

**Krzysztof SURMA¹, Martyna ADACH¹, Martyna DĘBOWSKA¹, Patrycja TURLEJ¹,
Patrycja SZYMCZYK²**

¹Koło Naukowe BioAddMed, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

²Katedra Technologii Laserowych, Automatykacji i Organizacji Produkcji, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

PROJEKT I ANALIZA OBLICZENIOWA IMPLANTU KRĄŻKA MIĘDZYKRĘGOWEGO ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA PRZEZNACZONEGO DO WYTWARZANIA ZA POMOCĄ TECHNOLOGII PRZYROSTOWYCH

Streszczenie: Artykuł został poświęcony projektowi spersonalizowanego sztucznego implantu krążka międzykręgowego odcinka szyjnego kręgosłupa. Praca zawiera analizę wstępną związaną z prawidłowym funkcjonowaniem krążka podczas obciążenia, doбором materiałów oraz metody wykonania implantów z wykorzystaniem technologii addytywnych SLS i SLM. Przy wykorzystaniu analizy MES przeprowadzono symulację wytrzymałościową implantu w warunkach obciążenia odcinka szyjnego wynikającego z zadanej pozycji ciała.

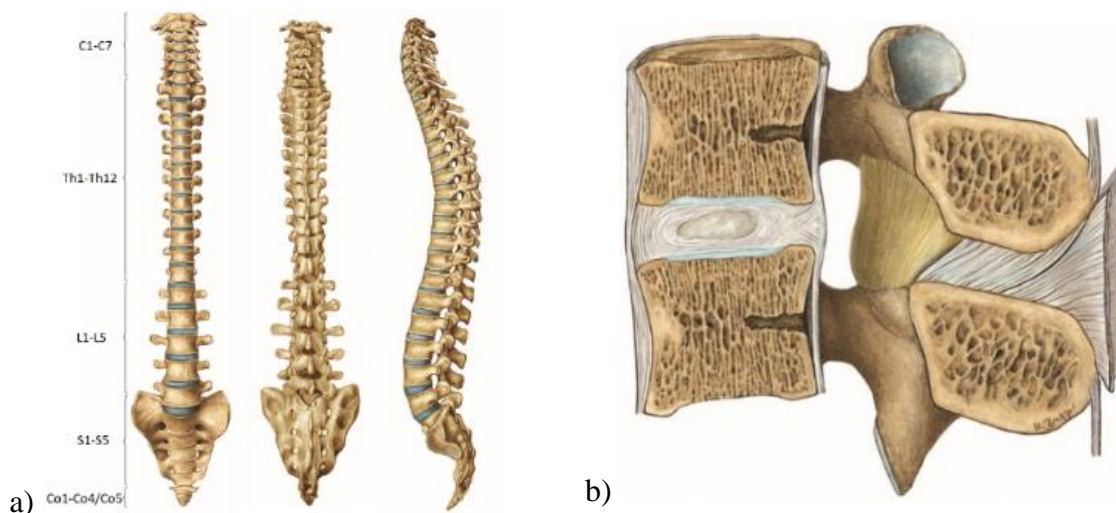
Słowa kluczowe: krążek międzykręgowy, odcinek szyjny kręgosłupa, technologie przyrostowe, implant, Metoda Elementów Skończonych (MES)

