

## ROZDZIAŁ V

# ANALIZA OBCIĄŻEŃ KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO W PRZYPADKU ZASTOSOWANIA STABILIZACJI

W niniejszym rozdziale omówiono zagadnienia dotyczące inżynierii biomedycznej, a ściślej – różnych aspektów leczenia urazów i schorzeń odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka nowoczesnymi metodami operacyjnymi, wykorzystującymi techniczne środki wspomaganie stabilizacji kręgow i konstrukcji mechanicznych, takich jak stabilizatory kręgosłupa. Skomplikowana budowa oraz złożony układ sił działających na odcinek szyjny kręgosłupa jest powodem wysokiej podatności tych struktur na urazy i uszkodzenia [3, 8, 18, 26, 43, 49, 51]. Wobec powszechnego stosowania systemów stabilizujących powodujących przeciążenie elementów i tkanek odcinka szyjnego, istotna jest analiza odkształceń stabilizatorów i ocena oddziaływania na stabilizowany odcinek kręgosłupa oraz segmenty sąsiadujące z usztywnionym segmentem ruchowym [7, 12, 21, 36, 39, 44, 46]. Ze względu na właściwości mechaniczne różniące go od struktur anatomicznych, stabilizator ma duży wpływ na zmiany kinematyczne oraz zmiany w ciągłości rozkładów przenoszonych obciążeń na granicy układ kręgosłupowy – implant.

Neurochirurg, planując operację leczenia kręgosłupa przy użyciu nowoczesnego instrumentarium, ma do dyspozycji wiele możliwych rozwiązań. Przy wyborze najlepszego wariantu sugeruje się przede wszystkim przeznaczeniem i konstrukcją stabilizatora, liczbą i położeniem kręgów do stabilizacji, rodzajem połączenia pomiędzy elementami stabilizatora, itp. [2, 5, 28, 32, 41]. Najczęściej planując zabieg nie bierze się pod uwagę mechanicznych własności stabilizatora w odniesieniu do własności kręgosłupa. Pełna znajomość cech mechanicznych obydwu (kręgosłupa i stabilizacji) pozwoliłaby przewidzieć efekty leczenia. Dlatego powstaje wiele modeli numerycznych, które w przybliżeniu umożliwiają określić wpływ danej stabilizacji na własności leczonego kręgosłupa [6, 9, 16, 37, 54, 17, 45, 10, 42]. Stosowanie metody elementów skończonych MES do tego celu pozwala wyznaczyć odkształcenia i naprężenia w strukturach kręgosłupowych oraz w instrumentarium. Za pomocą tych wielkości jesteśmy w stanie ocenić czy dana stabilizacja nie jest za sztywna. Sztywna stabilizacja zapewnia pewne połączenie oraz redukuje odkształcenia w implancie oraz w stabilizowanym

odcinka. Jednak zbyt usztywniona powoduje *stress shielding* – zanik stymulacji wzrostu kości, tym samym może być przyczyną osteoporozy (osteopenia of bone) [8, 13, 18, 22, 31].

Analiza urazów odcinka szyjnego oraz przegląd sposobów ich leczenia wskazują na potrzebę badań pozwalających na poznanie mechanizmów powstawania uszkodzeń oraz zachowania się kręgosłupa po wprowadzeniu stabilizatora do jego struktur. Z tego też względu, przedstawiono przykłady symulacji numerycznej wpływu obciążeń na odcinek szyjny w układzie fizjologicznym i z wprowadzonymi implantami. Przy użyciu metody MES opracowano w programie ANSYS modele:

- model kręgosłupa fizjologicznego,
- model kręgosłupa szyjnego w układzie ze stabilizatorem płytkowym,
- model kręgosłupa szyjnego ze stabilizacją D-Fun-M,
- model kręgosłupa szyjnego z implantem ProDisc-C.

