

The impact of the artificial intervertebral disc on functioning the lumbar spine

Zastosowanie metod inżynierii odwrotnej do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego

Streszczenie

W pracy przedstawiono budowę anatomiczną kręgu i krążka międzykręgowego. Opisano funkcjonowanie kręgosłupa, jego kinematykę oraz oddziaływania międzykręgowe. Stworzono pełny trójwymiarowy model kręgów lędźwiowych L2 – L4. Na ich podstawie skonstruowano model endoprotezy krążka międzykręgowego (pomiędzy L2 i L3). Opracowano uproszczony model sztucznego krążka międzykręgowego sformułowany metodą elementów skończonych, który posłużył do analizy biomechanicznej. Dokonano obliczeń wytrzymałościowych oraz wyciągnięto odpowiednie wnioski. Prezentowane wyniki przedstawiają zachowanie się trójwymiarowego modelu kręgu lędźwiowego przy zastosowaniu endoprotezy krążka międzykręgowego pod wpływem działania obciążeń.

Słowa kluczowe: kręgi lędźwiowe, sztuczny krążek międzykręgowy, biomechanika

Abstract

In the hereby thesis the anatomy of the lumbar vertebra and intervertebral disc were presented. Functioning and kinematics of the spine and intervertebral forces were described. Full three – dimensional model of the lumbar vertebrae L2 – L4 was created. On the basis of it model of artificial intervertebral disc was constructed (between L2 and L3). The simplified model of vertebra L2 was formulated via finite elements method. Processed model has been used for biomechanical analysis. Strength calculations were made and appropriate conclusions were drawn. Presented results show behavior influenced of three – dimensional model of the lumbar vertebra with artificial intervertebral disc by operation of loads.

Keywords: lumbar vertebra, artificial intervertebral disc, biomechanics

1. Wstęp

Tematyka schorzeń kręgosłupa jest ciągle aktualnym problemem nie tylko z punktu widzenia diagnostyki i leczenia, ale również biomechaniki. Nadal nie są znane wszystkie mechanizmy powstawania nieprawidłowości postawy ciała ludzkiego, a co za tym idzie, utrudniona jest rehabilitacja i leczenie. Zakres ruchomości odcinkowej kręgosłupa należy do standardowej oceny klinicznej narządu ruchu.

Biomechanika, jako nauka z pogranicza techniki i medycyny, zajmująca się ruchem, jego przyczynami i skutkami, umożliwiła identyfikację zjawisk

¹ monika.manko@pollub.edu.pl, Koło Naukowe Informatyk, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska

² Instytut Technologicznych Systemów Informatycznych, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska

³ Koło Naukowe Technologii Materiałów, Wydział Mechaniczny Politechnika Lubelska, www.kntm.pollub.pl

wewnątrz układów biologicznych, dlatego jest bardzo pomocna podczas formułowania modeli numerycznych kręgosłupa. Dzięki modelowaniu i symulacji komputerowej istnieje możliwość nieinwazyjnej analizy parametrów, niemożliwych do przebadania bezpośrednio tradycyjnymi metodami.

Współczesny rozwój technologii komputerowych umożliwia tworzenie coraz bardziej zaawansowanych modeli numerycznych kręgosłupa człowieka, które w połączeniu z wiedzą inżynierską i medyczną są znakomitą bazą do przeprowadzania badań oraz analiz biomedycznych, co daje możliwość optymalnego wyboru metody leczenia czy rehabilitacji kręgosłupa. Dzięki takim analizom możliwa jest symulacja modelowania całych układów biomechanicznych a także pojedynczych elementów dostosowanych do potrzeb konkretnego pacjenta, co świadczy o coraz większej personalizacji medycyny. Coraz bardziej stają się popularne a zarazem bardzo oczekiwane rozwiązania zgodne z technologią Custom-made tzw. „proteza na wymiar”.

Wykonanie „protezy na wymiar” wymaga od projektanta szeregu danych o pacjencie, które w sposób szczególnie precyzyjny są w stanie umożliwić wykonanie takiej protezy. Do otrzymania tych danych można podejść na jeden z dwóch sposobów. Użycie każdego z nich determinuje rodzaj protezy do wykonania. W przypadku protez zewnętrznych wystarczające jest użycie skanera 3D, który jest w stanie odwzorować wymiary zewnętrzne organu (stopa, noga, dłoń, ręka itp.). Natomiast w przypadku endoprotez użycie skanera jest praktycznie niemożliwe. Aby wykonać model a następnie samą protezę pozyskanie danych wiąże się z uzyskaniem obrazu struktury wewnętrznej. Do tego zadania należy użyć zupełnie innej aparatury pomiarowej – tomografu komputerowego lub rezonansu magnetycznego.

W niniejszej pracy zostanie zaprezentowany algorytm postępowania wykonania modelu przestrzennego endoprotezy sztucznego krążka międzykręgowego dla pacjentki jednego ze szpitali w Lublinie. Model endoprotezy został wykonany dla części lędźwiowej kręgosłupa. Zaprezentowane dane z uwagi na ochronę danych wrażliwych są pozbawione szczegółów personalnych i historii choroby pacjentki.

2. Cel pracy

Celem pracy było pokazanie możliwości zastosowania inżynierii odwrotnej w zastosowaniu do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego, jako jednej z możliwości tworzenia implantów zgodnych z zasadą medycyny spersonalizowanej.

3. Fizjologia i biomechanika kręgosłupa człowieka

Z biomechanicznego punktu widzenia kręgosłup może być rozpatrywany, jako struktura przekładkowa, położona pośrodkowo po grzbietowej stronie

ciała, łącząca czaszkę z końcem tułowia i tworząca razem z żebrami i mostkiem osiowy szkielet organizmu.

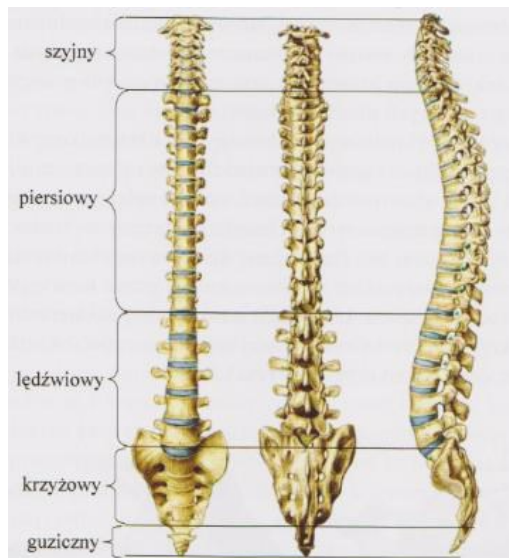
Kręgosłup (*Columna vertebralis*) jest główną osią układu kostnego oraz stanowi podporę górnej części ciała człowieka. Składa się z 33 lub 34 kręgów, znajdujących się pomiędzy czaszką a kością ogonową. U dorosłego człowieka długość kręgosłupa stanowi średnio od 40% do 45% całkowitej długości ciała. Stanowi podporę górnej części ciała człowieka. Wyprostowana sylwetka sprawia, że kręgosłup poddawany jest głównie ścisnaniu w wyniku działania siły grawitacji. Kręgosłup łączy podstawę czaszki z obręczą biodrową. Razem z żebrami i mostkiem tworzy klatkę piersiową [7].

Biorąc pod uwagę ruchomość kręgosłupa, można dokonać podziału na:

- część przedkrzyżową ruchomą, reprezentowaną przez kręgi prawdziwe, które wraz z głową tworzą otwarty łańcuch kinematyczny;
- część rzekomą, składającą się z kręgów zrosniętych w kość krzyżowo – guziczną.

Kręgosłup charakteryzuje się budową segmentalną i dzieli się na 5 odcinków (rys. 1):

- odcinek szyjny – składający się z 7 kręgów (*cervicales* C1 – C7);
- odcinek piersiowy – składający się z 12 kręgów (*thoracicae* Th1 – Th12);
- odcinek lędźwiowy – składający się z 5 kręgów (*lumbales* L1 – L5);
- odcinek krzyżowy – składający się z 5 kręgów (*sacrum* S1 – S5);
- odcinek guziczny – składający się z 4-5 kręgów (*os coccygis*) [7].



Rys.1. Kręgosłup w widoku: a) z przodu, b) z tyłu, c) z boku [27]

Poszczególne odcinki kręgosłupa wygięte są naprzemiennie w lordozę szyjną, kifozę piersiową, lordozę lędźwiową i kifozę krzyżową – guziczną. Krzywizny te uznaje się za wygięcia fizjologiczne, odgrywające znaczącą rolę w utrzymaniu statyki ciała, pionizacji sylwetki i amortyzacji wstrząsów wywołanych poruszaniem się. Ponadto sprawiają, że w widoku z boku kręgosłup przypomina rozciągniętą literę „S”. Patrząc na kręgosłup w płaszczyźnie czołowej powinien być on prosty. Jednak równie charakterystycznymi dla kręgosłupa wygięciami są skoliozy – naturalne skrzywienia boczne, które niestety mogą przechodzić w stan chorobowy, niebezpieczny dla postawy ciała. W tym wypadku może dojść do bocznego wychylenia miednicy i kręgosłupa. Na skoliozy narażone są przede wszystkim kręgi piersiowe, lędźwiowe i krzyżowe [5,6].