1. WSTĘP

Dysfunkcja kręgosłupa jest zaliczana do jednej z chorób cywilizacyjnych [3]. Aby postępowanie lecznicze prowadzące do przywrócenia pełnej sprawności było skuteczne, należy dokładnie poznać przyczynę i mechanizm powstawania dysfunkcji i zniekształceń [16]. Wśród chorób odcinka szyjnego kręgosłupa znajdują się m.in.: zmiany zwyrodnieniowe, złamania pourazowe trzonów kręgów, zwapnienia w sferze więzadła podłużnego tylnego, pierwotne, przerzutowe nowotwory trzonów oraz dyskopatia, będąca zmianą chorobową dotyczącą krążków międzykręgowych. Jedną z metod leczenia wymienionych schorzeń jest usunięcie niesprawnego trzonu lub krążka i zastąpienie go wszczepem. Wyróżniane są 3 rodzaje transplantacji: przeszczep autogenny (tkanka pobrana od pacjenta), allogenny (tkanka pobrana od innego biorcy) oraz implant wykonany z biomateriału [11]. Poniższa praca dotyczy zastosowania wszczepu krążka międzykręgowego odcinka szyjnego, wykonanego ze stopu tytanu oraz polietylenu – dobranych na podstawie analizy MES. Materiały przeznaczone są do wytwarzania techniką addytywną: stop tytanu metodą SLM (ang. Selective Laser Melting- Selekttywne Topienie Laserowe), wkładka polietylenowa metodą SLS (ang. Selective Laser Sintering- Selekttywne Spiekanie Laserowe). Główną zaletą zastosowania technik przyrostowych w wytwarzaniu implantów jest możliwość personalizacji produkowanych wszczepów, co minimalizuje ryzyko ponownej operacji i zapewnia odpowiednie dopasowanie geometrii wyrobu do anatomii człowieka.

2. ANATOMIA KRĘGOSŁUPA, DOBÓR MATERIAŁU I METODYKA BADAŃ

Kręgosłup umieszczony jest między podstawą czaszki a końcem tułowia, co stanowi około 2/5 długości ciała [21]. Zbudowany jest z kręgów w liczbie 33-34 oraz z krążków międzykręgowych, potocznie nazywanych dyskami, które stanowią 1/4 jego długości [1, 21]. Wyróżnia się 5 odcinków kręgosłupa: szyjny (C1-C7), piersiowy (Th1-Th12), lędźwiowy (L1-L5), kość krzyżową (S1-S5), kość ogonową (Co1 -Co4/Co5) (rys. 1) [7]. Kręgosłup utrzymuje pionową postawę ciała, umożliwia ruch oraz stanowi ochronę dla rdzenia kręgowego [21].



Rys. 3. Kręgosłup: a) widok od strony brzusznej, grzbietowej i lewej, b) segment ruchowy w odcinku lędźwiowym [21]

Podstawową jednostką kręgosłupa jest segment ruchowy zbudowany z dwóch sąsiednich kręgów połączonych krążkiem międzykręgowym (Rys. 1) [7]. Krążki łączą powierzchnie trzonów dwóch sąsiednich kręgów. W skład dysków wchodzi chrzęstne płytki graniczące z trzonami, pierścień włóknisty oraz galaretowate jądro miażdżyste charakteryzujące się budową warstwową o różnych parametrach materiałowych. Funkcją krążków międzykręgowych jest m. in.: zapewnienie stabilności kręgosłupa, tłumienie drgań przenoszonych za pośrednictwem kręgosłupa na głowę oraz rola łącznika umożliwiającego mobilność kręgosłupa. Wymiarem charakteryzującym dyski jest ich wysokość, która może się zmieniać pod wpływem poziomu nawodnienia organizmu oraz kształt zależny od powierzchni trzonów w danym odcinku kręgosłupa [7].

2.1. Biomateriały do wykonania implantu dysku międzykręgowego odcinka szyjnego

Najpopularniejszymi biomateriałami wykorzystywanymi w implantologii są stopy tytanu. Charakteryzują się one wysoką biotolerancją, niskim modułem Younga wśród materiałów metalicznych, a także wysoką odpornością na korozję w środowisku tkankowym. W roku 1978 zastosowanie w medycynie znalazł stop Ti6Al4V, który jest wykorzystywany do dzisiaj. Jego skład chemiczny przedstawiono w Tabeli 7, natomiast własności mechaniczne w Tabeli 2 [17].