W modelach uwzględniono następujące części budowy anatomicznej odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka: siedem kręgów szyjnych C1–C7, połączenia stawowe, krążki międzykręgowe oraz aparat więzadłowy. Pominięto elementy układów: mięśniowego, pokarmowego, krwionośnego, nerwowego, jak też kość gnykową, których wpływ, w analizowanych przypadkach, na zjawiska w badanych układach jest mniej znaczący, a ich uwzględnienie spowodowałoby znaczną komplikację modeli. We wszystkich modelach struktury kręgosłupowe zostały zamodelowane w ten sam sposób, a w układach ze stabilizacją symulowano pierwsze dni zespolenia, gdy nie występuje jeszcze zrost kostny. Pozyskana wiedza, jak też świadomość problemów obliczeń numerycznych były podstawą zastosowanych uproszczeń. W modelach przyjęto następujące założenia:

**I.** Do budowy modeli numerycznych kręgów szyjnych przyjęto dane pozyskane z zasobów The Visible Human Project. Umożliwiło to odtworzenie bardzo złożonej i skomplikowanej budowy i układu przenoszenia obciążeń poprzez trzy główne ogniwa: trzony kręgów oraz wyrostki stawowe, czyli tzw. triadę podparcia. Kręgi przyjęto jako ciała jednorodne o własnościach izotropowych.

**II.** W modelu uwzględniono następujące więzadła:

- podłużne przednie,
- podłużne tylne,
- żółte,
- międzykółcowe,
- poprzeczne.

Więzadła zamodelowano jako pasma łączące punkty przyczepów, które oddziałują na kręgi podczas rozciągania. Użytym elementom nadano własności nieliniowosprężyste oraz cechy geometryczne pochodzące od symulowanych więzadeł (długość, przekrój poprzeczny).

**III.** W modelach dysków międzykręgowych uwzględniono naturalny podział na pierścienie włókniste i jądra miazdzyste. Połączenia dysków z kręgami

zasymulowano płytkami granicznymi zastępującymi chrząstkozrosty. Ponadto jądra miażdżyste przyjmuje się jako ciała mało ściśliwe, natomiast wszystkie elementy jako liniowosprężyste.

**IV.** Połączenia stawowe zastąpiono oddziaływaniem odkształcalnych elementów bryłowych. Takie podejście w odwzorowaniu funkcjonowania stawu zastosowano ze względu na dużą wytrzymałość torebek stawowych w odcinku szyjnym (porównywalną z odcinkiem lędźwiowym) oraz na bardzo małą przestrzeń między powierzchniami pokrytymi chrząstkami, ograniczającą znacznie możliwość ruchu w stawach. Elementom nadano cechy liniowosprężyste będące średnimi własnościami elementów stanowiących połączenia stawowe.

**V.** W modelach po stabilizacji, w segmencie ruchowym C4–C5, w miejsce dysku międzykręgowego oraz więzadła podłużnego przedniego, umieszczono implant. Systemy stabilizacji zamodelowano jako elementy o własnościach izotropowych. Przyjęte parametry materiałowe odpowiadały własnościom mechanicznym stopu tytanu Ti-6Al-4V.

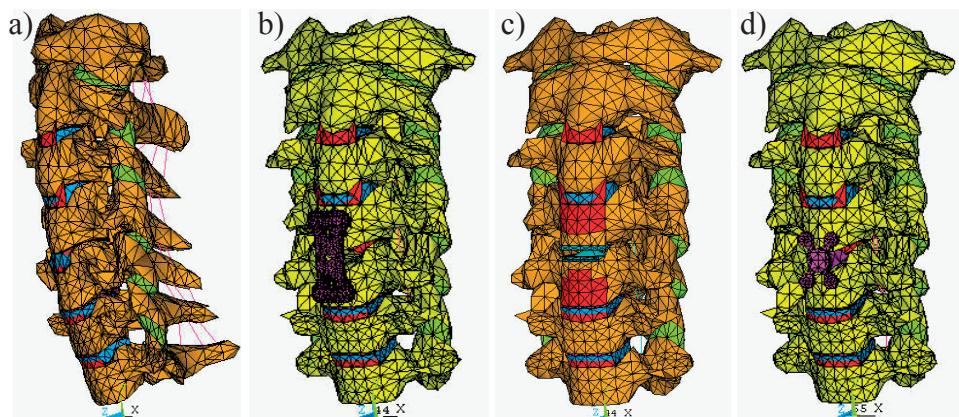
**VI.** Przy dobieraniu warunków brzegowych starano się odwzorować naturalny stan obciążenia kręgosłupa szyjnego. Dlatego podczas symulacji modele utwierdza się zgodnie z naturalną triadą podparcia. Utwierdzenie uzyskano poprzez odebranie wyselekcjonowanym węzłom dolnej powierzchni kręgu C7 wszystkich stopni swobody. Obciążenie zadano na górnej powierzchni kręgu C1, w miejscu połączenia kręgosłupa z głową. Ze względu na możliwość zadawania tylko sił w węzłach, działanie momentów obciążających zastąpiono parą sił.