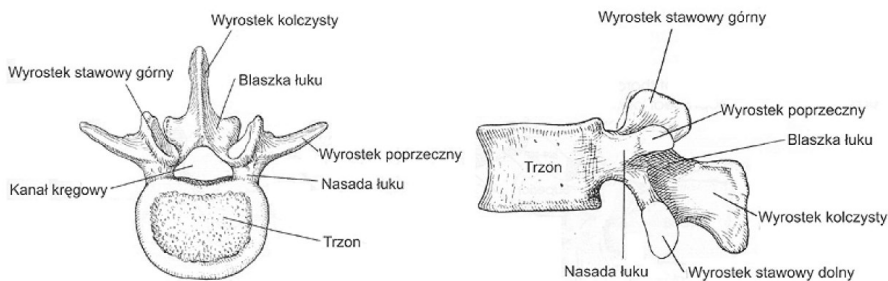
Lordozę lędźwiową tworzy 5 masywnych kręgów, które zmieniają proporcje w wymiarach trzonów i łuków kręgowych w stosunku do kręgów znajdujących się powyżej nich. Wymiary poszczególnych elementów kręgów lędźwiowych są większe w porównaniu z innymi, szczególnie w odcinku szyjnym.

Część lędźwiowa kręgosłupa uznawana jest za najbardziej przeciążoną, a co za tym idzie, najmocniej narażoną na urazy. Fakt ten, uzasadniony licznymi badaniami przeprowadzonymi w oparciu o przypadki kliniczne, jasno wskazuje, że czynniki, takie jak: nadwaga czy siedzący tryb życia, obarczają odcinek lędźwiowy ryzykiem pojawienia się zwyrodnień [27].

3.1. Kręgi

Podstawowymi elementami kręgosłupa są kręgi, a każdy z nich jest osobną kością. Wyróżnia się kręgi prawdziwe oraz rzekome. Budowa kręgów prawdziwych jest podobna, jednak nieco różni się na poszczególnych odcinkach kręgosłupa. Typowy kręg prawdziwy zbudowany jest z trzonu (część przednia), łuku kręgowego (część tylna) oraz trzech wyrostków: jednego kolczystego i dwóch poprzecznych (rys. 2).

Trzon ma kształt walca z powierzchnią górną i dolną. Przenosi obciążenia pochodzące od masy ciała, co sprawia, że jest najbardziej masywnym elementem kręgu. Wyrostki poprzeczne sąsiadujących ze sobą kręgów tworzą stawy, które są pokryte chrząstką i wypełnione płynem maziowym. Powoduje on zmniejszenie tarcia powierzchni ruchomych stawów. Łuk kręgu wraz z tylną powierzchnią trzonu tworzy otwór kręgowy. W kanale kręgowym znajduje się rdzeń kręgowy – dolna część ośrodkowego układu nerwowego. Otworami międzykręgowymi odchodzą od niego korzenie nerwowe, które dalej rozgałęziają się doprowadzając impulsy nerwowe do wybranych obszarów ludzkiego organizmu [3].



Rys.2. Typowy kręgi lędźwiowy w widoku z góry i z boku [32]

3.2. Krążki międzykręgowe

Krążek międzykręgowy jest łącznikiem pomiędzy dwoma kręgami prawdziwymi. U dorosłego człowieka zbudowany jest z trzech części: płytek granicznych, zewnętrznego pierścienia włóknistego i ruchomego jądra miazdżystego położonego wewnątrz (rys. 3). W przekroju poprzecznym posiada fasolowaty kształt, skierowany wypukłością do przodu [4].

Pierścień włóknisty, otaczający jądro miazdżyste, składa się z kilkunastu warstw zbudowanych z włókien kolagenowych, leżących równolegle względem siebie i pochylonych pod kątem 300. Włókna występujących po sobie blaszek są ułożone naprzemiennie i krzyżują się względem siebie. Ich charakterystyka materiałowa jest zmienna; zewnętrzne są sztywniejsze i bardziej wytrzymałe, natomiast wewnętrzne są bardziej podatne na mikrourazy.



Rys. 3. Krążek międzykręgowy z zaznaczonymi jądrem miazdżystym i pierścieniem włóknistym

Jądro miazdżyste stanowi 50% – 60% objętości krążka w wymiarze poprzecznym. Jest punktem podparcia dla kręgu leżącego powyżej, amortyzuje i równomiernie rozkłada obciążenia na cały pierścień włóknisty i płytki graniczne. Jego podstawową substancją budulcową są proteoglikany wiążące wodę. W momencie, gdy zawartość proteoglikanów obniży się, jądro traci swoje właściwości hydrodynamiczne. Dochodzi do dehydratacji jądra, która zaburza amortyzację obciążeń działających wzdłuż osi kręgosłupa. Wraz

z wiekiem zacierają się granice między jądrem miazdzystym a pierścieniem włóknistym oraz spada zawartość elastyny a wzrasta zawartość glikogenu. Jądro miazdzyste staje się bardziej zwłókniałe, przez co krążek międzykręgowy sztywnieje i traci swoją odporność na odkształcenia [4].

Rola krążków międzykręgowych w kręgosłupie człowieka:

- zapewnienie stabilności kręgosłupa;
- tłumienie drgań przenoszonych za pośrednictwem kręgosłupa na głowę;
- pełnienie roli łącznika umożliwiającego ruch przyległym kręgom [28].

3.3. Cechy geometryczne kręgosłupa człowieka

Kinetyka narządu ruchu człowieka jest funkcją o wielu zmiennych, które są trudne do jednoznacznego określenia pod względem cech biomechanicznych. Struktura ta stanowi złożony system ze względu na cechy geometryczne i parametry materiałowe. Do właściwego zrozumienia zagadnień dotyczących biomechaniki kręgosłupa niezbędna jest znajomość cech antropometrycznych, morfologii i fizjologii kości a także podstawowych własności mechanicznych. Wiedza na ten temat jest niezmiernie przydatna w procesach modelowania złożonych struktur na etapie przyjmowania założeń upraszczających i warunków brzegowych [3].

Długość kręgosłupa dorosłego mężczyzny, mierzona wzdłuż krzywizn, wynosi 70 – 75 cm, co stanowi około 45% długości ciała. Odcinek szyjny ma średnio 11,2 cm. $\frac{1}{4}$ długości kręgosłupa to krążki międzykręgowe, $\frac{3}{4}$ długości stanowią kręgi. Wysokość kręgosłupa, mierzona w linii prostej od szczytu zęba obrotowego do końca kości guzicznej, stanowi około 40% długości ciała. Warto zaznaczyć, że wymiary kręgosłupa osobniczo znacznie się różnią i zależą od wzrostu człowieka i jego wieku. Podczas wzrostu człowieka kości nabierają właściwego kształtu i rozmiaru. Między 20 a 30 rokiem życia kręgosłup osiąga największą długość, jednak już po 50 roku życia długość ta może się zmniejszać. Jest to spowodowane zwiększaniem się krzywizn kręgosłupa oraz spłaszczaniem się trzonów kręgów i krążków międzykręgowych.

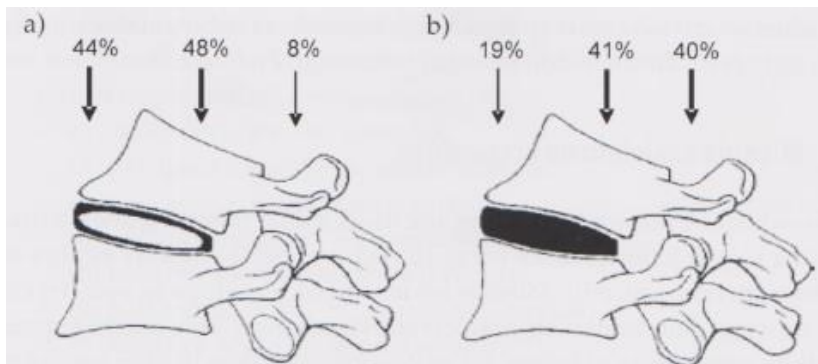
W zależności od poziomu występowania, kręgi przenoszą różne wartości obciążenia. Również krzywizny kręgosłupa (lordozy i kifozy) osobniczo znacznie się różnią. Z wiekiem zmieniają swoje kąty, za co przede wszystkim odpowiedzialna jest siła grawitacji. Skutkuje to zmniejszaniem wzrostu człowieka oraz ograniczeniem ruchomości kręgosłupa.

Największymi kręgami w ciele człowieka są kręgi umiejscowione w odcinku lędźwiowym. Trzony tych kręgów charakteryzują się nerkowatym kształtem na przekroju poprzecznym a ich wymiary poprzeczne są większe

od strzałkowych. Wyrostki kolczyste są wysokie, dość masywne i ustawione poziomo w płaszczyźnie strzałkowej [7].

Kształty krążków międzykręgowych na różnych poziomach są bardzo do siebie podobne, jednak ich wymiary znacznie się różnią. Krążki, podobnie jak kręgi, zyskują na rozmiarach w miarę kierowania się ku dolnym odcinkom kręgosłupa. Przyjmuje się, że wysokość i szerokość dysków w odcinku lędźwiowym jest dwukrotnie większa od dysków w odcinku szyjnym.

