krążka międzykręgowego oraz więzadła podłużnego tylko na wysokości L1-L2 i L2-L3 do kanału kręgowego - kanał kręgowy zawęził się nieznacznie. Uwypuklenie krążka L2-L3 spowodowało odwarstwienie więzadła podłużnego tylnego od tylnej krawędzi trzonów kręgowych. (rys. 7.18 i 7.19)



Rys. 7.17. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 6 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



Rys. 7.18. Preparat nr 6 po próbie wytrzymałościowej.



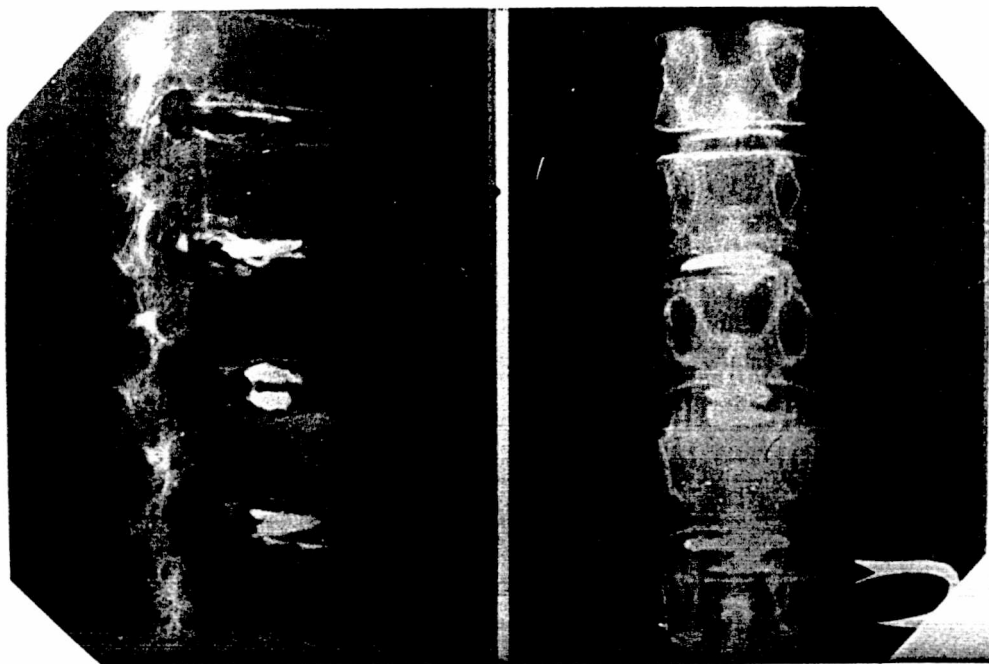
Rys. 7.19. Widok preparatu po sekcji (próba nr 6)

Porównanie dyskografii przed i po doświadczeniu wykazuje wyraźne przemieszczenie się jąder miażdżystych L1-L2 i L2-L3 ku tyłowi. Najniżej położone jądro miażdżyste swym tylnym brzegiem osiągnęło przednią granicę kanału kręgowego. (rys. 7.18 i 7.19)

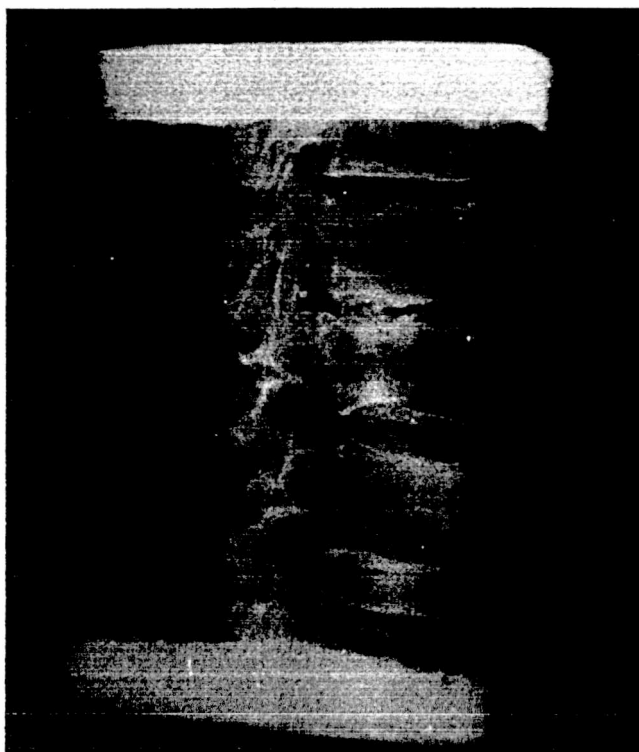
Próba nr 7 (mężczyzna 37 lat).

Siła 5800 N spowodowała rozfragmentowanie trzonu L1 ze zniszczeniem przylegających krążków międzykręgowych. Widoczne podwichnięcia w stawach międzywyrostkowych ze zmniejszeniem światła kanałów międzykręgowych. Odwarstwienie więzadła podłużnego tylnego. (rys. 7.21)

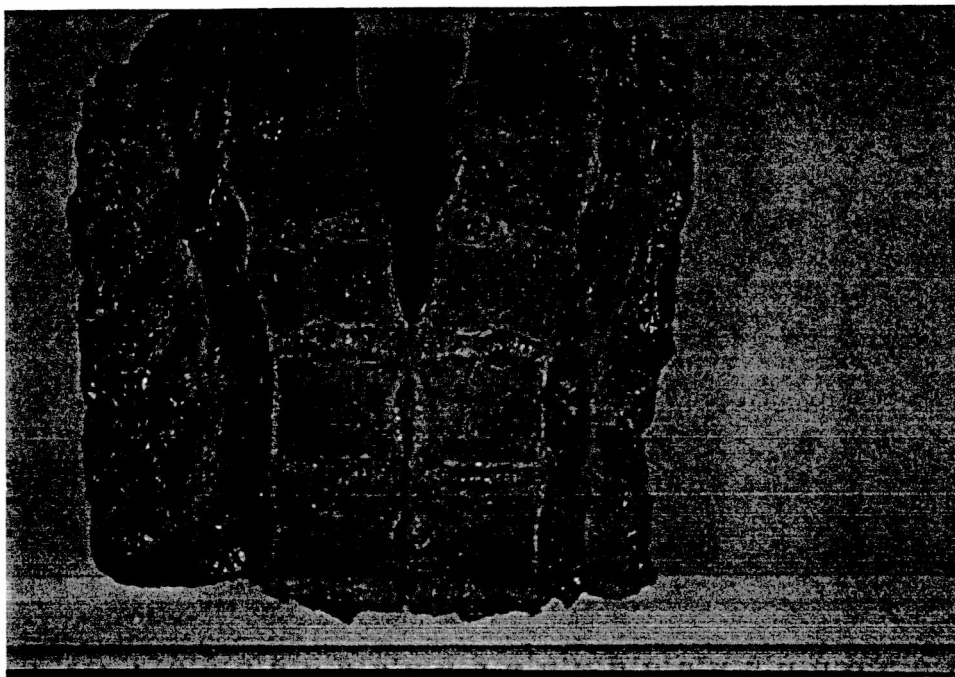
Na przekroju preparatu (rys. 7.22) widoczne wieloodłamowe złamania trzonu L1 z obecnością wolnych przestrzeni i wnikanie mas krążków do trzonu. Widoczna ciasnota kanałowa pochodzenia kostnego i krążkowego. Uwypuklenie krążka na poziomie L2-L3 zwęża o 50 % kanał kręgowy.