**VII.** Ze względu na większą epidemiologicznie ilość urazów powstających w płaszczyźnie strzałkowej, analizowane są głównie obciążenia będące kombinacją osiowego ściskania i zgięcia do przodu lub tyłu. Symulację numeryczną przeprowadzono dla trzech wariantów obciążeń, pochodzących od:

- naturalnego położenia głowy - ściskanie,
- zgięcia głowy do przodu w płaszczyźnie strzałkowej - zgięcie,
- zgięcia głowy do tyłu w płaszczyźnie strzałkowej - wyprost.

Istotą prezentowanych badań jest analiza numeryczna zjawisk fizycznych występujących w szyi człowieka w przypadku zastosowania stabilizacji. Dzięki wykorzystaniu modeli MES, sformułowanych w środowisku Ansys, można analizować wewnętrzne obciążenia działające w kręgosłupie po wprowadzeniu stabilizacji do jego struktur. Zaproponowana metodologia pozwala także określić oddziaływania stabilizatora na kręgosłup szyjny. Potrzebne dane wejściowe do symulacji numerycznych, w postaci parametrów materiałowych kręgosłupa człowieka, zaczerpnięto z literatury [19, 52].

Za pomocą opracowanych modeli (rys. 5.1) można zweryfikować stosowane w praktyce klinicznej systemy stabilizacji pod względem mechaniki stabilizowanego odcinka. Dodatkowo będzie można dokonać oceny cech stabilizacji obecnie dostępnych na rynku, a tym samym doboru skutecznego leczenia oraz zmniejszenia powikłań podczas implantacji.



Rys. 5.1. Modele kręgosłupa szyjnego: a) fizjologiczny, b) z płytką Zenith, c) z implantem ProDisc-C, d) ze stabilizacją D-Fun-M,