W przypadku zdrowego kręgosłupa, jego przednia część przenosi większość obciążeń. Jednak zmiany degeneracyjne powodują pogłębienie się lordozy lędźwiowej w związku, z czym znaczne obciążenie przenoszone jest na stawy międzykręgowe. Nacisk na powierzchnie stawowe stopniowo je deformuje, a wada pogłębia się. Wraz z wiekiem krążki międzykręgowe częściowo tracą własności sprężyste ulegając spłaszczeniu [20]. Na rys. 4 przedstawiono procentowy rozkład przeniesionego obciążenia przez kręgi i krążki.



Rys. 4. Procentowy rozkład przeniesionego przez kręgosłup obciążenia przypadającego na wskazane miejsca: a) kręgosłup prawidłowy, b) przypadek kręgosłupa ze znacznym stopniem degeneracji [20]

W trakcie działania siły ściskającej dochodzi do wzrostu ciśnienia wewnątrz jądra miazdystego, co z kolei napiera na pierścień włóknisty i prowadzi do jego uwypuklenia w kierunku zewnętrznym krążka międzykręgowego. Prowadzi to do zmniejszenia wysokości całego krążka. Taki rodzaj współpracy między pierścieniem włóknistym a jądrem miazdystym utrzymuje odpowiednią sztywność układu z zachowaniem sprężystości.

3.4. Sumaryczna wytrzymałość kręgosłupa (anatomia)

Właściwości biomechaniczne wszystkich struktur kręgosłupa poddawanych ciągłym przeciążeniom wraz z wiekiem i postępującym procesem zwyrodnieniowym zmieniają się, wpływając niekorzystnie na wytrzymałość oraz zakresy ruchomości tułowia.

Krażek międzykręgowy jest kluczowym elementem prawidłowego funkcjonowania kręgosłupa, bowiem bierze istotny udział w przenoszeniu obciążeń i amortyzacji. Zmiany zachodzące w krążku analizowane są między innymi poprzez badanie zmian ciśnienia panującego w jego wnętrzu w różnych warunkach obciążeniowych. Ciśnienie wewnątrzdyaskowe jest więc istotnym parametrem w ocenie stopnia jego obciążenia (lub przeciążenia) oraz sposobu przenoszenia tych obciążeń przez jego poszczególne struktury i elementy [23].

Ciśnienie wewnętrzne oddziałuje na ścianki pierścienia włóknistego. Cykliczne obciążenia pierścieni włóknistych prowadzą do powstawania uszkodzeń natury zmęczeniowej, co w konsekwencji skutkuje obniżeniem ich wytrzymałości. Ciśnienie wywołane gwałtownym ruchem wypycha jądro miazdżyste, wywołując bardzo często ucisk na korzenie nerwowe, powodując ból [6].

Dotychczas przeprowadzone badania wskazują, że uśrednione wartości sił niszczących w części piersiowej to 75% a szyjnej 25% tych, które działają na kręgosłup lędźwiowy. Średnia siła niszcząca przy próbie rozciągania dla kręgosłupa szyjnego wynosi 1020 N, dla dolnego odcinka piersiowego wynosi już 2980 N. Największą wartość przyjmuje oczywiście kręgosłup lędźwiowy – aż 4090 N. Natomiast średnie wartości sił niszczących dla próby ściskania w tej samej grupie badanych osób wynoszą 5050 N (dla kręgosłupa lędźwiowego), przy czym wytrzymałość na ściskanie równa jest 4,7 MPa [21].

4. Obciążenia kręgosłupa

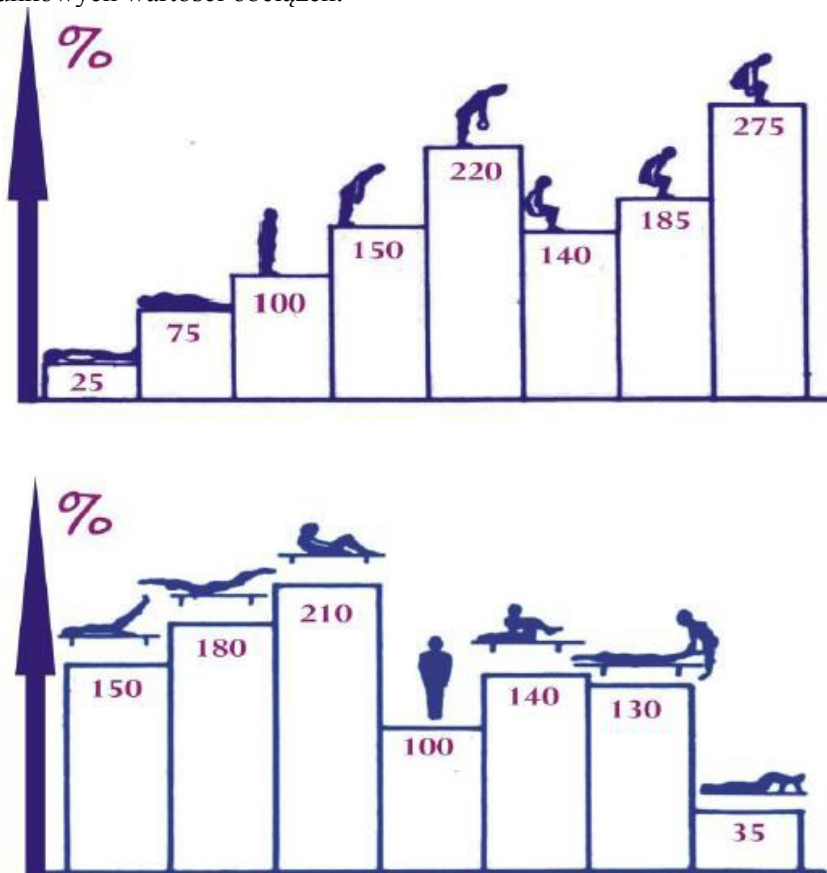
Kręgosłup stanowi nierozzerwalną całość; każda zmiana anatomiczna lub czynnościowa w jednym odcinku powoduje zmianę czynności i rozwój niekształceń w pozostałych odcinkach kręgosłupa, a co za tym idzie, w całym narządzie ruchu [6]. Poznanie zmian zachodzących w kręgosłupie następuje przez analizę właściwości mechanicznych jego poszczególnych składowych.

Wzajemne współdziałanie krążka międzykręgowego i wyrostków stawowych decyduje o poprawnym rozkładzie sił i nacisków wywoływanych obciążeniami. Na działanie krążka międzykręgowego mają wpływ nie tylko właściwości mechaniczne rozpatrywane w układzie krążek – kręgi, ale również właściwości mechaniczne poszczególnych struktur krążka (a zwłaszcza pierścienia włóknistego). Wyniki badań wybranych właściwości mechanicznych pojedynczego segmentu ruchowego wskazują na złożone procesy zachodzące już na poziomie pojedynczego ogniwa kinematycznego kręgosłupa [23]. Główne obciążenia w kręgosłupie przenosi krążek międzykręgowy, a w szczególności pierścień włóknisty krążka. Wyrostki stawowe przenoszą tylko około 20% obciążeń i włączają się w proces ich przenoszenia dopiero

wówczas, gdy siły są większe niż 2000 N (wg teorii Hirscha i Nachemsona). Siła niszcząca kręgosłup podczas ściskania przyjmuje wartość od 4500 N do nawet 8000 N [3].

4.1. Model Nachemsona

W literaturze istnieje wiele różnych modeli obciążeniowych kręgosłupa, jednak dominują takie, które wykorzystują równania równowagi sił i momentów względem przyjętego punktu lub płaszczyzny. Modele te, z racji przyjętych znacznych uproszczeń, stwarzają warunki do wyznaczenia szacunkowych wartości obciążeń.



Rys.5. Zależność ciśnienia w krążku międzykręgowym na poziomie L3 – L4 od pozycji ciała [3]

Obciążenia zarówno statyczne, jak i dynamiczne, które działają na kręgi lędźwiowe z najwyższymi wartościami, kształtują ich cechy mechaniczne, wpływając także na rozmiary poszczególnych struktur anatomicznych.

Znaczący wkład w badania nad rozkładem ciśnienia w krążku międzykręgowym wniósł szwedzki profesor Alf Nachemson przeprowadzając analizę zmian ciśnienia odcinka lędźwiowego kręgosłupa w badaniach *in vivo* i *in vitro* w zależności od płci, wieku, postawy ciała, wykonywanych czynności oraz stopnia zmian degeneracyjnych tkanki dysku. Jego badania wykazały m.in., że usunięcie wyrostków stawowych doprowadza do wzrostu ciśnienia w krążku międzykręgowym (podczas obciążenia ściskającego) o 18% w stosunku do stanu z zachowanymi wyrostkami [25].