Rys. 7.20. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 7 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



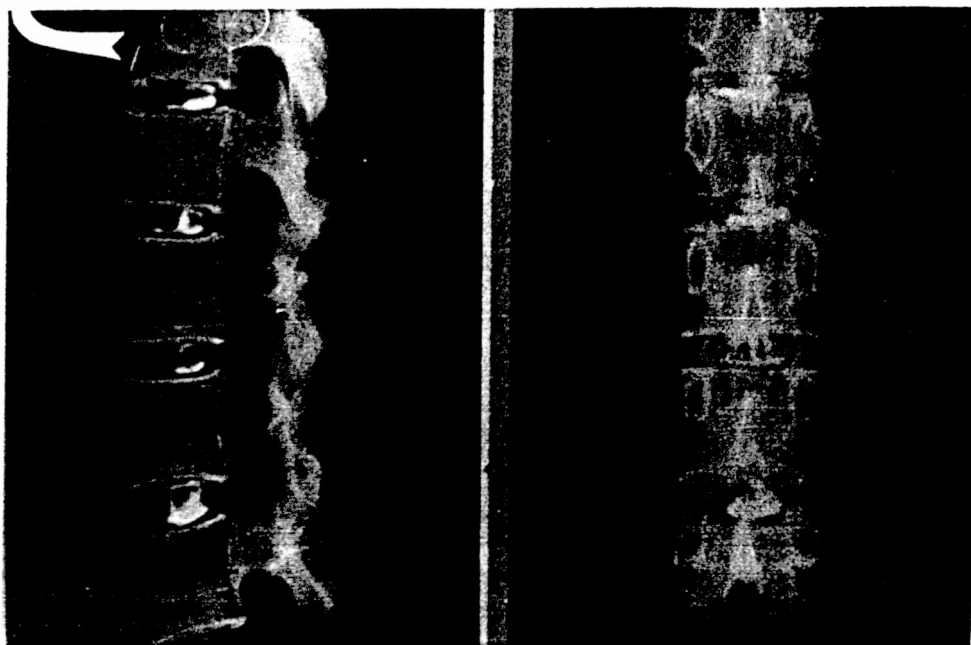
Rys. 7.21. Preparat nr 7 po próbie wytrzymałościowej.



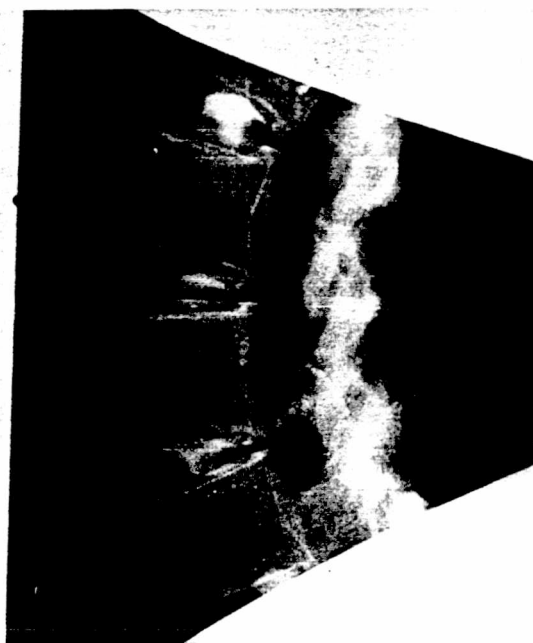
Rys. 7.22. Widok preparatu po sekcji (próba nr 7).

Próba nr 8 (kobieta 19 lat).

Próbe wykonano w laboratorium klinicznym rtg w celu sprawdzenia zachowania się jądra miażdżystego przy maksymalnym przeproście. Wbrew oczekiwaniom, jak sądzi wielu lekarzy, jądra miażdżyste nie zmieniły swego położenia. Obciążenie siłą pionową spowodowało uszkodzenie wyrostka ościstego kręgu Th12, trzon pozostał nienaruszony. Mimo znacznego wygięcia preparatu ku przodowi (hyperextezja) nie obserwowano opisywanego w piśmiennictwie przemieszczania się jądra miażdżystego ku przodowi. (rys. 7.24)



Rys. 7.23. Rentgen preparatu sekcyjnego przed próbą nr 8 po wykonaniu dyskografii na wszystkich poziomach.



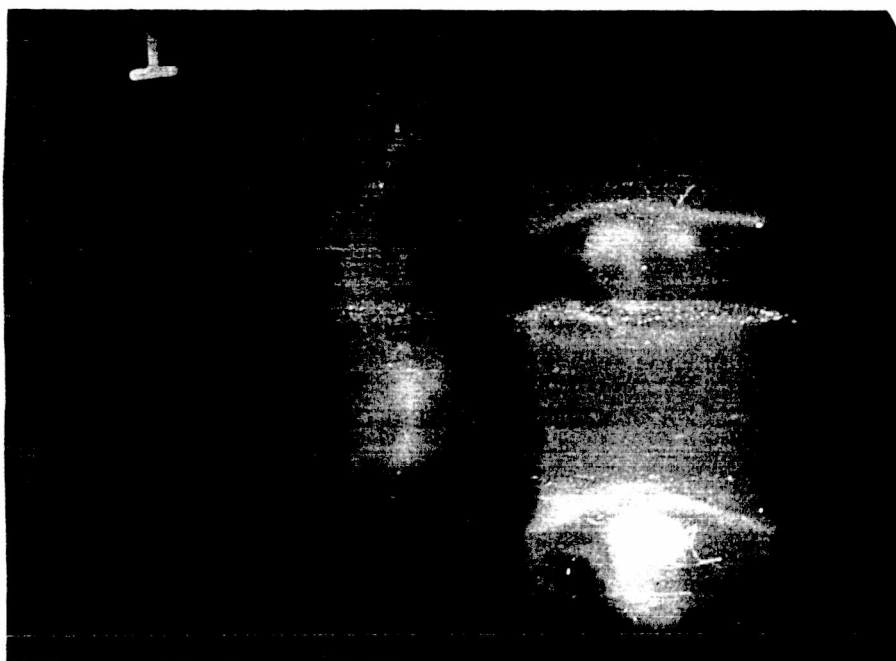
Rys. 7.24 Rentgen w maksymalnym przeproście (próba nr 8).

Próba nr 9 (mężczyzna 57 lat).

W próbie nr 9 dodatkowo zamontowano przenośny impulsowy aparat rtg typu IRA 2D produkcji radzieckiej. Umożliwił on rejestrację poszczególnych faz procesu ściskania.