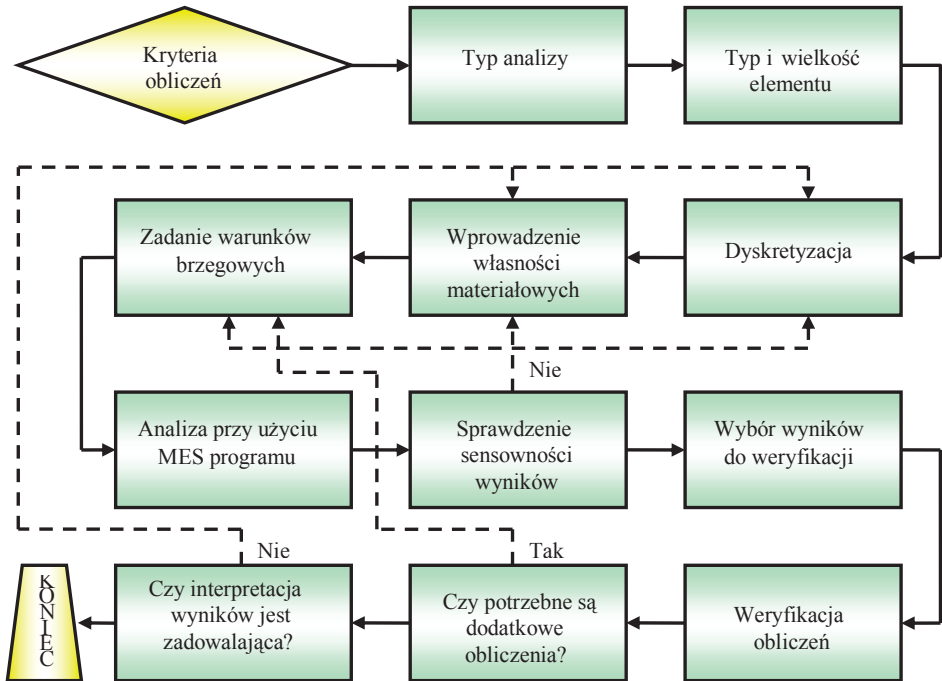
## 5.1. Opis budowy modeli numerycznych

Przy opracowywaniu modeli kręgosłupa szyjnego ze stabilizatorami i bez, zastosowano metodę elementów skończonych (MES), przy wykorzystaniu programu ANSYS. Koncepcja MES polega na zastąpieniu rzeczywistego obiektu modelem zbudowanym ze skończonej liczby elementów rozpiętych na siatce węzłów. Pozwala to na zastąpienie oddziaływania pomiędzy badanym układem a otoczeniem, poprzez zamodelowanie w wybranych węzłach warunków brzegowych. Metoda ta jest procesem, w wyniku którego kontinuum o nieskończonej liczbie stopni swobody jest aproksymowane przez policzalny zbiór elementów. Każdy z tych elementów jest połączony z sąsiednimi [29].

Typowa analiza MES składa się z trzech kroków [35]:

- budowy modelu,
- zadania warunków brzegowych,
- obliczenia i przeglądu rozwiązań.

Proces modelowania metodą MES można podzielić na kilka etapów przedstawionych na rys. 5.2.

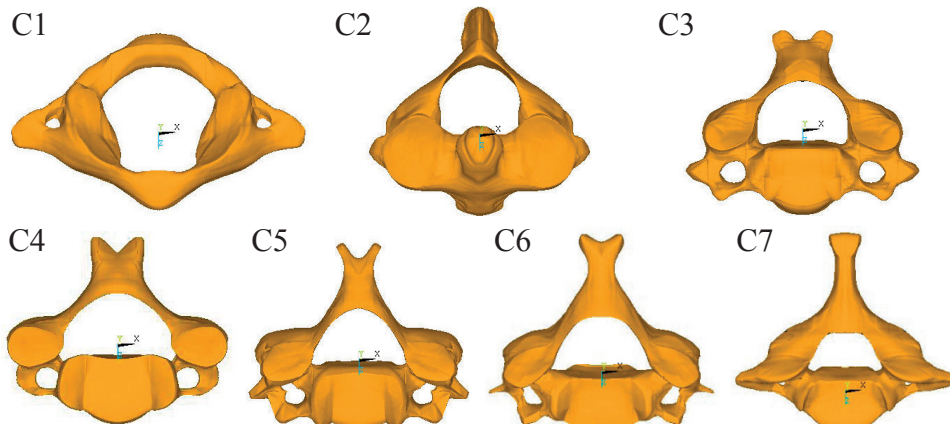


Rys. 5.2. Proces modelowania metodą MES [35]

Budowa modelu w programie ANSYS rozpoczyna się od nadania nazwy i tytułu analizy, potem definiuje się geometrię modelu, typ elementu oraz własności materiałowe. Następnie generuje się siatkę elementów skończonych. Istnieją dwa sposoby tworzenia siatki elementów skończonych: „manualny” oraz automatyczny. Sposób manualny polega na tworzeniu węzłów każdego elementu przez definiowanie ich położenia, natomiast sposób automatyczny polega na wykorzystaniu opcji *MESH* programu, generującej siatkę elementów skończonych na istniejącej już geometrii. Po wygenerowaniu siatki elementów skończonych, zadaje się stan obciążenia modelu. Stan obciążenia w programie ANSYS zawarty jest w sześciu kategoriach: *DOF* (ang. *degree of freedom*), *constraints*, *forces*, *surface loads*, *body loads*, *inertia loads*, *coupled-field loads*. Po zadaniu sił przeprowadza się obliczenia, a następnie można weryfikować wyniki. W przypadku niesensownych rezultatów można przebudować model i ponownie obliczenia [35].