Tabela 7. Skład chemiczny stopu Ti6Al4V wg normy ISO 5832/3 [17]

Stężenie masowe, [%]							
O	V	Al	Fe	H	C	N	Ti
<0,20	3,5	5,5	<0,30	<0,015	<0,08	<0,05	reszta

Tabela 8. Własności mechaniczne stopu Ti6Al4V [14] [29]

Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]	Granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]	Gęstość ρ [kg/m ³]
114	0,37	860	780	4420

Wanad wykorzystywany jest jako pierwiastek stabilizujący, jednak należy pamiętać o jego niekorzystnym oddziaływaniu na organizm objawiający się poprzez zaburzenia neurogenne. Aluminium zmniejsza ciężar właściwy stopu, a także polepsza jego obrabialność, ale doprowadza do schorzeń mózgu i naczyń krwionośnych. Ze względu na negatywne oddziaływanie podejmowano wiele prób modyfikacji stopów tytanów. W nowej generacji znalazł się stop Ti13Nb13Zr, którego skład chemiczny oraz własności mechaniczne przedstawiono w Tabeli 9-4. W wyniku badań wykazał on całkowitą biotolerancję. Dodatkowo charakteryzuje się znacznie mniejszym modułem sprężystości w porównaniu do stopu Ti6Al4V [17]. Kolejną zaletą przemawiającą za wykorzystaniem stopu drugiej generacji jest jego wysoka wytrzymałość zmęczeniowa [12].

Tabela 9. Skład chemiczny stopu Ti13Nb13Zr wg ASTM F-1713 [12]

Stężenie masowe, [%]					
O	Nb	Zr	Fe	C	Ti
<0,10	13,5-14,0	13,5-14,0	<0,05	<0,04	reszta

Tabela 10. Własności mechaniczne stopu Ti13Nb13Zr [17] [25]

Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]	Granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]	Gęstość ρ [kg/m ³]
81,6	0,35	1040	900	4700

Spośród elementów wchodzących w skład endoprotezy krążka międzykręgowego, to właśnie wkładka – pełniąca rolę amortyzatora – jest najmocniej narażona na uszkodzenia pod wpływem działających na implant sił i obciążeń [13]. Bez względu na wybrany dla tej części materiał, najistotniejszym czynnikiem, który w znaczący sposób ogranicza czas jego użytkowania, jest podatność na zużycie wynikające z tarcia. Najczęściej stosowanymi materiałami na ten element, sprawdzającymi się najlepiej przy współpracy z płytkami pod kątem wytrzymałości mechanicznej, są poliamid (PA6) oraz polietylen wysokiej gęstości (PE-HD) (Tabela 5).

Tabela 11. Własności fizykochemiczne biomateriałów polimerowych [10] [15] [19] [24]

Materiał	Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]	Gęstość ρ [kg/m ³]	Granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]
PE-HD	1,07	0,4101	970	>24,7
PA6	2,62	0,34	1120	78

Przy uwzględnieniu procesów tribologicznych najbardziej korzystne połączenie materiałów współpracujących ze sobą jest para metal-polietylen, z uwagi na możliwość uzyskania stosunkowo niskich oporów tarcia (współczynnik tarcia <0,1) pomimo znacznych obciążeń układu (2500N) [6]. Polietylen wysokiej gęstości cechuje się przede wszystkim wysoką wytrzymałością mechaniczną oraz wysoką trwałością [22]. Cechą charakterystyczną poliamidu pod kątem właściwości tribologicznych jest niewielki współczynnik tarcia oraz duża odporność na zużywanie ściernie. Dodatkowo wyróżnia go wysoka granica plastyczności [23]. Protezy oparte na poliamidach są bardzo wytrzymałe, a także lekkie i przykuwające

uwagę bardzo dobrą estetyką [20]. Zarówno polietylen, jak i poliamid należą do biostabilnych polimerów syntetycznych, chętnie wykorzystywanych w medycynie m. in. jako materiały elementów implantów konstrukcyjnych o dopasowanych właściwościach mechanicznych. Cechą niekorzystną PA6 jest wysoka absorpcja wody, wpływająca negatywnie na właściwości mechaniczne części. Właściwości PE-HD, które pozwalają uwydatnić go jako materiał implantacyjny, to m. in. dobra bioinertność, dobre właściwości dielektryczne oraz korzystna cena, dlatego jako materiał biokompatybilny i biozgodny przoduje w owym zestawieniu [27].