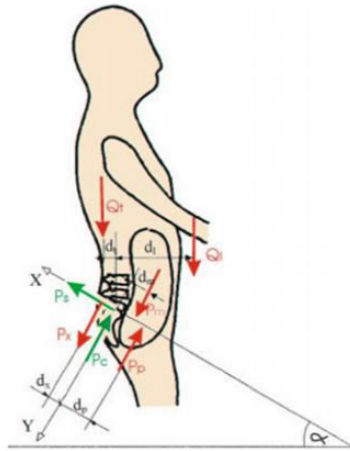
Podstawowa analiza rozkładu ciśnienia skupia się na zmianach zachodzących w krążku międzykręgowym podczas działania obciążenia ściskającego w zakresie pojedynczego segmentu ruchowego. Rozkład ciśnienia panującego w pierścieniu włóknistym oraz w jądrze miazdzystym pod działaniem rosnącej siły ściskającej ma charakter liniowy. Wprowadzenie dodatkowej składowej obciążenia do układu poddanego działaniu ściskania osiowego powoduje dwukrotny wzrost ciśnienia w krążku międzykręgowym odcinka lędźwiowego kręgosłupa [21].

Nachemson określił obciążenie kręgosłupa w odcinku lędźwiowym dla różnych pozycji ciała oraz dla różnych czynności. Wyniki swoich badań przedstawił w postaci zależności zmian ciśnienia występującego w krążkach międzykręgowych na poziomie L2 – L5 od pozycji ciała. Dla pozycji stojącej wartość odniesienia wynosiła 100%.

Prezentowany wykres wyraźnie pokazuje, że szczególnie niebezpieczna dla kręgosłupa jest pozycja siedząca. Podczas siedzenia z wyprostowanymi plecami, opierając się o oparcie, na krążek wywierany jest nacisk ponad 140 kilogramów. Gdy siedząc pochylimy się trochę do przodu, to nacisk ten wyniesie już ok. 175 kilogramów. Głębsze pochylenie tułowia powoduje wzrost obciążenia trzeciego krążka lędźwiowego aż do 250 – 275 kilogramów.

4.2. Model Stotte'a

Do analizy obciążenia kręgosłupa przydatny jest również model Stotte'a. Jego założeniem jest to, że środek ciała pokrywa się ze środkiem ciężkości ciała, który jest podstawą do przyjmowania obciążeń działających na kręgosłup oraz sił i obciążeń w rejonie danego kręgu [3, 21]. Rys.2.5. przedstawia model obciążeniowy kręgosłupa lędźwiowego wg Stotte'a.



Rys.6. Model obciążeniowy kręgosłupa wg Stotte'a [2]

Równania 1, 2 i 3 umożliwiają wyznaczenie sił, które działają na kręgosłup na poziomie L5 – S1 w zależności od kąta pochylenia tułowia.

Suma momentów sił dla sylwetki wyprostowanej:

$$P_x d_x + P_p d_p = Q_l d_l + Q_t d_t + P_m d_m \quad (2.1)$$

Siła ściskająca krążka międzykręgowego:

$$P_c = (Q_l + Q_t) \cos \alpha + P_x - P_p + P_m \quad (2.2)$$

Siła statyczna krążka międzykręgowego:

$$P_s = (Q_l + Q_t) \sin \alpha \quad (2.3)$$

gdzie:

P_p – siła pochodząca od ciśnienia jamy brzusznej (70mmHg – 9,35kN/m² działa na czynnej powierzchni $S = 0,035\text{m}^2$ i wywołuje siłę 326N);

P_m – składowa siły wzdłużnej mięśni brzucha – 75N;

P_x – siła prostowników grzbietu;

Q_t – siła ciężkości tułowia;

Q_l – siła ciężkości kończyn górnych;

α – kąt pochylenia kości krzyżowej do poziomu;

d_m – ramię działania siły wzdłużnej mięśni brzucha – 10cm;

d_p – ramię działania siły pochodzącej od ciśnienia jamy brzusznej – 9cm;

d_x – ramię działania siły prostowników grzbietu – 4,8mm;

d_t – ramię działania siły ciężkości tułowia;

d_l – ramię działania siły ciężkości kończyn górnych.

W literaturze przedmiotu można spotkać jeszcze inne modele obciążenia kręgosłupa, ale na potrzeby niniejszego opracowania wybrane zostały dwa powyższe.

5. Operacyjne leczenie chorób kręgosłupa lędźwiowego

Oprócz przyczyn znanych w praktyce klinicznej, tj. urazy, stany zapalne, procesy nowotworowe, znaczny wpływ na powstanie zniekształceń i dysfunkcji kręgosłupa mają czynniki mechaniczne oddziaływujące zarówno na układ kostno – stawowy, jak i mięśniowo – więzadłowy [4].

Badania prowadzone przez McGilla potwierdzają, że wraz z wiekiem ruchomość kręgosłupa, zwłaszcza w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej, oraz właściwości motoryczne mięśni maleją. Mechaniczna funkcja krążków międzykręgowych jest zaburzana bardziej przez zniszczenia strukturalne, takie jak: pęknięcia pierścienia, przepuklinę krążka czy złamania w obrębie płytki granicznej, niż przez zmiany biomechaniczne związane ze starzeniem się tkanek.

Istotną rolę w lepszym zrozumieniu mechanizmów obciążeń kręgosłupa pełni również termin „przeciążenie”. Traktowane jest zazwyczaj, jako zaburzenie struktur kostnych, więzadłowych i mięśniowych kręgosłupa [1].

Wyróżnia się dwa mechanizmy powstawania przeciążeń. Pierwszym rodzajem przeciążenia jest przeciążenie z doraźnym przekroczeniem wartości granicznych wytrzymałości danych struktur kręgosłupa, np. upadki z dużej wysokości [3].

Drugi wynika z normalnych funkcji życiowych człowieka, lecz często realizowanych w nieanatomicznych warunkach. Nieergonomiczne funkcjonowanie w codziennym życiu może doprowadzić do zmęczeniowego pęknięcia łuku kręgowego (czego efektem jest kręgozmyk) lub zwyrodnienia krążka międzykręgowego (dyskopatia) [3].

W związku z rozwojem cywilizacyjnym oraz starzejącym się społeczeństwem, schorzenia kręgosłupa to aktualny oraz ciągle pogłębiający się problem. Skuteczność metod leczenia ściśle wiąże się z wiedzą na temat biomechaniki kręgosłupa w warunkach fizjologicznych a także po ingerencji medycznej. Dotyczy to w szczególności metod chirurgicznego leczenia wad kręgosłupa związanych ze zwyrodnieniami oraz zmianami pourazowymi [27]

Wymagania stawiane stabilizatorom kręgosłupa:

- odbarczenie struktur kręgosłupa w celu przywrócenia funkcji rdzenia i korzeni nerwowych,
- przywrócenie stabilności w uszkodzonym odcinku,
- odtworzenie pierwotnych funkcji kręgosłupa,
- stabilizacja możliwie krótkimi odcinkami,

- minimalizacja elementów konstrukcyjnych,
- brak konieczności obróbki mechanicznej podczas implantacji,
- wysoka wytrzymałość mechaniczna
- biotolerancja,
- minimalizacja uszkodzeń otaczających tkanek.

Wymienione powyżej schorzenia w swojej najgorszej postaci prowadzą do chirurgicznej interwencji mającej na celu, chociaż częściowe przywrócenie funkcjonalności kręgosłupa poprzez wstawienie endoprotezy krążka międzykręgowego.

6. Projekt segmentu lędźwiowego kręgosłupa ze sztucznym krążkiem

Wprowadzenie artroplastyki krążka międzykręgowego było ważnym krokiem w rozwoju chirurgii kręgosłupa. Procedura ta jest interesującą opcją leczenia operacyjnego dla 30 – 40% chorych z dyskogennymi bólami kręgosłupa, u których decydowano się wcześniej na krótkoodcinkową spondylodezę kręgosłupa [21].

Idea odtworzenia ruchowej jednostki kręgosłupa pomimo wielu lat badań i poszukiwań, ze względu na ograniczenia techniczne, dopiero w ciągu ostatnich lat doczekała się realizacji. Przeprowadzone w połowie lat 90-tych badania kliniczne i biomechaniczne nowoczesnych modeli sztucznego krążka międzykręgowego uzyskały na początku XXI wieku możliwości prawne ich zastosowania jako nowej procedury leczniczej w chorobach zwyrodnieniowych krążka międzykręgowego.

Głównym celem całkowitej artroplastyki krążka międzykręgowego jest leczenie izolowanych bólów kręgosłupa. Niezaprzeczną zaletą tej procedury jest zachowanie segmentu z tolerancją obciążeń adekwatnych do wieku chorego, co w efekcie zapobiega powstawaniu zmian zwyrodnieniowych w przyległych segmentach ruchowych. Zmiany te są obserwowane u większości chorych, u których zastosowano krótką spondylodezę kręgosłupa.

Projekt modelu segmentu lędźwiowego kręgosłupa ze sztucznym krążkiem powstał dzięki zastosowaniu technologii inżynierii odwrotnej (ang. *Reverse engineering RE*).

Punktem wyjścia do realizacji zadania były zdjęcia wykonane w standardzie DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) podczas badań tomografii komputerowej pacjentki zakwalifikowanej do wszczepienia endoprotezy krążka międzykręgowego. Dzięki temu można było odwzorować struktury kostne konkretnej osoby co wpisuje się w medycynę spersonalizowaną (*custom-made*). Otrzymane obrazy dzięki zastosowaniu odpowiedniego oprogramowania umożliwiły wykonanie cyfrowego 3D segmentu lędźwiowego kręgosłupa wraz z uszkodzonym krążkiem międzykręgowym (kręgi L2, L3 i L4).