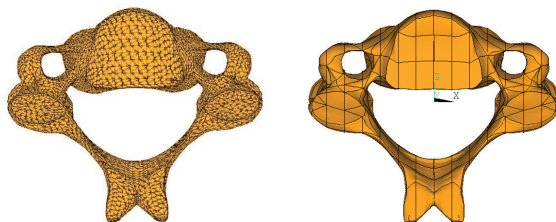
## 5.2. Budowa modelu fizjologicznego kręgosłupa szyjnego

W celu odwzorowania szczegółowej, anatomicznej budowy kręgów, dla potrzeb sformułowania modelu posłużono się danymi z Visible Human Project. W ten sposób otrzymano modele geometryczne kręgów w formacie DXF, których geometrię przedstawiono na rys. 5.3.



Rys. 5.3. Geometria kręgów szyjnych

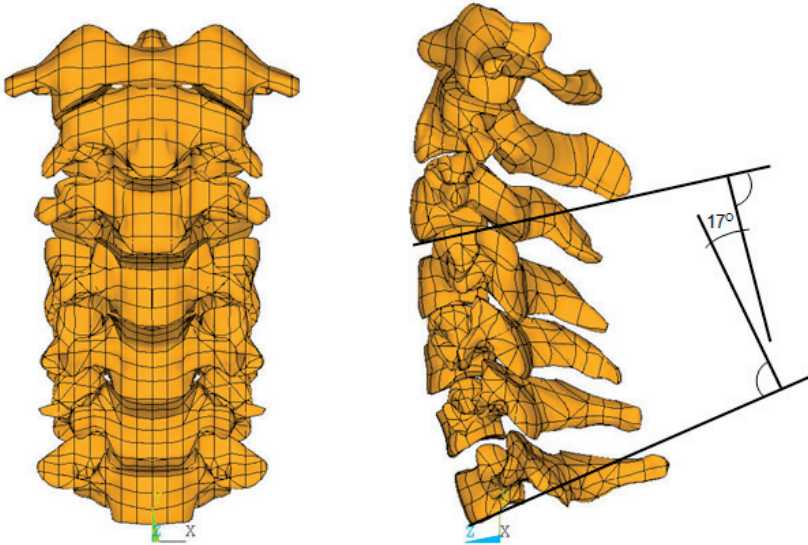
Wykorzystując program Mimics przetransformowano modele kręgów do formatu IGES, który umożliwił ich wczytanie do środowiska ANSYS. Ze względu na bardzo złożoną budowę kręgów, którą tworzyło ponad 100 tysięcy powierzchni, następnym etapem była więc redukcja powierzchni tworzących budowę kręgów, poprzez sklekanie kilkunastu małych powierzchni w jedną większą. Przy tej czynności wykorzystano standardowe opcje programu ANSYS. Wynik takiej operacji jest widoczny na rys. 5.4, na którym przedstawiono kręgi C4 przed i po optymalizacji tworzących go powierzchni. Suma wszystkich powierzchni należących do kręgów nie przekraczała 3000, a nadal oddawała ich skomplikowany kształt i geometrię.