2.2. Metody wytwarzania przyrostowego SLM i 3DP

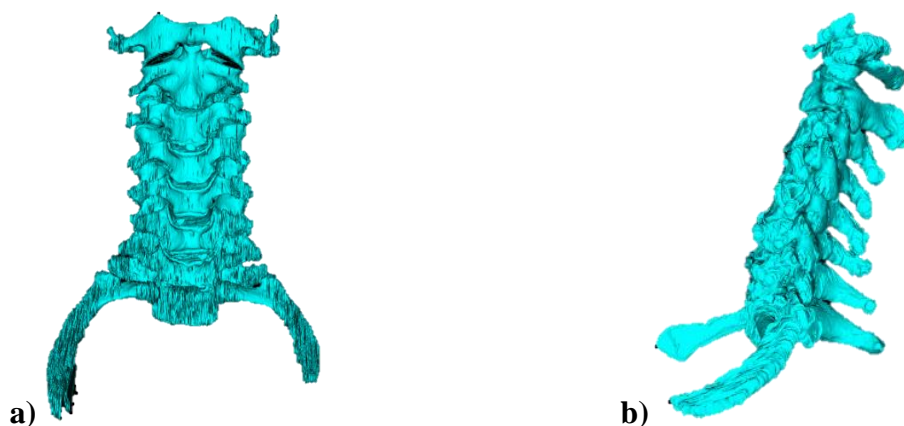
Zastosowanie metod przyrostowych w implantologii daje nieograniczone możliwości konstrukcyjne projektowanego obiektu, a także eliminuje znaczne straty materiału. Metodą wykorzystywaną do materiałów metalicznych jest SLM (Selective Laser Melting), czyli selektywne przetapianie wiązką laserową. W celu wytworzenia jednorodnej części metoda ta wykorzystuje energię lasera do spiekania sproszkowanych metali. Aby zapobiec utlenianiu metalu komora wypełniona jest gazem obojętnym (np. argonem). O stabilności procesu, prędkości oraz jakości powierzchni decyduje grubość warstwy [28].

Techniką możliwą do wykorzystania w procesie wytwarzania wkładki endoprotezy, jest technologia przyrostowa 3DP (3D Printing). Metoda cechuje się praktycznie nieograniczonymi możliwościami pod względem stosowanych materiałów, w tym także polimerowych. W procesie wytwarzania uwaga zostaje skupiona na dostarczaniu ciekłego spoiwa na kompozycję proszkową, celem wydrukowania zaimportowanych danych [9]. Efektem końcowym technologii 3DP uzyskuje się element trójwymiarowy, składający się ze związanych spoiwem ziaren proszku. Wydrukowany wyrób poddaje się wygrzewaniu, w trakcie którego wyparowuje spoiwo, a ziarna proszku zespalają się ze sobą [1]. Do jej zalet zalicza się m. in. obsługę dużej różnorodności materiałów oraz wysoką rozdzielczość wykonania modelu (80-250 μ m) [18]. Alternatywną techniką przyrostową jest technologia selektywnego topienia laserowego SLS, która nie wymaga przeprowadzania dodatkowych procesów termicznych, a która ze względu na specyfikę działania (spajanie warstwa po warstwie za pomocą wiązki lasera) również z powodzeniem może być wykorzystywana do przetwarzania materiałów polimerowych, umożliwiając wytwarzanie elementów o złożonej geometrii.