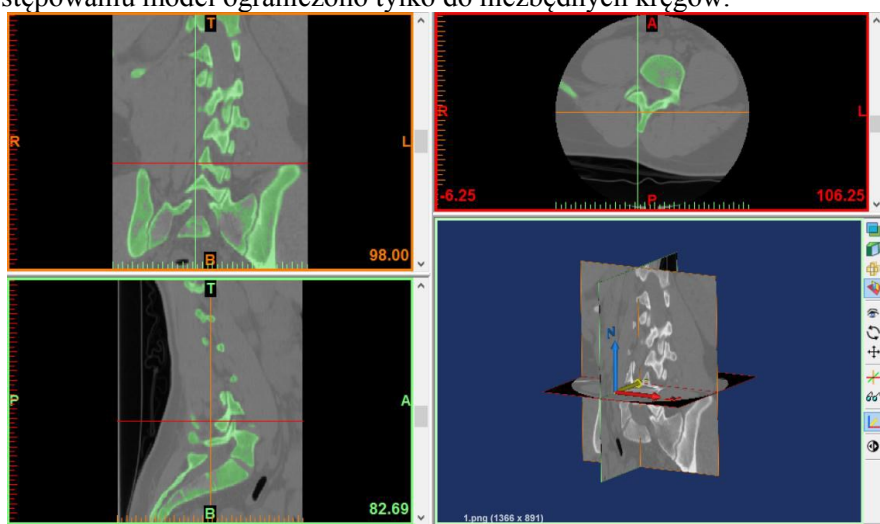
6.1. Tworzenie modelu 3D

Model 3D został utworzony dzięki zastosowaniu specjalistycznego programu, który umożliwia import i obróbkę obrazów wykonanych w standardzie DICOM, a jest nim Materialise Mimics.

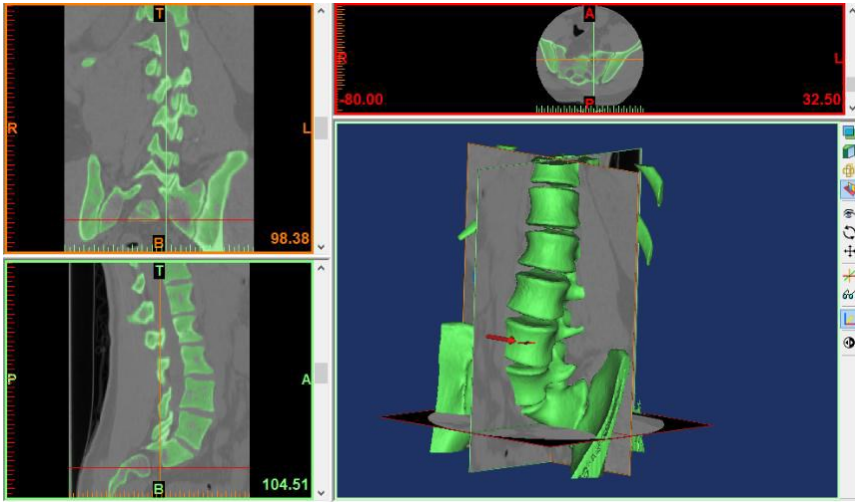
Na początku dwuwymiarowe obrazy CT zostały zaimportowane do Mimics (rys. 7), gdzie dzięki wbudowanym mechanizmom możliwe było wyekstrahowanie struktur kostnych z obrazów i wygenerowanie modelu przestrzennego.

Z uwagi na to, iż model kręgosłupa jest dosyć rozbudowany i posiada wiele niewielkich elementów kostnych, które łatwo przez przypadek wyciąć, proces przycinania maski do interesujących kręgów L2, L3 oraz L4 za pomocą narzędzia *Crop Mask* jest w tym przypadku zbędny. W związku z tym, od razu wygenerowano model trójwymiarowy wszystkich kości kręgosłupa lędźwiowego. Wynik tej operacji widoczny jest na rys.8.

Tak wykonany model nie jest jeszcze w pełni użyteczny do implantacji. W diagnozie lekarskiej stwierdzono, że u pacjentki zostanie założony sztuczny krążek pomiędzy kręgami L2, L3 i L4 (znaczna skolioza), ponieważ kąty pomiędzy nimi są najmniejsze. Natomiast otrzymany model zawiera dużo więcej danych niż jest to potrzebne. Dlatego też w dalszym postępowaniu model ograniczono tylko do niezbędnych kręgów.

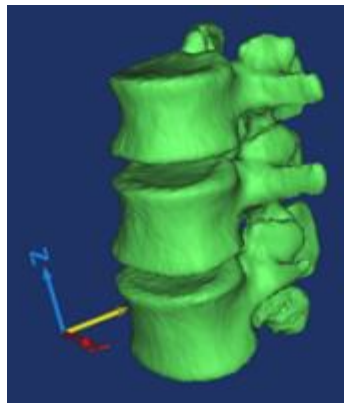


Rys. 7. Zaimportowane obrazy 2D z badań CT z wyekstrahowanymi strukturami kostnymi (zielona maska na rysunkach)



Rys. 8. Model 3D kręgosłupa lędźwiowego

W wyniku cyfrowego odcięcia zbędnych części modelu (*Edit Mask in 3D*) powstał cyfrowy model trzech interesujących nas kręgów L2, L3 i L4 (rys. 9), który to posłuży do zaprojektowania właściwego implantu krążka międzykręgowego.



Rys. 9. Model trójwymiarowy kręgów L2, L3 i L4

Tak otrzymany model został eksportowany do środowiska CAD w celu wykonania niezbędnego zwymiarowania i edycji dotychczasowego modelu. Jest to niezbędne, by poprawnie zaprojektować endoprotezę krążka międzykręgowego i dopasować go do rozmiarów kręgosłupa pacjenta. Jako pliku wymiany danych wykorzystano format *.stl*, który umożliwia przenoszenie danych pomiędzy różnymi systemami CAD-owskimi. Programem roboczym do dalszej obróbki modelu 3D był program SolidEdge.

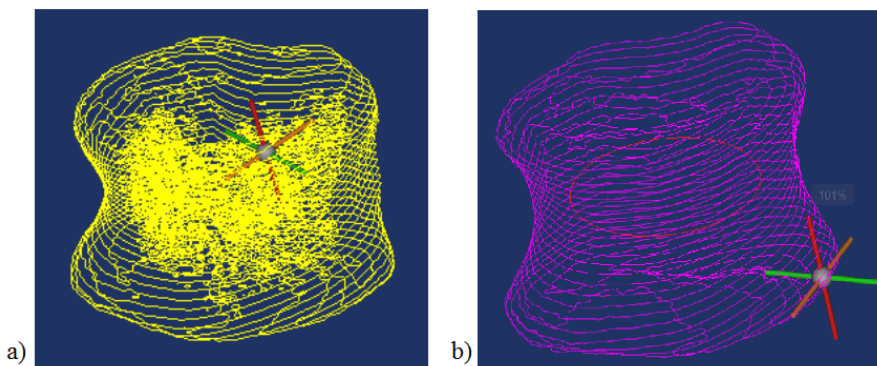
Z uwagi na złożoną budowę kręgu, zdecydowano się, aby przygotowany do eksportu (do programu Solid Edge) model ograniczał się jedynie do samych trzonów kręgów i nie zawierał wyrostków kolczystych. Nie ma potrzeby wymiarowania wyrostków, ponadto znacznie zmniejszy się rozmiar pliku oraz ilość wytworzonych polilinii.

Po wygenerowaniu modelu trójwymiarowego, należało stworzyć polilinie, osobno dla każdego kręgu, za pomocą narzędzia *Calculate Polylines*. Do stworzenia modelu z polilinii trzeba było usunąć wszystko, co znajdowało się wewnątrz ograniczonej maski, jednak wymagało to ręcznej edycji sporej ilości zdjęć. Po wykonaniu tej czynności należało utworzyć nowe polilinie i nową maskę. Efekt tych działań przedstawia rys.10.

Następnym etapem po wykonaniu zestawu polilinii było wypełnienie przestrzeni wewnętrznej nowych polilinii oraz utworzenie trójwymiarowego modelu kręgu za pomocą opcji *Calculate 3D* na podstawie uaktualnionej maski (rys.11.)

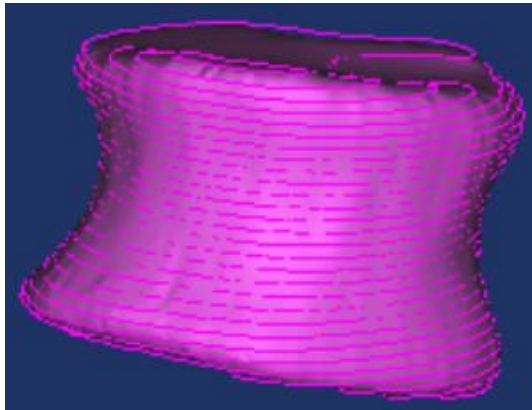
Po uzyskaniu zamierzonego efektu został przeprowadzony proces generowania powierzchni w celu uzyskania modelu końcowego (rys. 12).