Rys. 5.4. Geometria kręgu przed i po optymalizacji liczby powierzchni

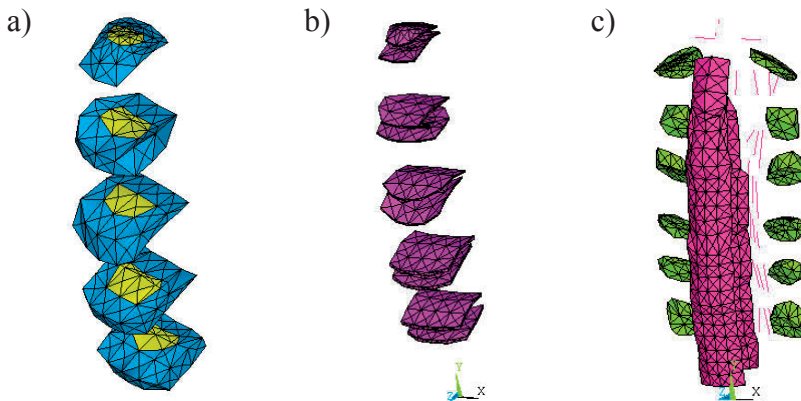
Następnym etapem było odwzorowanie naturalnego wygięcia kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej, które w modelowanym odcinku szyjnym przyjęto równe  $17^\circ$ . Do usytuowania kręgów w przestrzeni oddających lordozę szyjną posłużono się danymi literaturowymi [24, 25] podającymi kąt lordozy od

15–20 stopni. Podczas tej operacji również odtworzono naturalne odstępy między kręgami, które pokazano na rys. 5.5.



Rys. 5.5. Modele kręgów szyjnych

Geometrię krążków międzykręgowych i połączeń stawowych odtworzono korzystając z danych dostępnych w literaturze. Przy modelowaniu krążków międzykręgowych uwzględniono podział na jądro miażdżyste i pierścień włóknisty. Połączenie z kręgami uzyskano poprzez wprowadzenie płytek granicznych łączących dyski z kręgami. Na rys. 5.6a i rys. 5.6b pokazano modele krążków międzykręgowych i płytek granicznych.

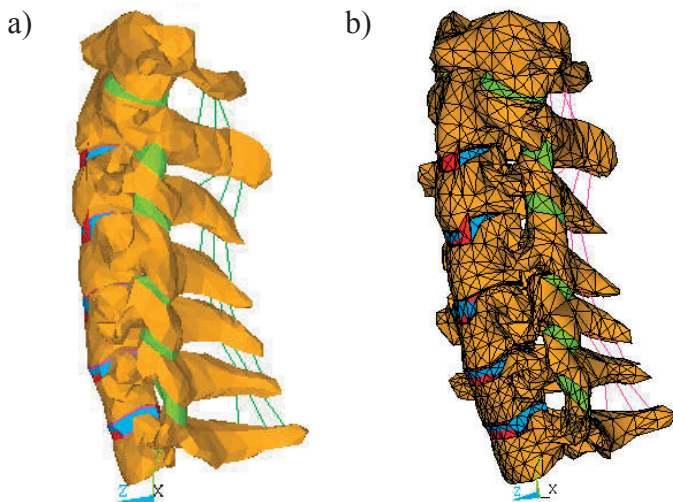


Rys. 5.6. Modele struktur międzykręgowych: a) dysków międzykręgowych, b) płytek granicznych, c) aparatu więzadłowego

W celu opracowania pełnego modelu kręgosłupa szyjnego zamodelowano aparat więzadłowy uwzględniając najważniejsze więzadła szyjne. Przy określaniu

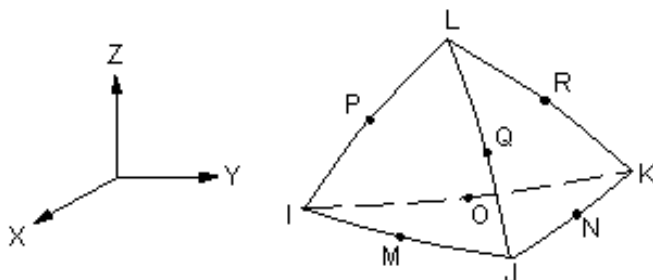
grubości i punktów przyczepu więzadeł posłużono się danymi literaturowymi [11, 33, 34, 50, 53, 52]. Odtworzono również połączenia stawowe, wprowadzając elementy łączące powierzchnie stawowe wyrostków stawowych, które wraz z aparatem więzadłowym pokazano na rys. 5.6 c.