Faza I (rys. 7.25) - widoczne zakontrastowane jądra miażdżyste pomiędzy trzonami kręgowymi (obciążenie - siła ściskająca 1000 N). Faza II (rys. 7.26) - funkcja amortyzacyjna jąder miażdżystych zachowana, cienie jąder nie przemieszczone, płytka graniczna obu trzonów kręgowych nie uszkodzona.

Faza III (rys. 7.27) - widoczne zwężenie przestrzeni międzytrzonowej, początki pęknięcia płytki granicznej dolnego trzonu kręgowego, jądro miażdżyste w dalszym ciągu dobrze widoczne w przestrzeni międzytrzonowej. Faza IV (rys. 7.28) - narastające obciążenie spowodowało załamanie dolnej płytki granicznej części centralnej dolnego trzonu, cień jądra miażdżystego słabiej widoczny, świadczący o częściowym wnikanii struktury jądra w powstałe załamanie płytki granicznej. Faza V (rys. 7.29) - widoczne znaczne zwężenie przestrzeni międzytrzonowej. Trzony kręgowe w tylnej części praktycznie stykają się ze sobą.



Rys. 7.25. Preparat obciążony siłą 1000 N (faza I, próba nr 9),

Jądro miażdżyste całkowicie przemieszczone w obręb złamanego trzonu kręgowego. Można stwierdzić, że między IV i V etapem nastąpiło pęknięcie i wnikanie mas jądra miażdżystego do trzonu.

Próba nr 9 potwierdziła tezę o bardzo dużej wytrzymałości pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego, który w żadnym doświadczeniu nie uległ pęknięciu. Pierścień ten ograniczając jądro miażdżyste, dzięki swej dużej wytrzymałości, nie pozwala przemieścić się jądra miażdżystemu ku przodowi lub tyłowi. Przy ciągłym wzroście siły ściskającej powoduje to złamanie trzonu kręgowego sąsiadującego z krążkiem międzykręgowym. Jądro miażdżyste działa jak klin rozsadzający strukturę kostną trzonu kręgowego.

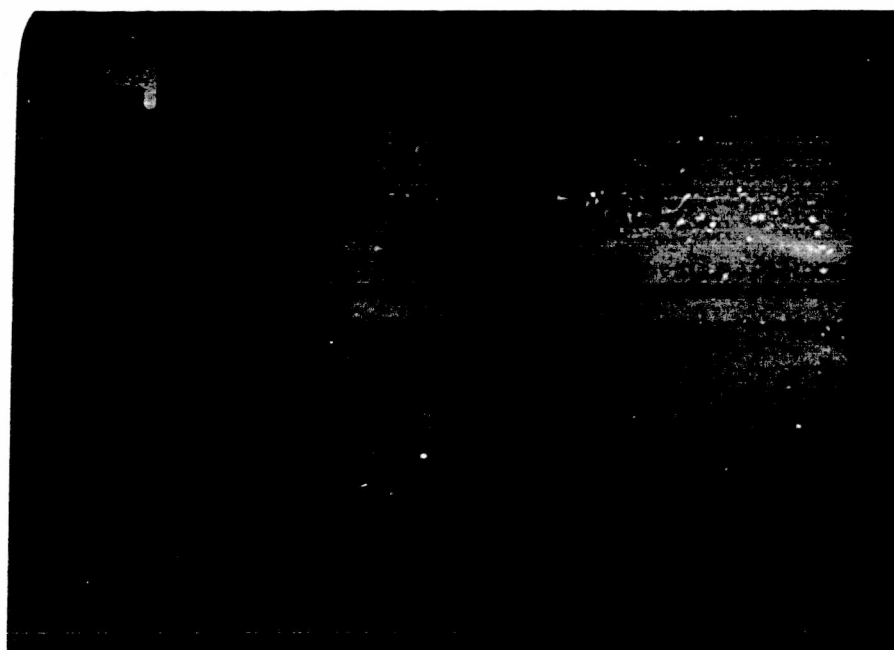
Ruchomość jądra miażdżystego wydaje się nie być tak wielka jak sądzą niektórzy autorzy (Tylman [69]). Dowodem tego może być eksperyment nr 8 (rys. 7.24).



Rys. 7.26. Preparat obciążony siłą 3000 N (faza II, próba nr 9).



Rys. 7.27. Preparat obciążony siłą 3200 N (faza III, próba nr 9)



Rys. 7.28. Faza IV, próba nr 9.



Rys. 7.29. Faza V, próba nr 9.

7.2. Analiza wyników badań nagłych złamań kręgosłupa.

We wszystkich przypadkach stwierdzono złamania trzonów podobne do obserwowanych w praktyce klinicznej.

Były to złamania wieloodłamowe z uszkodzeniem płytki granicznej i przemieszczeniem jądra miażdżystego w obręb trzonu kręgowego.

Dochodziło do ciasnoty kanału kręgowego, wywołanej przez przemieszczone odłamy kostne lub krążki międzykręgowe. W niektórych przypadkach ciasnota kanałowa miała charakter wielopoziomowy i wahała się w granicach od 30 do 50% .

Stwierdzono rozluźnienie stawów międzywyrastkowych i nadmiernie patologiczny ruch zgięcia i wyprostu na poziomie uszkodzonego segmentu. Nie zaobserwowano poprzecznego rozerwania więzadła podłużnego tylnego, a jedynie jego odwarstwienie. Wymiar złamanego trzonu w płaszczyźnie czołowej wzrastał średnio o 18 % , a w płaszczyźnie strzałkowej o 28% . Część trzonu kręgowego stanowiła pustą przestrzeń powstałą

na skutek zgniecenia kości gąbczastej.

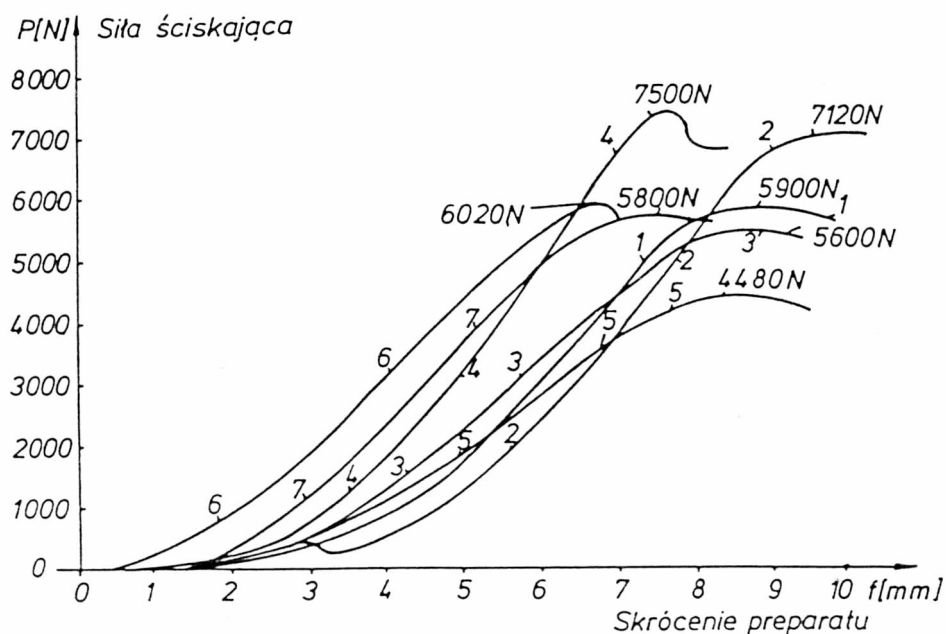
Analiza badanych próbek, radiologiczna oraz wzrokowa ocena rozciętych preparatów, pozwoliła stwierdzić, że zniszczenia miały charakter "wybuchowy" (eksplozyjny).