2.3. Obciążenie kręgosłupa, przetwarzanie danych CT i projekt implantu

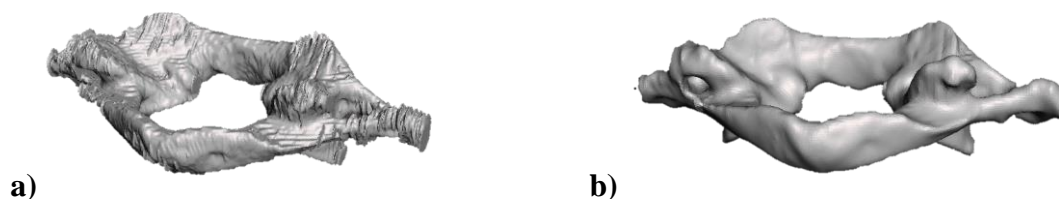
Kręgosłup zdrowego człowieka poddawany jest obciążeniu ściskającemu oraz siłom ścinającym, będącymi wynikiem występujących krzywizn kręgosłupa [4, 5]. W celu wyznaczenia obciążenia działającego na odcinek szyjny kręgosłupa zastosowano współczynniki Zaciorskiego, dla których ciężar głowy wynosi około 6,28% masy ciała człowieka [5]. Według badań statystycznych przeciętna polska kobieta waży ok. 65kg, natomiast mężczyzna ok. 83kg [4]. Dla zbadania wytrzymałości projektowanego implantu przyjęto obciążenie osiowe wynikające z ciężaru ciała przeciętnego mężczyzny. Według obliczeń na kręgi odcinka szyjnego działa obciążenie wzdłużne wynoszące około 52N. Siła ta rośnie, gdy głowa zostaje pochylona do przodu lub do tyłu. W przypadku wychylenia głowy do przodu wynoszącego 25°, siła reakcji w stawach międzykręgowych w miejscu C3-C4 wynosi około 157 N [4]. Według literatury, w celu badania reakcji struktur kręgosłupa szyjnego, zadaje się obciążenia wynoszące 200-250 N [2, 8]. W związku z powyższym model przedstawiony w niniejszej pracy obciążany był siłą osiową działającą w dół (ściskanie) o wartości 200N.

Punktem wyjściowym pozwalającym wykonać model implantu dysku było wygenerowanie modelu numerycznego odcinka szyjnego przy wykorzystaniu zdjęć wykonanych w standardzie DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), uzyskanych na podstawie badania tomografii komputerowej. Pacjentem był mężczyzna w przedziale wiekowym 45-50 lat. Zdjęcia te zostały obrobione za pomocą programu Invesalius 3.1, dzięki czemu możliwe było odwzorowanie skomplikowanej struktury kostnej kręgosłupa odcinka szyjnego. Za pomocą tego programu możliwe było nałożenie maski w oparciu o skalę Housfielda – przyjęto skalę w zakresie od 408 do 2760, co pozwoliło otrzymać obszar odcinka szyjnego. W trakcie przetwarzania zdjęć wystąpił problem w separacji dysku C4/C5, co spowodowane mogło być zarówno złą jakością zdjęć, jak również dyskopatią szyjną występującą u pacjenta. Poprawne przetworzenie otrzymanych zdjęć pozwoliło utworzyć trójwymiarowy model kręgosłupa odcinka szyjnego (Rys.2).



Rys. 4. Model 3D odcinka C1 – C7 uzyskany po przetworzeniu plików DICOM w programie Invesalius: a) widok w płaszczyźnie czołowej od tyłu, b) widok w płaszczyźnie strzałkowej od lewej strony

Jak można zauważyć obrazy kręgów są zakłócone (Rys. 3). Po wygenerowaniu wszystkich kręgów zostały one wyeksportowane do programu Autodesk Meshmixer, gdzie zostały wyglądzone i wyeksportowane w formacie *.stl, który pozwolił na dalsze ich przetwarzanie.