W analogiczny sposób wygenerowane zostały pozostałe kręgi tj. L3 i L4. Tak przygotowane modele wyeksportowano do pliku .stl i można było przejść do etapu projektowania endoprotezy krążka międzykręgowego.

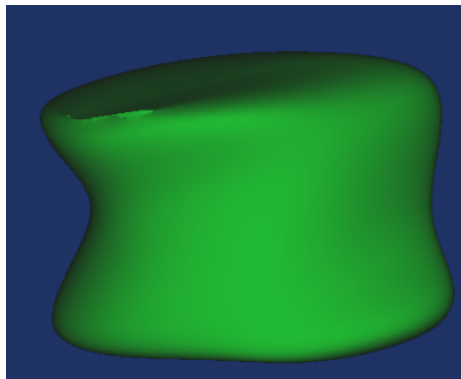


Rys.10. Polilinie wygenerowane dla kręgu L2:

a) przed usunięciem struktury wewnętrznej, b) po usunięciu zbędnych polilinii



Rys.11. Trójwymiarowy model kręgu wraz z poliliniami



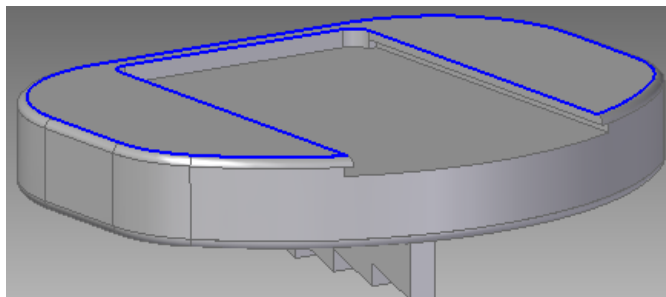
Rys.12. Wygenerowany model powierzchniowy kręgu L2

6.2. Model endoprotezy krążka międzykręgowego

Projektowanie endoprotezy krążka międzykręgowego jest zadaniem dość wymagającym, ponieważ obejmuje zagadnienia z zakresu wiedzy medycznej, technicznej oraz materiałoznawstwa. Jest przykładem medycyny spersonalizowanej, a więc dopasowanej do konkretnego pacjenta. Mimo, iż na rynku istnieje kilka rozwiązań konstrukcyjnych tego rodzaju implantu, firmy projektujące sztuczne krążki międzykręgowo posiadają w swojej ofercie kilka a nawet kilkanaście rozmiarów endoprotezy. W niniejszej pracy posłużono się danymi technicznymi firmy, która zaprojektowała sztuczny krążek pod nazwą Prodisc-L.

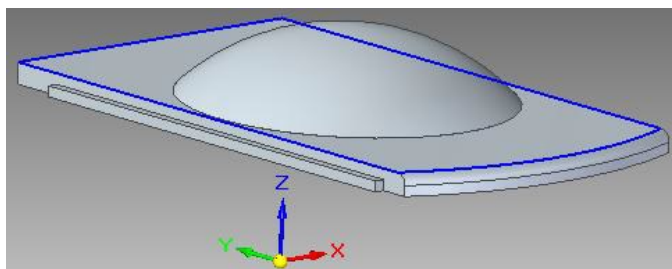
Do zaprojektowania endoprotezy krążka międzykręgowego wykorzystano program Solid Edge z rodziny CAD. W pierwszym etapie dobrano ogólny rozmiar implantu na podstawie dostępnej literatury oraz przybliżonych wymiarów kręgów pacjenta. Następnie zamodelowano podstawowy

kształt płytki dolnej wzorując się na danych technicznych dostępnego na rynku rozwiązania. Końcowy efekt projektowania płytki dolnej przedstawia rys.13.



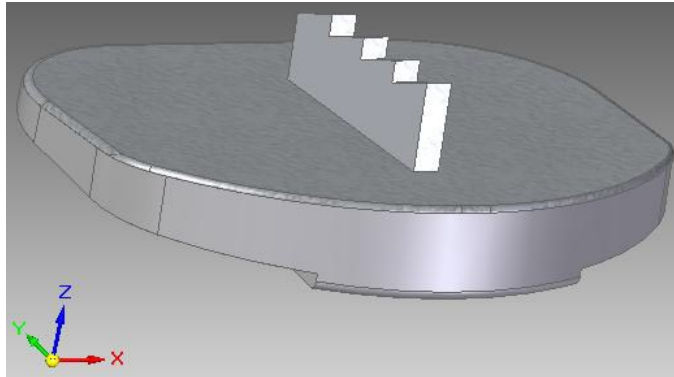
Rys.13. Płytką dolną endoprotezy

Drugi etap obejmował projekt polietylenowej wkładki. Jej wymiary musiały być dokładnie dopasowane do rozmiarów płytki dolnej, ponieważ te dwa elementy są ze sobą ściśle połączone. Głównym zadaniem wkładki jest przenoszenie obciążeń oraz ich amortyzacja. Ponadto sferyczna część wkładki, stykająca się z dolną powierzchnią płytki górnej, musiała być tak zaprojektowana, aby umożliwiać odpowiedni kąt obrotu kręgow. Widok wkładki endoprotezy przedstawia rys.14.



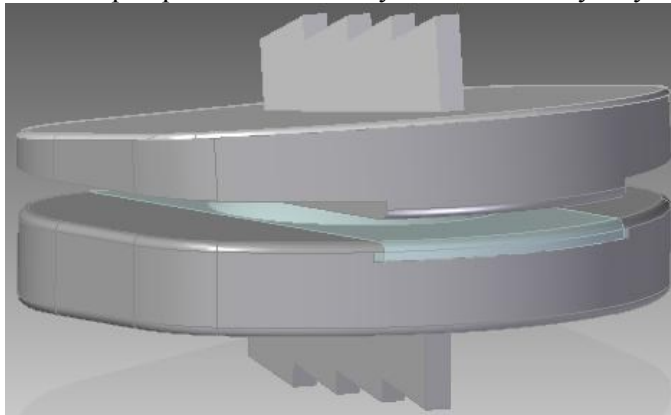
Rys.14. Wkładka endoprotezy

Kolejny etap obejmował zaprojektowanie płytki górnej. Tak, jak płytka dolna, posiada ona na swojej powierzchni wypustkę, aby umożliwić przy mocowanie endoprotezy do trzonu kręgu. Ponadto, zewnętrzna ściana płytki pokryta jest lekko porowatą tytanową warstwą, aby dokładniej przylegać do nierównej powierzchni kręgu. Wymiary płytki górnej w większości bazowały na wymiarach płytki dolnej z tą różnicą, że w płaszczyźnie poprzecznej jej górna powierzchnia nachylona jest do podstawy płytki pod kątem 60, co odpowiada kątowi nachylenia analizowanego kręgu L2 w stosunku do górnej powierzchni kręgu L3. Końcowy efekt projektowania górnej płytki endoprotezy widoczny jest na rys.15.



Rys.15. Płytką góna endoprotezy

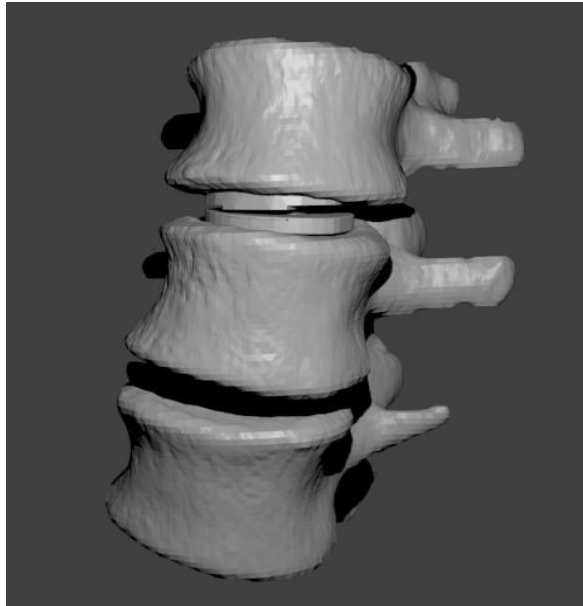
Tak zaprojektowane modele płyt i wkładki posłużyły do wykonania modelu złożenia endoprotezy w celu sprawdzenia poprawności wykonanej konstrukcji a także do przeprowadzenia dalszych badań numerycznych (rys. 16).



Rys.16. Złożenie wszystkich elementów endoprotezy

Dzięki wykonaniu złożenia możliwe było sprawdzenie, czy implant rzeczywiście pasuje do przestrzeni międzykręgowej na poziomie L2 i L3. Po między tymi kręgami istnieje wyraźne zaburzenie odzwierciedlenia kąтового, jakie ma miejsce w przypadku zdrowego kręgosłupa. Warto przypomnieć, że zdjęcia CT kręgosłupa lędźwiowego, na podstawie których stworzono model geometryczny, wykonane zostały dla pacjenta z wyraźną skoliozą. Mimo to, dopasowanie zaprojektowanej endoprotezy tej przestrzeni międzykręgowej nie stwarzało żadnych problemów, co widać na rys.17. Na tym etapie jest to bardzo ważna informacja, ponieważ świadczy ona o dokładności wykonanych pomiarów w procesie projektowania implantu. W

przeciwnym przypadku, gdyby okazało się, że implant nie do końca spełnia wymagania projektowe, czyli „nie pasuje” do tego modelu, należałoby wrócić do fazy początkowej całej analizy i stworzyć nowy projekt endoprotezy o innych wymiarach i zależnościach.