Niszczenie preparatu następuje najczęściej na skutek penetracji jądra miażdżystego do wnętrza trzonu tzn. obserwowano jak gdyby rozsadzanie trzonu kręgowego od wewnątrz. W początkowym okresie obciążenia deformacja kręgosłupa jest wynikiem odkształceń krążków międzykręgowych oraz aparatu więzadłowego - przegięcie krzywych (rys. 7.30). Wytrzymałość kręgosłupa jest uwarunkowana wytrzymałością na zginanie połączoną z działaniem siły skupionej części zbitej kręgu. Zniszczeniu ulega z reguły jeden krąg, rzadziej dwa i są to najczęściej kręgi L1 i Th12. Większą wytrzymałość wykazywały preparaty pobrane od osób starszych.

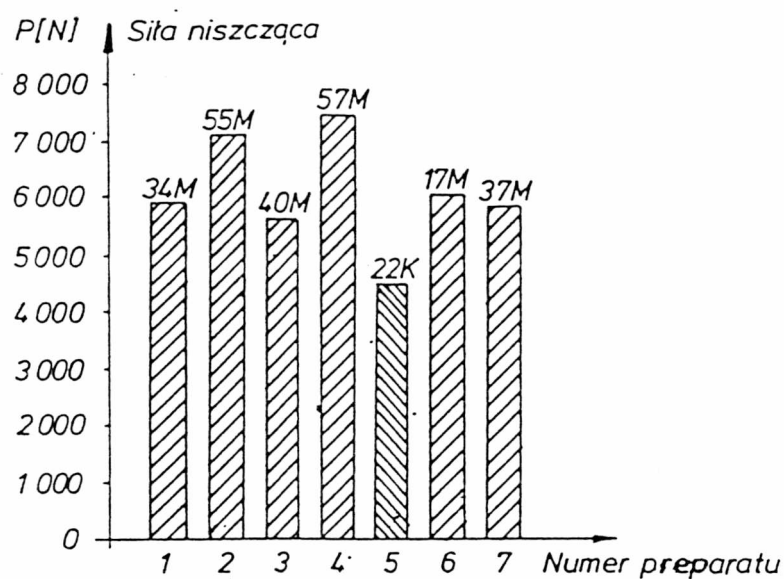
Na rys. 7.30 pokazano część wykresów siły ściskającej w funkcji skrócenia preparatu rejestrowanych podczas prób wytrzymałościowych. Załamanie poszczególnych krzywych w górnej części wskazuje na moment pęknięcia elementu kostnego badanego segmentu.

Na rys. 7.31 przedstawiono diagram maksymalnych sił przenoszonych przez poszczególne preparaty (moment utraty stateczności). Na diagramie zaznaczono wiek i płeć osobnika, od którego preparat pobrano.

Potwierdzeniem przeprowadzonego doświadczenia były badania dokonane przez lekarzy z Kliniki Chirurgii Urazowej Szpitala Wojskowego we Wrocławiu. Poddali oni analizie zdjęcia rentgenowskie 65 pacjentów ze złamaniami kręgosłupa lędźwiowego. Na radiogramach dokonywano pomiaru przestrzeni kręgowej na poziomie złamania. Mierzono wysokość przestrzeni międzytrzonowej w trzech miejscach od przodu, w środku i z tyłu. Dokonywano również pomiaru wysokości przedniej krawędzi złamanego trzonu. (rys. 7.32)



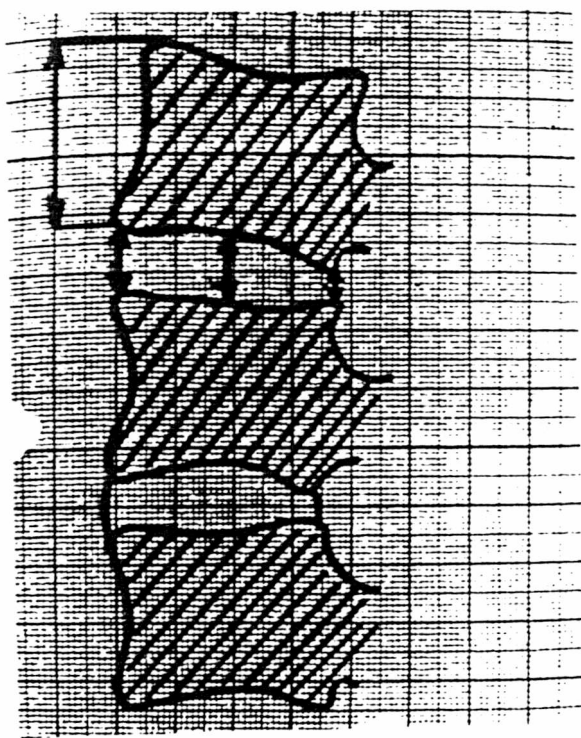
Rys. 7.30. Wykres siły ściskającej preparat w funkcji jego skrócenia.



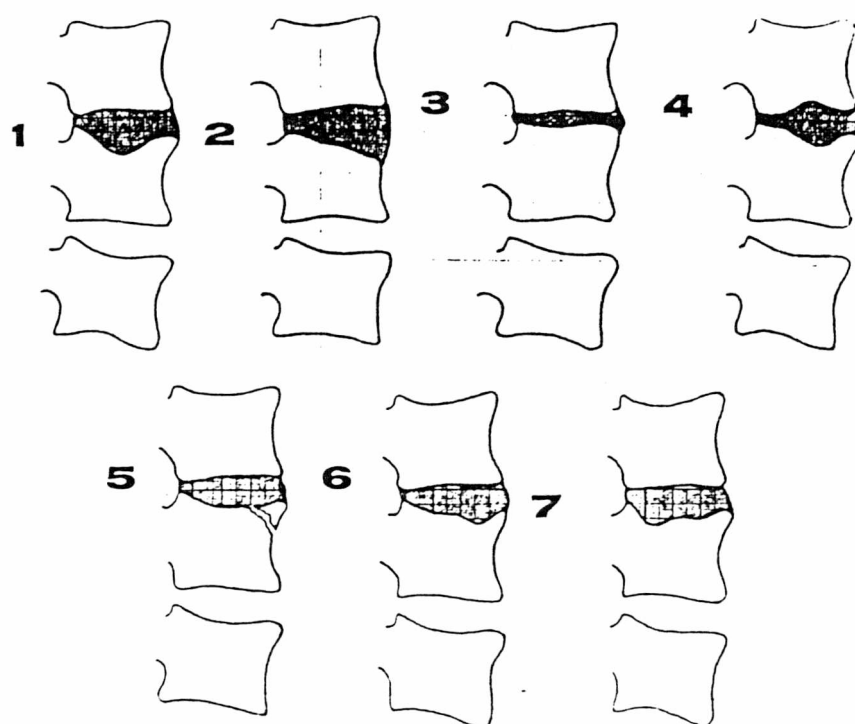
Rys. 7.31. Diagram maksymalnych sił przenoszonych przez poszczególne preparaty.