Rys. 5. Model kręgu: a) przed wygładzeniem, b) po wygładzeniu

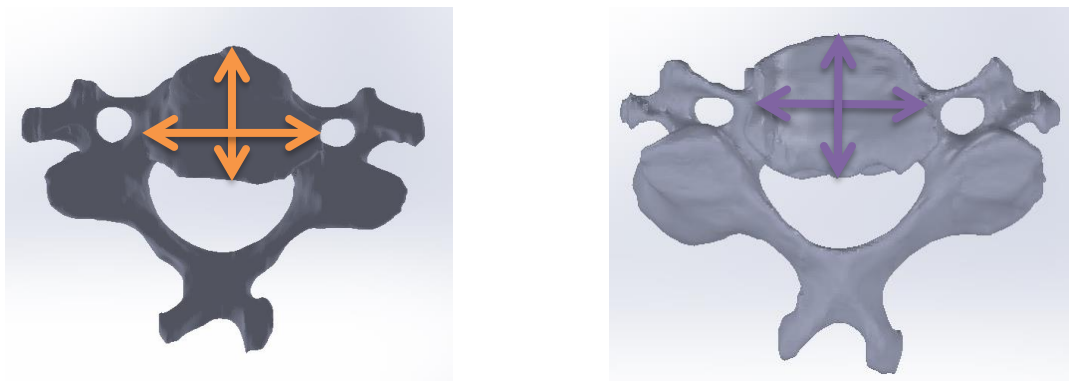
W modelu odcinka szyjnego kręgosłupa założono, że kręgi są ciałami jednorodnymi o własnościach izotropowych, a krążki międzykręgowe cechują się odkształceniami liniowo-sprężystymi [26]. Przedstawiony na Rys.4 model całego odcinka szyjnego nie jest potrzebny do wykonania implantu (wystarczającym byłoby uzyskanie geometrii segmentu ruchowego C3-C4, dla którego implant był projektowany). Jednak w celu zaprezentowania efektu procesu uzyskania struktur kostnych z surowych danych medycznych, zobrazowania złożoności tych struktur, połączeń między kręgami oraz oceny anatomii pacjenta zdecydowano się pokazać model złożony ze wszystkich kręgów odcinka szyjnego kręgosłupa. Takie działanie może być dodatkowo narzędziem wykorzystywanym do planowania operacji przez lekarzy odpowiedzialnych za wszczepienie implantu. Na podstawie uzyskanych modeli

stworzony został pełen model odcinka szyjnego kręgosłupa (Rys.4), który posłużył do zwymiarowania i dopasowania implantu.



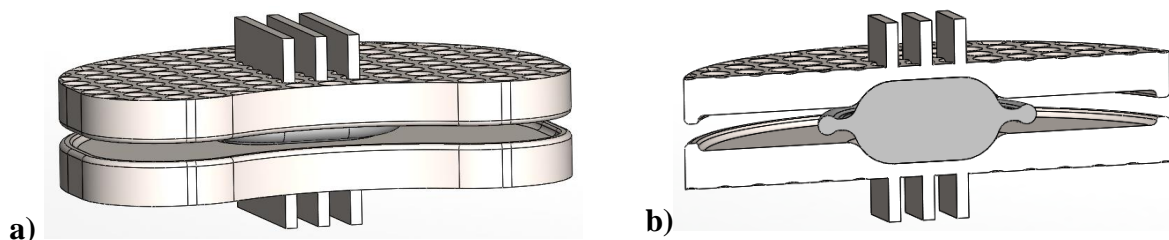
Rys. 6. Model kręgosłupa powstający z kręgów wygenerowanych jako siatka elementów w formacie *.stl: a) widok w płaszczyźnie strzałkowej z prawej strony, b) widok w płaszczyźnie czołowej z przodu

Projekt dysku międzykręgowego został wykonany przy użyciu programu SolidWorks Premium 2018. Wymiary dysku dobrane zostały na podstawie literatury [19] oraz wymiarów kręgów pacjenta – wymiary kręgów zostały wyznaczone na podstawie uzyskanych kręgów kręgosłupa w odcinku szyjnym pomiędzy kręgami C3/C4 (Rys. 7).



Rys. 7. Wymiary pobrane z otrzymanych na podstawie zdjęć CT kręgów a) C3 oraz b) C4 pacjenta.