Rys. 17. Model segmentu kręgosłupa lędźwiowego z implantem krążka

Tak przygotowany model złożeniowy należało ponownie zapisać w formacie **stl*, aby możliwe było wydrukowanie go przy użyciu drukarki 3D. Model rzeczywisty powstały z tego złożenia oczywiście nie będzie posiadał możliwości obrotu na poziomie wszczepionego implantu, ponieważ zostanie wydrukowany jako jedna bryła. Posłuży on jednak do zobrazowania rzeczywistych relacji występujących w takim złożeniu oraz będzie niezaprzeczalnym dowodem na to, że w przygotowaniu złożenia zachowano wszystkie kąty występujące pomiędzy kręgami. Specjalnie także zdecydowano się nie ulepszać modelu przy pomocy wygładzania powierzchni, aby pokazać, że podczas wszczepiania endoprotezy również powierzchnia kręgów nie zostaje specjalnie naruszona.

Jednakże po podzieleniu modelu na składowe zakres ruchów obrotowych endoprotezy będzie możliwy do przedstawienia (osobno wydrukowano płytkę górną, płytkę dolną oraz wkładki). Tak wytworzony model rzeczywisty doskonale zobrazuje możliwości rotacji jednej płytki względem drugiej, co w praktyce oznacza lepsze zrozumienie idei tego rozwiązania.

6.3. Analiza numeryczna otrzymanych modeli segmentu

Do analizy numerycznej endoprotezy zastosowano program z rodziny CAE jakim był Abaqus. Sprawdzono w nim wytrzymałość poszczególnych elementów implantu, dzięki czemu możliwe było dokonanie analizy oddziaływania endoprotezy na sąsiadujące kręgi.

Zdecydowano się na wprowadzenie obciążenia wynoszącego 400N (siła ta odpowiada przeciętnej wadze tułowia dorosłego mężczyzny). W każdym przypadku obciążenie zostało nadane na górnej powierzchni elementu, natomiast dolna powierzchnia była unieruchomiona. Ponadto, do analizy poszczególnych elementów należało dobrać odpowiednie materiały.

Pierwszy etap przygotowania modelu do przeprowadzenia analiz jest wczytanie go do programu Abaqus. Z uwagi na to, iż w przypadku płytki górnej i dolnej znajdujące się na ich powierzchniach wypustki w praktyce są unieruchomione poprzez przymocowanie ich w całości do trzonów kręgow, zdecydowano się pominąć te elementy w przygotowywaniu modeli do analizy.

Badania przeprowadzono dla stopu kobaltu CoCrMo dla płytek: górnej i dolnej oraz polietylenu wysokiej gęstości dla wkładki. Ze względu na fakt, iż endoproteza w rzeczywistości nie może się w żaden sposób trwale odkształcić, do przeprowadzonych symulacji wybrano modele sprężyste obu materiałów. Porównując stop kobaltu z polietylenem oraz kością można zauważyć, że jest on wielokrotnie bardziej wytrzymały. Między innymi, dlatego zdecydowano się na zastosowanie tego materiału na płytce zewnętrznej endoprotezy. Z kolei nieliniowe odkształcanie się polietylenu skutkuje zmniejszeniem naprężeń pomiędzy elementami implantu, co skłoniło do przeznaczenia go na tworzywo wkładki.

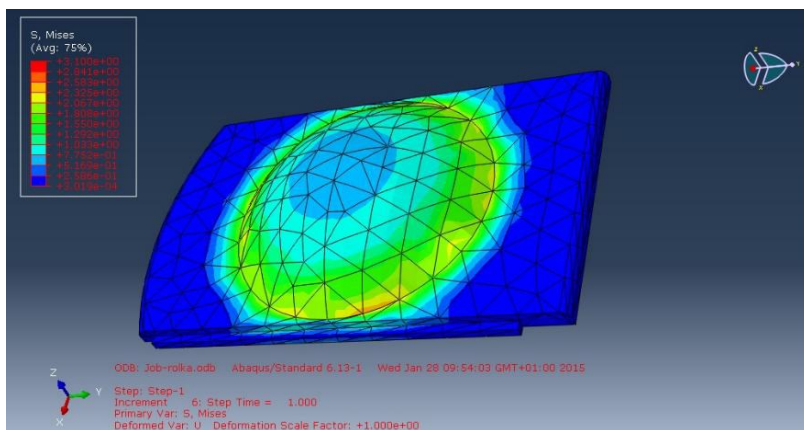
Po wprowadzeniu danych materiałowych możliwe było przystąpienie do kolejnego kroku – utwierdzenia elementu. Bez tego analiza nie byłaby w ogóle możliwa. Biorąc pod uwagę biomechanikę kręgosłupa wiadomo, że gdy kręgosłup obciążony jest z góry obciążeniem powierzchniowym o wartości 400 N, to pod wpływem tej siły odległości między kręgami może się zmniejszać. Jest to przypadek ściskania, podczas którego struktura przestrzenna krążków międzykręgowych zmienia się i krążki ulegają spłaszczeniu. Dlatego analizując zachowanie się krążka pod działaniem takiej siły należy odebrać mu 3 stopnie swobody wynikające z ruchu postępowego, zostawiając 3 stopnie swobody dla ruchu obrotowego.

Zdefiniowanie warunków utwierdzenia poszczególnych elementów endoprotezy oraz nadanie pionowej siły ściskającej prowadzi do ostatniego etapu analizy, a więc utworzenia odpowiedniej siatki *Mesh* dla każdego elementu. Jest to ważna część, ponieważ od gęstości siatki zależy dokładność

uzyskanych wyników; im więcej elementów w siatce, tym dokładniejsza analiza.

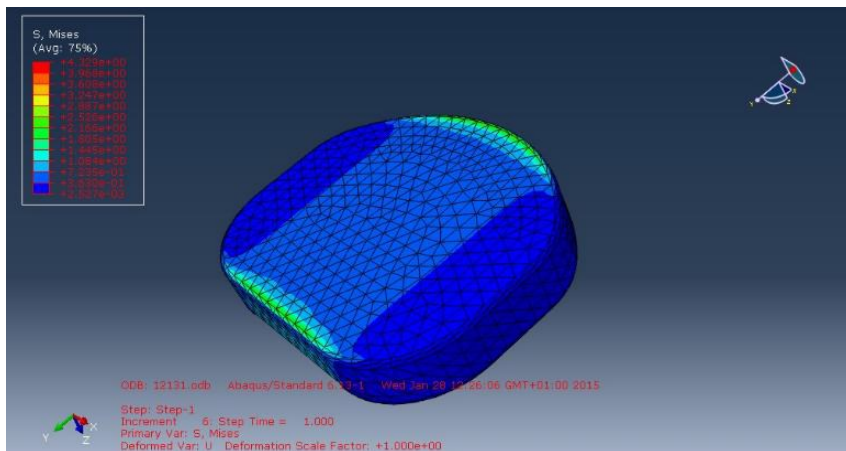
W przypadku poszczególnych elementów endoprotezy krążka międzykręgowego wybrano siatkę składającą się z trójkątów ze względu na dość skomplikowaną geometrię. Na podstawie danych literaturowych oraz wyników baz danych wynikających z przeprowadzonej analizy stwierdzono, iż w badanych poszczególnych elementach endoprotezy krążka międzykręgowego wkładka polietylenowa jest najbardziej narażona na uszkodzenie pod wpływem działających sił i obciążeń. Mimo, że jest ona pośrednio przymocowana do dolnej płytki to jednak niewielkie ryzyko uszkodzenia jej istnieje.

Wytrzymałość polietylenu wysokiej gęstości nie przekracza zwykle 18 MPa. Z analizy Hubera – Misesa (rys.18) wynika, że maksymalna wartość naprężeń zredukowanych dla wkładki polietylenowej wynosi w tym przypadku 2,5 Pa, co jest wartością całkowicie bezpieczną dla materiału i świadczy o tym, że ten element z pewnością nie ulegnie zniszczeniu ani trwałym odkształceniom plastycznym. Minimalna wartość naprężeń zredukowanych występujących na powierzchni tego elementu wynosi 0,7Pa.



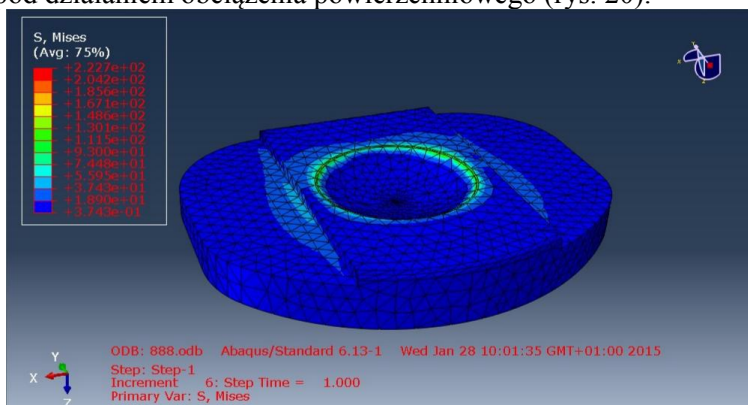
Rys.18. Rozkład naprężeń zredukowanych wkładki polietylenowej

Kolejnym elementem poddanym analizie metodą elementów skończonych jest płytka dolna, wykonana ze stopu na osnowie kobaltowej. W tym przypadku maksymalna wartość naprężeń zredukowanych wynosi 2,66Pa (rys. 19). Jest to także całkowicie bezpieczna sytuacja, szczególnie, że ten element bezpośrednio styka się z górną powierzchnią kręgu L3.