Pomiary odnoszono do wartości średniej uzyskanej z pomiaru tego samego parametru powyżej i poniżej miejsca złamania. Celem tych pomiarów było znalezienie odpowiedzi na pytanie jakiemu rodzajowi deformacji ulega przestrzeń międzytrzonowa i czy deformacja ta ma powtarzalny charakter.

Analiza radiogramów pozwoliła wyodrębnić 7 typów przestrzeni międzytrzonowej: (rys. 7.32).



Rys. 7.32. Sposób pomiaru przestrzeni kręgowej na poziomie złamania.



Rys. 7.32. Rodzaje uszkodzeń przestrzeni międzytrzonowej po urazie.

- 1 - złamanie się górnej blaszki granicznej w środkowej części z poszerzeniem przestrzeni międzytrzonowej (28 przypadków),
- 2 - klinowe zniekształcenie złamanego trzonu z poszerzeniem przestrzeni międzytrzonowej do przodu (13 przypadków),
- 3 - równomierne obniżenie przestrzeni międzytrzonowej bez wyraźnych uszkodzeń kostnych (12 przypadków),
- 4 - złamanie górnej i dolnej blaszki granicznej ograniczających krążek z poszerzeniem przestrzeni międzytrzonowej w części środkowej (5 przypadków),
- 5 - odłamanie niewielkiego fragmentu kostnego od przednio-górnej krawędzi trzonu z poszerzeniem przestrzeni międzytrzonowej od przodu (3 przypadki),
- 6 - złamanie się górnej blaszki granicznej w jej przedniej części (2 przypadki),
- 7 - złamanie się górnej blaszki granicznej w jej tylnej części (2 przypadki).

Obraz uszkodzeń przedstawionych na schematach 1 i 2 rys. 7.32 są charakterystyczne dla przeciążeń powstałych w wyniku osiowego ściskania oraz zginania.

Wyrazem niedoceniań wagi zmian urazowych jest brak w piśmiennictwie światowym doniesień na ten temat, poza sporadycznymi wzmiankami oraz bardzo nielicznymi pracami doświadczalnymi.

W leczeniu obrażeń kręgosłupa powszechnie zwraca się uwagę prawie wyłącznie na rozległość uszkodzeń kostnych i stawowych oraz na powikłania w obrębie układu nerwowego. Natomiast w niewystarczający sposób ocenia się następstwa jakie uraz powoduje jednocześnie w krążku międzykręgowym i na sam mechanizm powstawania uszkodzeń kostnych i stawowych. Wydaje się, że zbadanie doświadczalne tych mechanizmów ma duże znaczenie dla późniejszej rekonstrukcji procesu urazowego przez lekarzy.

- Przedstawione doświadczenia ukazują jak ubogi jest obraz rtg w porównaniu ze stanem faktycznym widzianym w makrobiopsji.
- Powstałe eksplozyjne złamania trzonów kręgowych są bardzo niestabilne i wymagają bezwzględnie unieruchomienia lub stabilizacji operacyjnej.
- Porównanie obrazu klinicznego z wynikami doświadczeń wykazuje, że obraz radiologiczny w niewielkim stopniu oddaje faktyczny stan zniszczenia trzonu i krążka międzykręgowego.
- Dopiero badania na preparatach symulujących przeciążenia o charakterze doraźnym pozwalają w pełni ocenić stopień uszkodzenia i wytrzymałość poszczególnych elementów kręgosłupa.

8. PODSUMOWANIE.

W pracy przedstawiono sposób wyznaczania geometrycznego ukształtowania kręgosłupa i wartości sił działających na poszczególne elementy wydzielonego kręgu. Przeniesienie geometrii ukształtowania z czynnościowych zdjęć rentgenowskich na skiagram oraz określenie obciążeń z tym związanych umożliwiły zbudowanie modelu statycznego. Można stwierdzić, że w warunkach laboratoryjnych, taki model obciążeniowy odpowiada najwierniej rozkładowi sił działających na wydzielony krąg kręgosłupa i można go stosować nie tylko do badań na kręgach rzeczywistych ale np. na modelach elastooptycznych. Badania realizowane na rzeczywistych kręgach umożliwiły ocenę przemieszczeń łuku kręgowego w warunkach obciążeń modelowych. W modelowaniu tym uwzględniono obciążenia kręgu jakie występują przy realizacji podstawowych czynności kręgosłupa (skłon, stanie, przeprost).

Zastosowanie technik laserowych (interferometrii holograficznej i fotografii plamkowej) do badań tak złożonego obiektu jakim jest krąg kręgosłupa lędźwiowego pozwoliło, na wyznaczenie zmian przemieszczeń łuku kręgu podczas zmian ukształtowania geometrycznego kręgosłupa. Uzależnienie wielkości przemieszczenia od pozycji przyjmowanej przez kręgosłup wskazało na możliwość wystąpienia przeciążenia (powolnego) elementów kręgosłupa w jego niekorzystnych pozycjach. Mamy z takimi przypadkami do czynienia u pracowników wykonujących pracę w pozycjach np. głębokiego skłonu do przodu (diagnosta samochodowy, górnik, stomatolog). Właśnie rozpoznanie złożonego stanu deformacji kręgów w pozycjach, które najczęściej są przyczynami popularnie zwanego "ból krzyża" prowadzi do znalezienia lepszych i właściwszych metod profilaktyki i leczenia schorzeń kręgosłupa. Dokładniejsze poznanie przyczyn schorzeń kręgosłupa stanowi kolejny przyczynek do wciąż

poznawanych powodów zachorowań, 1/3 populacji dorosłych a w niektórych zawodach do 80% , na choroby kręgosłupa.

W części dotyczącej przeciążeń mających podłoże w doraźnym przekroczeniu wytrzymałości badano preparaty anatomiczne. Zamodelowano mechanizm urazowy, występujący najczęściej w praktyce klinicznej. Badaniom poddano świeże preparaty kręgosłupa z całkowicie zachowanym układem mięśniowo-więzadłowym. Do dysków pobranych preparatów wstrzykiwano kontrast i przeprowadzano ocenę radiologiczną. W czasie próby wytrzymałościowej polegającej na ściskaniu segmentów rejestrowano wykreślnie zmiany obciążenia w funkcji przemieszczenia. Obciążenie kręgosłupa, które realizowano w maszynie wytrzymałościowej Instron, prowadzono aż do uzyskania efektu zniszczenia co uwidaczniało się w przegięciu krzywej odkształceniowej. Po próbie wykonywano zdjęcia radiologiczne oraz rozcinano preparaty w płaszczyźnie strzałkowej. Zdjęcia radiologiczne oraz ocena wzrokowa rozciętego preparatu pozwoliły ocenić rodzaj i charakter zniszczenia. Użycie impulsowego aparatu rtg umożliwiło rejestrację kinematograficzną procesu urazowego.