Kolejnym etapem było połączenie poszczególnych elementów. Otrzymany w ten sposób model wiernie odzwierciedlający budowę i geometrię kręgosłupa szyjnego przedstawiono na rys. 5.7.



Rys. 5.7. Model kręgosłupa szyjnego: a) przed dyskretyzacją, b) po dyskretyzacji

Z uwagi na specyficzny i skomplikowany kształt kości kręgów, siatka elementów skończonych została zbudowana w oparciu o przestrzenny element typu TETRA czworościenny, dziesięciowęzłowy, w pakiecie ANSYS oznaczony symbolem SOLID95, który pokazano na rys. 5.8. Element ten posiada w każdym węźle trzy stopnie swobody.



Rys. 5.8. Element typu SOLID95 [4]

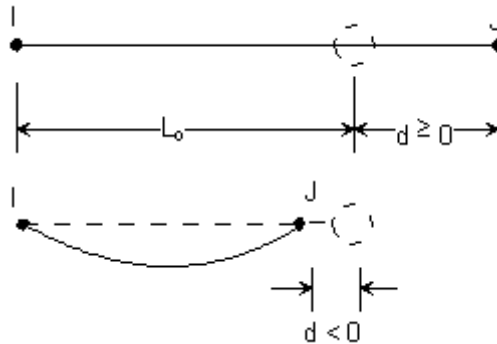
Model krążka międzykręgowego oraz połączeń stawowych również podzielono na siatkę elementów skończonych używając elementu typu SOLID95.



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

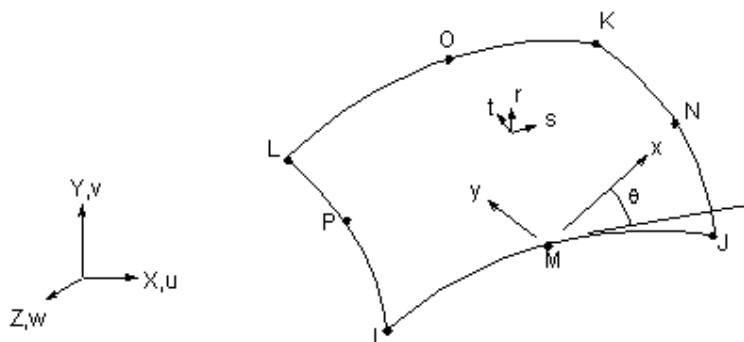
- łatwość modyfikowania siatki,
- możliwość osobnego dzielenia poszczególnych objętości modelu,
- brak wymagań dużej regularności siatki,
- zmienna gęstość siatki.

Więzadła: żółte, międzykolcowe oraz poprzeczne zamodelowane zostały elementem ciągnowym typu LINK10 (rys. 5.9), który z jednej strony jest elementem linkowym, umożliwiającym obliczenia w przestrzeni trójwymiarowej, z drugiej zaś strony umożliwia obliczenia przy założeniu, że element poddany będzie tylko rozciąganiu. Odtworzono w ten sposób rzeczywistą pracę tych struktur, z tego względu, że więzadła pracują tylko na rozciąganie, nigdy zaś na ściskanie. Element ten jest elementem dwuwęzłowym o trzech stopniach swobody w każdym węźle.



Rys. 5.9. Element typu LINK10 [4]

Więzadło podłużne przednie i więzadło podłużne tylne, ze względu na rozmiary tych więzadeł, a także na ściśle przyleganie do trzonów kręgów, zamodelowano używając elementu powłokowego SHELL93 (rys. 5.10). Dodatkową zaletą tego elementu jest możliwość zadawania grubości powłoki. Cechy geometryczne, takie jak: szerokość pasma więzadłowego, jego przekrój, punkty przyczepu do kręgów, odtworzono na podstawie danych literaturowych [52].