Rys.19. Rozkład naprężeń zredukowanych płytki dolnej CoCrMo

Ostatnim elementem poddanym analizie jest płytka górna. Bazując na wynikach analiz otrzymanych dla płytki dolnej i wkładki polietylenowej można przewidzieć, że analiza numeryczna płytki górnej również przebiegnie pomyślnie dla całego procesu symulacji zachowania się części endoprotezy pod działaniem obciążenia powierzchniowego (rys. 20).



Rys.20. Rozkład naprężeń zredukowanych płytki górnej CoCrMo

Maksymalna wartość naprężeń występuje w miejscu styku krawędzi tego elementu z częścią sferyczną polietylenowej wkładki. Ich wartość jest największa biorąc pod uwagę całą endoprotezę i wynosi 130 Pa. Jednak mimo to, nadal jest to sytuacja bezpieczna dla poprawnego funkcjonowania implantu w ciele człowieka.

7. Podsumowanie

Jednym z ważniejszych osiągnięć współczesnej medycyny jest możliwość zastąpienia uszkodzonej struktury ciała człowieka elementem sztucznym. Zabiegi tego typu możliwe są dzięki niesamowitemu postępowi techniki oraz coraz lepszej znajomości mechanizmów „zużywania się” naturalnych struktur występujących w organizmie człowieka. Jednak tylko w przypadku ścisłej współpracy środowisk medycznych i inżynierskich można osiągnąć zadowalające efekty.

Stabilizacja kręgosłupa jest od wielu lat uznanym sposobem leczenia bólu kręgosłupa związanego z degeneracją krążka międzykręgowego. Pomimo udowodnionej skuteczności głównym problemem jest wyłączenie ruchomości pewnego odcinka kręgosłupa. Znaczenie kliniczne jest prawdopodobnie niewielkie, niemniej od około 10 lat wielu chirurgów wraz z inżynierami stara się opracować metodę, która pozwala usunąć źródło bólu, bez zwiększania sztywności kręgosłupa. Aby tego uniknąć, wprowadzono sztuczny krążek międzykręgowy – implant zastępujący funkcję mechaniczną naturalnego krążka i zapewniający zakres ruchomości zbliżony do fizjologicznego.

Analiza wytrzymałościowa metodą elementów skończonych wspomagana komputerowo pozwala na szybkie i względnie dokładne uzyskanie wyników, których obliczenie drogą analityczną często jest wręcz niemożliwe biorąc pod uwagę złożoność analizowanych konstrukcji.

Na podstawie odrębnych analiz poszczególnych części endoprotezy stwierdzono, że obciążenie o wartości 400 N zadane na powierzchnie tych elementów w żaden sposób nie powoduje trwałych odkształceń ani uszkodzeń. Jest to więc bezpieczna wartość obciążenia dla zaprojektowanego sztucznego krążka międzykręgowego a dobrane do implantu materiały (polietylen wysokiej gęstości dla wkładki oraz stop CoCrMo dla płytek: górnej i dolnej) doskonale sprawdzają się w warunkach zadanej siły. Można zatem założyć, że endoproteza wykonana z takich elementów i materiałów doskonale sprawdzi się w warunkach codziennego użytkowania przez pacjentów z problemami dyskogennymi kwalifikującymi się do zabiegu endoprotezoplastyki krążka międzykręgowego.

Analiza wytrzymałościowa, nawet tak dokładna jak ta wykonana przez komputer metodą elementów skończonych, stanowi jedynie przybliżenie rzeczywistego stanu. Niemożliwe jest bowiem idealne dobranie wszystkich parametrów. Jednak mimo to stanowi ona pewną podstawę do dalszych badań i symulacji, bez których modelowanie układów struktur biomechanicznych nie mogłoby prawidłowo funkcjonować i rozwijać się.

Literatura

1. Andersson G.B.J., Deyo R.A., *History and physical examination in patients with herniated lumbar discs*, Spine, 1996, 21 (suppl.): 10S–18S.
2. Bartel D.L., Davy D. T., Keaveny T. M., *Orthopaedic Biomechanics*, New Jersey, 2006
3. Będziński R., *Biomechanika inżynierska, Zagadnienia wybrane*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997
4. Będziński R., Kędzior K., Kiwerski J., Morecki A., Skalski K., Wall A., *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna Tom 5*, Akademicka Oficyna Wydawnicza, Warszawa, 2004
5. Będziński R., *Budowa modeli fizycznych elementów kręgosłupa lędźwiowego*
6. Błaszczak J., *Biomechanika kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2004
7. Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 1990
8. Borkowski P., Kędzior K., Krzesiński G., Wymysłowski P., Zagrajek T., *Badanie wybranych rozwiązań protez krążka międzykręgowego w odcinku lędźwiowym kręgosłupa*, XIX Konferencja Naukowo-Dydaktyczna TMM, Kraków, 2004
9. Borkowski P., Kędzior K., Krzesiński G., Marek P., Zagrajek T., *Metody CAD/FEM w analizie i projektowaniu implantów*, Górnictwo odkrywkowe, 5-6, s. 38-41, Wrocław, 2006
10. Borkowski P., *Modelowanie MES sztucznego krążka lędźwiowego odcinka kręgosłupa*, Przegląd Lekarski, 2007/64
11. Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G., *Orthopädische Biomechanik*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000
12. Buckwalter J.A., Cooper R.R., Maynard J.A., *Elastic fibres in human intervertebral discs*, J. Bone Joint Surgery, 1976, 58-A: 73-76.
13. Casser H.R., Forst R., *Neuroorthopädie – Rückenschmerz interdisziplinär*, Darmstadt, Steinkopf, 2004.
14. Cunningham B.W., Kotani Y., McNulty P.S., Cappuccino A., MxAfee P.C., *The effect of destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis*, Spine, 1997, 22(22): 2655-2663
15. Dąbrowski J. R., *Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna*, Wydawnictwo Politechniki Białostockiej, Białystok, 2004
16. Dietrich M., Borkowski P., Wymysłowski P., Kędzior K., Krzesiński G., Skalski K., Skowrodko J., Zagrajek T., *Badanie istniejących i nowych konstrukcji implantów krążka międzykręgowego*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Tom 5 - Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna, Rozdział 20.6, s. 1045-1062, Warszawa 2004
17. Donelson R., Aprill C., Medcalf R., Grant W., *A prospective study of centralization of lumbar and referred pain: a predictor of symptomatic discs and annular competence*, Spine, 1997, 22: 1115–1122
18. Dziewońska A., Kędzior K., Piechna J., Zagrajek T., *Poszukiwanie alternatywnych propozycji budowy implantu dysku międzykręgowego*, Acta Bioengineering Biomechanics, 2003

19. Glinkowski W., Ciszek B., *Wybrane zagadnienia morfologii i właściwości krążków międzykręgowych*, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, 2004, 6(2): 141-148.
20. Gzik M., *Biomechanika kręgosłupa człowieka*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007
21. Hildebrandt J., Müller G., Pfingsten M., *Lendenwirbelsäule Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen*, München, 2005.
22. Kokot G., *Wyznaczanie własności mechanicznych tkanek kostnych z zastosowaniem cyfrowej korelacji obrazu, nanoindentacji oraz symulacji numerycznych*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013
23. Pezowicz C., *Biomechanika krążka międzykręgowego. Ocena przeciążeń oraz skutków wprowadzenia implantów*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2008
24. Pezowicz C., Szotek S., *Numeryczne i doświadczalne modelowanie oddziaływania implantu w kręgosłupie człowieka*, VII Krajowa Konferencja Komputerowe Wspomaganie Badań Naukowych, 2001, 115-120.
25. Richard A., Kullmer G., *Biomechanik. Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*, Springer Vieweg, Wiesbaden, 2013
26. Skoworodko J., Skalski K., Kędzior K., Zagrajek T., Borkowski P., *Implant krążka międzykręgowego kręgosłupa lędźwiowego*, Przegląd Lekarski, 2004, 4/61, 5 str.147-150
27. Schultz A.B., Ashton-Miller J.A., *Basic Orthopaedic Biomechanics; Biomechanics of the Human Spine*, New York, 1991
28. Tejszewska D., Świtoński E., Gzik M., *Biomechanika narządu ruchu człowieka*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2011
29. Urban J.P., McMullin J.F., *Swelling pressure of the lumbar intervertebral discs: influence of age, spinal level, composition and degeneration*, Spine, 1988, 13(2): 179-187
30. *Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dn. 28 marca 2013 r. w sprawie wymagań dla Systemu Informacji Medycznej (Dz. U. poz. 463)*