Badania nad mechanizmem urazowym potwierdzają tezę, że złamania wywołują duże zwężenie kanału kręgowego, podwichnięcia stawów międzywyrostkowych i uszkodzenia krążków międzykręgowych. Zwiększają one ryzyko powiększenia kifozy i możliwości pogłębienia ciasnoty kanałowej. Stwierdzono, że przednie więzadło podłużne nigdy nie uległo uszkodzeniu. Natomiast więzadło podłużne tylne było częściowo odwarstwione od trzonu, ale nigdy nie rozerwane poprzecznie (co zgodne jest z badaniami Bradforda [25, 26]). Zgodnie z badaniami Whita i Panjabiego [71] fizjologiczny zakres zgięcia i wyprostu między trzonami wynosi 24° , a w przeprowadzonych doświadczeniach zakres ruchu wahał się w granicach od 30 do 45° .

Ten zwiększony zakres ruchów w uszkodzonym segmencie jest następstwem zniszczenia trzonu kręgowego, krążków międzykręgowych i wyrostków stawowych. Doświadczenie wykazało też, że złamane trzony zawierają małe ogniska zmiażdżonej

kości gąbczastej, wymieszanej z fragmentami jądra miażdżystego i płytki granicznej. Stwierdzono ponadto, za Pereyem i Brownem [27, 60], że jądro miażdżyste jest bardzo mało ściśliwe i ma większą wytrzymałość niż płytka graniczna.

Opracowanie przedstawia analizę dwóch różnych mechanizmów przeciążeniowych struktur kostnych kręgosłupa. Pierwszy, mający podłoże w długotrwałym obciążeniu powoduje częste uszkodzenia elementów łuku kręgowego lub nawet prowadzi do przeciążenia kręgu lędźwiowego, kręgozmyku, zmian zwyrodnieniowych kręgów lub dyskopatii. Natomiast analizując przeciążenia mające podłoże w doraźnym przekroczeniu wytrzymałości obserwuje się urazy elementów kostnych, wśród których dominuje uszkodzenie trzonu. W urazach tych nie występują pęknięcia węziny. Omawiane mechanizmy przeciążeniowe niszczenia przewlekłego i urazowego są diametralnie różne i wymagają zastosowania odmiennych metod badawczych.

Jednakże, wyodrębnione dwa mechanizmy przeciążeniowe mimo, że różne, mają sens fizyczny. Jeden drugiego nie wyklucza bo np. na skutek wypadnięcia dysku może dojść do ciasnoty kanału kręgowego spowodowanej przez krążek międzykręgowy, a z kolei przy przeciążeniu doraźnym odłamy kostne trzonu kręgowego spowodują podobny skutek.

9. LITERATURA

- [1] Adams M.A., Hutton W.C., The effect of posture and the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. J. Bone Joint Surg. Vol. 62-B, No 3: 358-362. Aug.1980
- [2] Adams M.A., Hutton W.C., The effect of posture on the lumbar spine. J.B.J.S. Vol. 67-B, No 4, August 1985.
- [3] Adams M.A., Hutton W.C., Stott J.R.R., The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. Spine 5, pp. 245-253, 1980.
- [4] Anderson G.B.J., Örtengren R., Schultz A., Analysis and measurement of the loads on the lumbar spine during work at a table Journal of Biomechanics, No 13, pp. 513-520. 1980.
- [5] Bartelink G., The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. J.B.J.S. No 39, Nov. 1983.
- [6] Bergmark A., Stability of the lumbar spine. Study in mechanical engineering. Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum no 230 vol. 60. Munksgaard Copenhagen 1989.
- [7] Będziński R., Analiza wyężenia części lędźwiowej kręgosłupa. X Sympozjum Doświadczalnych Badań w Mechanice Ciała Stałego. PTMTS Warszawa, Zespół Mech. Dośw. Kom. Mech. PAN Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej. Politechniki Warszawskiej, IX 1982, s. 41-45.
- [8] Będziński R., Badania naprężeń w części lędźwiowej kręgosłupa. W: Problemy Techniki w Medycynie. Materiały Sympozjum Naukowego Centrum Ośrodka Techniki Medycznej w Warszawie i Lubuskiego Towarzystwa Naukowego w Zielonej Górze. Zielona Góra, Warszawa 1983, s. 37-43.
- [9] Będziński R., Elastooptyczne badania modeli kręgosłupa z uwzględnieniem korowej i gąbczastej struktury kości. W: XI Sympozjum Doświadczalnych Badań w Mechanice Ciała Stałego. Org. PTMTS Oddz. W-wa, Komitet Mechaniki PAN 09.1984, s.32-35.

- [10] Będziński R., Zastosowanie metody interferometrii holograficznej do analizy deformacji kręgu lędźwiowego. W: XII Sympozjum Mechaniki Doświadczalnej Ciała Stałego. Org. PTMTS Oddz. W-wa Komitet Mechaniki PAN P.W., 10.1988, cz.1, s.31-34.
- [11] Będziński R., Budowa modeli fizycznych elementów kręgosłupa lędźwiowego. Prace naukowe IKiEM Politechniki Wrocławskiej. Seria: Monografie nr 13, Wrocław 1989.
- [12] Będziński R., Biliński Z., Chlebiński J., Jankowski L., Świdorski G., Zygorowicz P., Studies on deformation at the transitive part of the spine subjected to vertical load. 4th International Meeting of the World Federation of Spine Surgeons and Spondyliatrists. Hofburg, Vienna, April 1985, s.b.
- [13] Będziński R., Damczyk W., Słomka A., A three-dimensional finite element model of the lumbar vertebra. Biology of Sport, Vol. V Suppl. 1/1988. Proc 1 st. Inter.Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Warsaw 1987, pp. 207-214.
- [14] Będziński R., Jankowski L., Zastosowanie optycznych metod pomiaru naprężeń i odkształceń w konstruowaniu maszyn Materiały V Szkoły Metodologii. Cz. 01 CPT Rydzyna, Komitet Budowy Maszyn, PAN 1983.
- [15] Będziński R., Kozłowska A., Wall A., A study of stress distribution in three-dimensional models of the lumbar spine. Biomechanics VII-A. Vol. 3A, PWN and University Park Press Baltimore 1981, pp. 65-72.
- [16] Będziński R., Wall A., Badania elastooptyczne modeli kręgosłupa z kręgozmykiem dolnych kręgów lędźwiowych. Mat. XXIII Zjazdu Naukowego PTOiT, Wrocław 1980. Warszawa, Wyd. PZWL 1983, s. 140-144.
- [17] Będziński R., Wall A., An attempt at determining the effort of the lumbar part of the spine on the basis of model investigations. Biomechanics: Basic and Applied Research edited by G.Bergman, R.Kölben, A.Rohlman (Selec.proc.of the V Meeting ESB) Martiunus Nijkoff Publishers Dordrecht (Boston) Lancaster 1987, pp. 497-502.