Rys. 5.10. Element typu SHELL93 [4]

Dla tak zamodelowanego kręgosłupa szyjnego w pierwszym etapie przyjęto izotropowe i liniowe własności mechaniczne jego struktur, które zebrano w tab. 5.1. W wyborze zastosowanych parametrów własności mechanicznych sugerowano się danymi pochodzącymi z literatury [30]

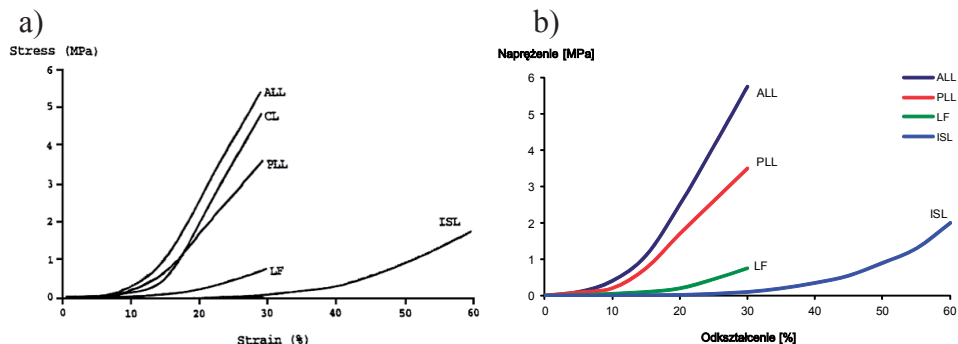
TABELA 5.1.

**Własności mechaniczne struktur odcinka szyjnego [19, 30, 52]**

Element	Moduł Younga [MPa]	Liczba Poissona	Przekrój [mm <sup>2</sup> ]
Kręgi			
tkanka kostna	10000	0,300	
Struktury międzykręgowe			
krążek międzykręgowy:			
jądro miazdzyste	2	0,499	
pierścień włóknisty	15	0,300	
płytki graniczne	100	0,400	
połączenia stawowe	3	0,400	
Więzadła			
w. podłużne przednie	10	0,300	
w. podłużne tylne	10	0,300	
w. żółte	4	0,300	3
w. międzykółcowe	3	0,300	3
w. poprzeczne	3	0,300	3

W celu poprawienia jakości charakterystyki obciążenie-przemieszczenie, zmodyfikowano przyjęte własności więzadeł i nadano im własności nielinio-

we. Podstawą do zmian były dane zawarte w literaturze [15] (rys. 5.11a), opisujące sztywności głównych więzadeł kręgosłupa szyjnego, otrzymane podczas badań doświadczalnych. Charakterystyki więzadeł przyjęte w modelu pokazane na rys. 5.11b, wiernie oddają własności wyznaczone w badaniach doświadczalnych.



Rys. 5.11. Charakterystyki więzadeł: a) doświadczalne [15], b) modelowe

Zmiana własności więzadeł znacznie jakościowo poprawiła zachowanie się modelu odcinka szyjnego podczas symulacji obciążeń. Przy weryfikacji modelu otrzymana charakterystyka z nowymi parametrami więzadeł została porównana z wynikami doświadczalnymi dla tych samych obciążeń.

Siatka elementów skończonych całego układu składała się z 19606 elementów oraz z 32887 węzłów, co w sumie dało 98661 stopni swobody.

### 5.3. Modele kręgosłupa szyjnego ze stabilizacją

Do określenia sztywności modelu szyjnego odcinka kręgosłupa po stabilizacji opracowano trzy modele stabilizacji. Spośród dostępnych na rynku rodzajów stabilizatorów, stosowanych do osteosyntezy odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka, wybrano stabilizator D-Fun-M firmy LfC, stabilizator płytkowy ZENITH firmy EuroSurgical oraz ProDisc-C firmy Synthes. Dla porównania, postanowiono przeprowadzić również symulację numeryczną dla stabilizacji płytkowej oraz protezy krążka międzykręgowego. Otrzymano więc trzy układy kręgosłupa szyjnego z implantem D-Fun-M, płytką ZENITH i ProDisc-C. W układach ze stabilizacją rozpatrywano przypadki bez przeszczepu kostnego w przestrzeni międzytrzonowej dla odwzorowania pierwszych dni po implantacji.