W pełni funkcjonalny implant dysku jest modelem trzyczęściowym, gdzie w dolnej i górnej części znajdują się płytki graniczne, a między płytkami implantu występuje element pośredniczący. Jego kształt ma za zadanie zapewnić pełną swobodę ruchu między elementami, a co za tym idzie – zapewnić lepszą swobodę ruchu niż implanty, w których taki element nie występuje. Materiał zostanie dobrany po przeprowadzeniu analizy wytrzymałościowej. Projekt implantu przedstawiono na Rys. 8.



Rys. 8. Projekt implantu dysku międzykręgowego a) widok od przodu, b) przekrój przez element pośredniczący

2.4. Analiza numeryczna modelu implantu i dobór materiału

W celu wyznaczenia właściwości mechanicznych zaprojektowanego implantu krążka międzykręgowego umieszczonego między C3 a C4, należało wziąć pod uwagę właściwości charakteryzujące poszczególne kręgi odcinka szyjnego. Parametry materiałowe tkanek w odcinku szyjnym kręgosłupa zostały przedstawione w poniższej tabeli (Tabela 12) [2].

Tabela 12. Parametry materiałowe tkanek w odcinku szyjnym kręgosłupa [2]

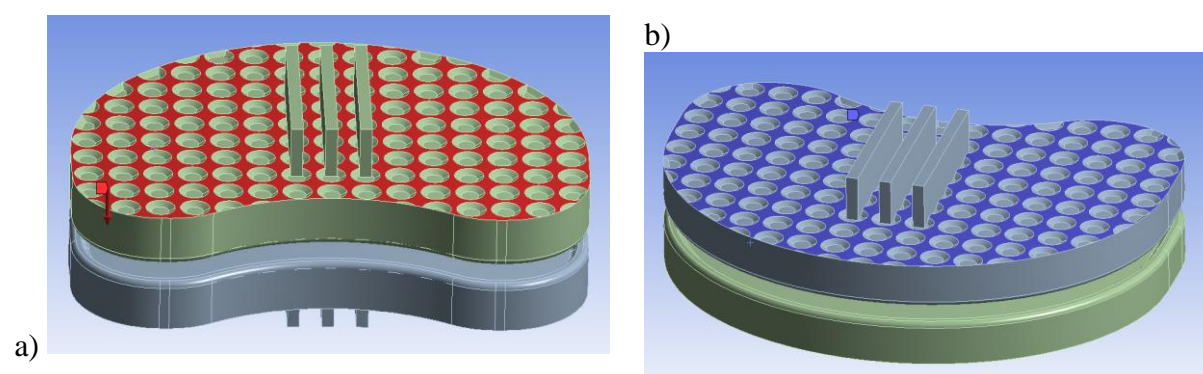
Struktura	Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]
Kręgi	10 000	0,30
Jądro miażdżyste	2	0,49
Pierścień włóknisty	15	0,30
Płytką graniczna	100	0,40

Dla zoptymalizowania implantu zaprojektowany model zaimportowano w formacie *.iges do programu Ansys Workbench 18.2, który posłużył do przeanalizowania jego wytrzymałości. Model ten był obciążany zgodnie z kierunkiem działania siły od ciężaru głowy, wyliczonym na podstawie współczynników Zaciorskiego (52N) oraz 200N siłą osiową działającą w dół (ściskanie). Analiza MES pozwoliła wyznaczyć występujący w modelu stan odkształceń

i naprężeń, zachowując ten sam sposób utwierdzenia modelu oraz miejsca przyłożenia sił.

Pierwszym etapem było wczytanie wygenerowanego modelu do programu Ansys. Badanie zostało przeprowadzone dla dwóch stopów tytanu: Ti6Al4V oraz Ti13Zr13Nb oraz dla dwóch tworzyw sztucznych: poliamidu (PA6) oraz polietylenu (PE). Materiały wykorzystane na implanty nie mogą ulec trwałemu odkształceniu, dlatego wybrano modele sprężyste. Dane materiałowe zostały dobrane zgodnie z Tabelą 2 oraz Tabelą 4.