- [18] Będziński R., Zygorowicz P., Badania rozkładów naprężeń w modelach kręgosłupa lędźwiowego. Raport IKiEM Politechniki Wrocławskiej seria Spr. 048/87, Wrocław 1987.
- [19] Będziński R., Zygorowicz P., Badania rozkładów naprężeń części lędźwiowej kręgosłupa. Praca zbiorowa pod red. K.Bącala pt. Biomechanika kręgosłupa. Zielona Góra 1988, s. 25-32.
- [20] Będziński R., Zygorowicz P., Budowa stanowiska pomiarowego i badania przemieszczeń elementów kręgu metodą interferometrii plamkowej. Raport serii Spr.nr 31/89 IKiEM Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1989.
- [21] Biliński Z., Będziński R., Chlebiński J., Świderski G., Wodzisławski W., Experimental induction on the vertebral canal stenosis. 4th International Meeting of the World Federation of Spine Surgeons and Spondyliatrists. Hofburg, Vienna, April '85
- [22] Biliński Z., Chlebiński J., Będziński R., Zygorowicz P., Nacisk osiowy na kręgosłup w badaniach doświadczalnych. Urazy kręgosłupa. IV Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Ortopedów Wojska Polskiego. Kraków, maj 87. Materiały Kraków: Wojskowy Szpital Kliniczny 1990.
- [23] Biliński Z., Witowski S., Chlebiński J., Będziński R., Jankowski L., Zygorowicz P., Świderski G., The coexisting disc injures in fractures of vertebrae Th12-L1. 16th Congress SICOT'84, Barbican Centre, City of London 30 Sept.- 5 Oct.1984 p. 73, London 1984.
- [24] Bochenek A., Anatomia człowieka, Warszawa PZWL, 1952, s.211-270.
- [25] Bradford D.S., Surgical stabilization of fracture and dislocations of the thoracic spine. Spine 2: pp. 185-196, 1977.
- [26] Bradford D.S., Surgical management of thoraco-lumbar spine fractures with incomplete neurologic deficyts. Minnesota at Minneapolis. Clin. Orthop. 218:pp. 201-216, May 1987.
- [27] Brown T., Hanson R., Yorra A., Some mechanical tests on the lum-bosacral spine with particular references to the interverte-bral discs. J.B.J.S. 39-A, p. 1135, 1957.

- [28] Chlebiński J., Świdorski G., Biliński Z., Będziński R., Zygorowicz P., Wodzisławski W., Experimental induction of the Th11-L3 intervertebral disc lesions. 4th International Meeting of the World Federation of Spine Surgeons and Spondyliatrists. Hofburg, Vienna, April 1985, s.b.
- [29] Dega W., pod redakcją, Ortopedia i rehabilitacja. Praca zespołowa Kliniki Ortopedii w Poznaniu. s. 463-479 (Choroby z przeciążenia). PZWL Warszawa 1968.
- [30] Dietrich M., Kurowski P., Pewien model mechaniczny kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego człowieka. Mechanika Teoretyczna i Stosowana 2/3, 2, 1983, s. 261-278.
- [31] Dietrich M., Kurowski P., The importance of mechanical factors in the etiology of spondylolysis. Spine Vol. 10 no 6, 1985, s. 532-542.
- [32] Dietrich M., Zagrajek T., Problemy modelowania w biomechanice kręgosłupa człowieka. Praca zbiorowa pod red. K. Bącala pt. Biomechanika kręgosłupa. Zielona Góra 1988, s. 5-24.
- [33] Dziak A., Bóle krzyża. PZWL Warszawa 1979.
- [34] Etemadi A.A., M. Sc. thesis, University of London, 1963. (Unpublished data).
- [35] Etemadi A.A., Extensor power of different parts of the erector musculature in man. Anat Anz. 135: p.164, 1974.
- [36] Evans F.G., Stress and strain in bones. C.C. Thomas, Springfield, Illinois 1957.
- [37] Flesch S.R., Harrington instrumentation and spine fusion for unstable fractures and fracture dislocations of the thoracic and lumbar spine. J.B.J.S. A: pp. 143-153, 1977.
- [38] Hakim N.S., King A.J., A three-dimensional finite element dynamic response analysis of vertebra with experimental verification. J.Biomechanics 12, 1979, pp. 277-291.
- [39] Holdsworth F.W., Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. J.B.J.S. 52A: pp. 1534-1551, 1970.
- [40] Hutton W.C., Cyron B.M., Stott J.R.R., The compressive strength of lumbar vertebrae. J. Anat. 1979.

- [41] Hutton W.C., Adams M.A., Can the Lumbar Spine be crushed in heavy lifting. Spine Vol.6, No 1, 1981 pp. 76-82.
- [42] Jacob H.A.C., Suezawa Y., Biomechanische Untersuchungen an der Lendenwirbelsäule - zur Entstehung der Spandylolisthesis, Z.f.Orthop. 118, 1980, pp. 445-453.
- [43] Kabsch A., Biomechanika dolnego odcinka kręgosłupa i wpływ obciążeń zewnętrznych na ten odcinek. Biomechanika w patogenezie zespołu bólów w dolnym odcinku kręgosłupa u ludzi pracy. Warszawa PZWL, 1977.
- [44] Kabsch A., The spine as a biomechanism. 4th International Meeting of the World Federation of Spine Surgeons and Spondyliatristrists. Hofburg, Vienna, April '85.
- [45] Kabsch A., Biomechaniczne aspekty profilaktyki przeciążeń kręgosłupa. Przeciążenia Narządów Ruchu w Pracy Zawodowej i w Sporcie. Tom III. Diagnostyka, Leczenie, Profilaktyka. Wyd. AWF w Warszawie. Seria: Z Warsztatów Badawczych. 1990.
- [46] Kapandji J.A., Physiologie articulaire schemas commntes de mecanique humaine. Librairie Maloine, Editeur Paris 1972.
- [47] Karmowski W., Mazurkiewicz S., Niedźwiedzki T., Numeryczna obiektywizacja diagnostyki obrazowej w ortopedii. XV Sympozjum Mechaniki Eksperymentalnej Ciała Stałego. PTMTS, Komitet Mechaniki PAN, 10.1992. s. 140-141.
- [48] Malawski S. (pod red.), Spondyloortopedia, cz. I. Centrum Medyczne Kształcenia Podyplomowego Warszawa 1987.
- [49] Morris J.M., Lucas P.B., Bresler B., Role of the trunk in stability of the spine. J.B.J.S. 43-A:p. 327, 1961.
- [50] Morris J.M., Biomechanics of the spine. Arch.of Surg.,Vol.107, Sept. 1973, pp. 1-15.
- [51] Morris J.M., Introduction biomechanics of the spine, J.B.J.S., 76A, 1975.
- [52] Nachemson A.L., The load on the lumbar discs in different positions of the body. Clin. Orthop. 45, 1966, pp. 107-122.
- [53] Nachemson A.L., Towards a better undrestanding of low-back pain. A review of the mechanics of the lumbar disc. Rheumatology and Rehabilitation 14, 1975, pp. 107.122.

- [54] Nachemson A.L., The lumbar spine. An orthopaedic challenge. Spine 1:59, 1976.
- [55] Nachemson, A.L., Lindh M., Measurement of abdominal and back muscle strength with and without low back pain. Scandinavian Journal Rehab. Med. 1:60, 1969.
- [56] Ogurkowska M.B., Zastosowanie metod radiologicznych i reologicznych do badania właściwości mechanicznych tkanek kostnych kręgosłupa. Praca doktorska pod kierunkiem prof. A. Kabscha. AWF Poznań 1992.
- [57] Orłóś Z. pod red. Doświadczalna analiza odkształceń i naprężeń. Warszawa PWN, 1977.
- [58] Panjabi M.M., Krag M., Summers D., Videman T., Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. J. Orthop. Res. 3, 1985, pp. 292-300.
- [59] Pennal G.F., Conn G.S., Mc Donald G., Dale G., Garside H., Motion studies of the lumbar spine. J.B.J.S. 54-B: p.442, 1972.
- [60] Perry O., Fracture of the vertebral and - plate in the lumbar spine. Acta Orthop. Scand 25 (suppl.), 1957.
- [61] Piwernetz K., Bestimmung elastomechanischer Eigenschaften menschlicher Wirbelkörper mit Hilfe der holographischen Interferometrie. Dissertation der Fakultät für Physik der Ludwig-Maximilians-Universität München 1979.
- [62] Sadowska-Wróblewska M., Choroby kręgosłupa w praktyce reumatologicznej. PZWL Warszawa 1979.
- [63] Spilker R.L., Jakobs D.M., Schultz A.B., Material Constants for a Finite Element Model of the Intervertebral Disc with a Fiber Composite Annulus. Journal Biomechanics Engineering. Vol.108, 1986. pp. 1-11.
- [64] Schultz A.B., Anderson G.B., Analysis of loads on the Lumbar Spine. Spine Vol. 6, No 1, 1981, pp. 76-82.
- [65] Szczepiński W., pod red., Metody doświadczalne mechaniki ciała stałego, PWN Warszawa 1984.
- [66] Świderski G., Przeciążenia mięśni i kości goleni. Praca habilitacyjna. Poznańskie Towarzystwo Przyjaciół Nauk. PWN Poznań 1959.

- [67] Świderski G., Świderska K., Rentgenowskie parametry zewnętrzne usytuowania części lędźwiowo-krzyżowej kręgosłupa. Pol. Przegl. Rad. i Med. Nukl. 42, 4, 1978, s. 291-294.
- [68] Świderski G., Kliniczna spondylometria sprężystości kręgosłupa. Spondyliatria t. II, nr 4-5. Akademia Chirurgów Kręgosłupa WHO-UNESCO Wrocław-Genewa 1991.
- [69] Tylman B., Badania nad wytrzymałością poszczególnych elementów kręgosłupa. Chir.Narz.Ruchu i Ortop. Pol. t.1, 1961, s. 21-26.
- [70] Wall A., Badania nad wpływem usytuowania kręgosłupa lędźwiowego i obciążeń w etiopatogenezie kręgozmyku. Rozprawa habilitacyjna. Akademia Medyczna, Wrocław 1979.
- [71] White A.A., Panjabi M.M., Clinical Biomechanics of the spine. Philadelphia, J.B. Lippincott Co, 1977.
- [72] Wodziszłowski W., Biliński Z., Będziński R., Chlebiński J., Jankowski L., Zydorowicz P., Świderski G., Stability of the lumbar nucleus pulposus localisation. 4th International Meeting of the World Federation of Spine Surgeons and Spondyliatrists. Hofburg, Vienna, April 1985, s.b.
- [73] Yamada H., Strength of Biological Materials. Williams and Wilkins. Baltimore 1970.
- [74] Yozichawa H., Photoelastic study on the relation between the lumbar lordosis and the load. Journal. Jap. Ortop. Ass.43, pp. 645-662. 1969.

10. WAŻNIEJSZE OZNACZENIA UŻYTE W TEKŚCIE.

- a - odległość między prążkami na plamkogramach,
- d_m - ramię działania siły P_m ,
- d_p - ramię działania siły P_p ,
- d_{sp} - odległość punktu c od linii działania siły wyrostka kolczystego,
- d_t - odległość punktu c od linii działania sił wyrostków stawowych,
- d_x - ramię działania siły P_x ,
- g_l - punkt działania siły Q_l ,
- g_t - środek ciężkości ciała człowieka przyjęty w statycznym modelu obciążeń,
- l - odległość plamkogramu od ekranu,
- n - numer prążka interferencyjnego,
- o - chwilowy środek obrotu (kość krzyżowa S1 - krąg lędźwiowy L5) przy rozpatrywaniu równowagi statycznej,
- p - środek parcia jamy brzusznej,
- r - część całkowitej siły w płaszczyźnie krążka międzykręgowego która jest przenoszona przez zginanie wyrostka kolczystego łuku kręgowego,
- u, v - składowe przemieszczenia badanego punktu,
- z - powiększenie,

- L - długość mięśni łuku kręgowego,
- M_{mp} - moment mięśnia prostującego,
- M_{gsp} - moment zginający działający w tylnej części łuku kręgowego,
- P_c - składowa siły reakcji powodująca ściskanie w krążku międzykręgowym,
- P_m - składowa siły wzdłużnej mięśni brzucha,
- P_p - siła wywierana przez ciśnienie tłoczni brzucha,
- P_{rsp} - siła rozciągająca łuk kręgowy,

- P_s - składowa siły reakcji powodująca ścinanie w krążku międzykręgowym,
 P_{ssp} - siła ścinająca łuk kręgowy,
 P_{sp} - siła wyrostka kolczystego,
 P_T - siła ściskająca trzon,
 P_x - siła wywierana przez mięsień prostujący kręgosłupa lędźwiowego,
 Q - masa ciała
 Q_1 - masa ramion działająca przez staw ramieniowy,
 Q_t - masa głowy i karku,
 W - masa mięśni łuku kręgowego,
 WF - kąt Whitmana-Fergusona,
 WLL - wskaźnik lordozy lędźwiowej,
 W_{sd} - siła wyrostków stawowych dolnych,
 W_{sg} - siła wyrostków stawowych górnych,
 Z - wartość przemieszczenia,

 α - kąt pochylenia kości krzyżowej,
 Φ - kąt zawarty pomiędzy tylną płaszczyzną trzonu a powierzchnią wężyny (zazwyczaj $70-80^\circ$)
 ϕ - kąt pochylenia prążków na plamkogramach,