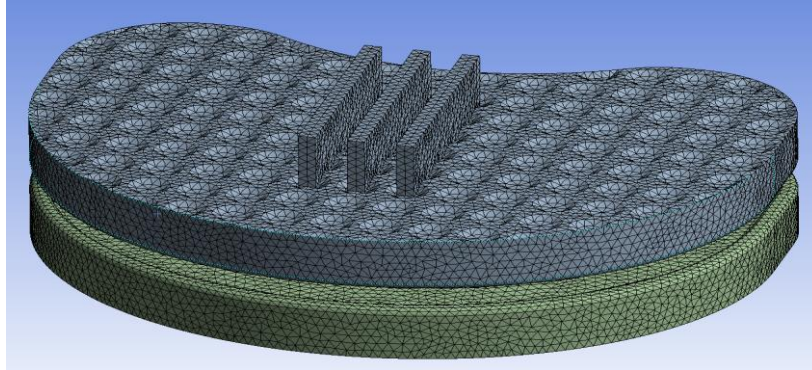
Po zaimplementowaniu właściwości mechanicznych kolejnym etapem było utwierdzenie modelu i przyłożenie do niego siły obciążającej implant. Podczas symulacji warunki brzegowe przyjęto zgodnie z fizjologicznymi. Na rysunku 7 przedstawiono: a) sposób zadania siły działającej na implant, b) sposób utwierdzenia. Ponieważ przyjęto obciążenie osiowe dla modelu, należało również uwzględnić wytrzymałość kręgów na ściskanie tak, by siła w modelu nie przekroczyła granicy wytrzymałości kręgów. Dla ściskania wynosi ono 139 [MPa] [26].



Rys. 9. Implant: a) sposób przyłożenia siły ściskającej, b) miejsce utwierdzenia modelu

Ważnym elementem było również określenie sposobu kontaktu pomiędzy elementami płytką graniczna – element pośredniczący – płytką graniczna. Dla zapewnienia lepszej stabilności implantu kontakt odbywał się powierzchniowo na powierzchni elipsoidalnej elementu pośredniczącego i panwi wykonanej w płytce granicznej.

Ostatni etap analizy wytrzymałościowej polegał na nałożeniu siatki elementów skończonych tak, by w jak najdokładniejszy sposób odwzorować zaprojektowany model implantu. Wykorzystano siatkę tetragonalną z zagęszczeniem jej w miejscach, w których należało dokładnie odwzorować kształt projektowanego implantu (Rys. 8). Siatka ta pozwoliła na zachowanie najdrobniejszych szczegółów badanego modelu. Po tak przygotowanym modelu przeprowadzone zostało badanie mające na celu sprawdzenie wartości odkształceń i naprężeń wewnątrz modelu.

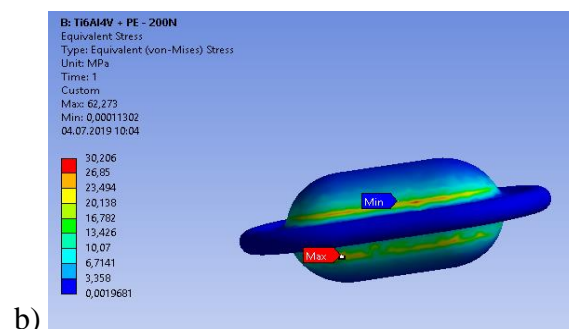
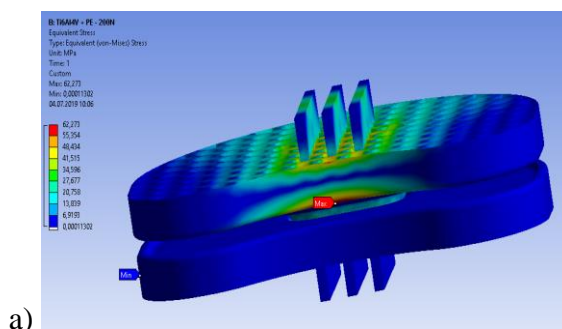


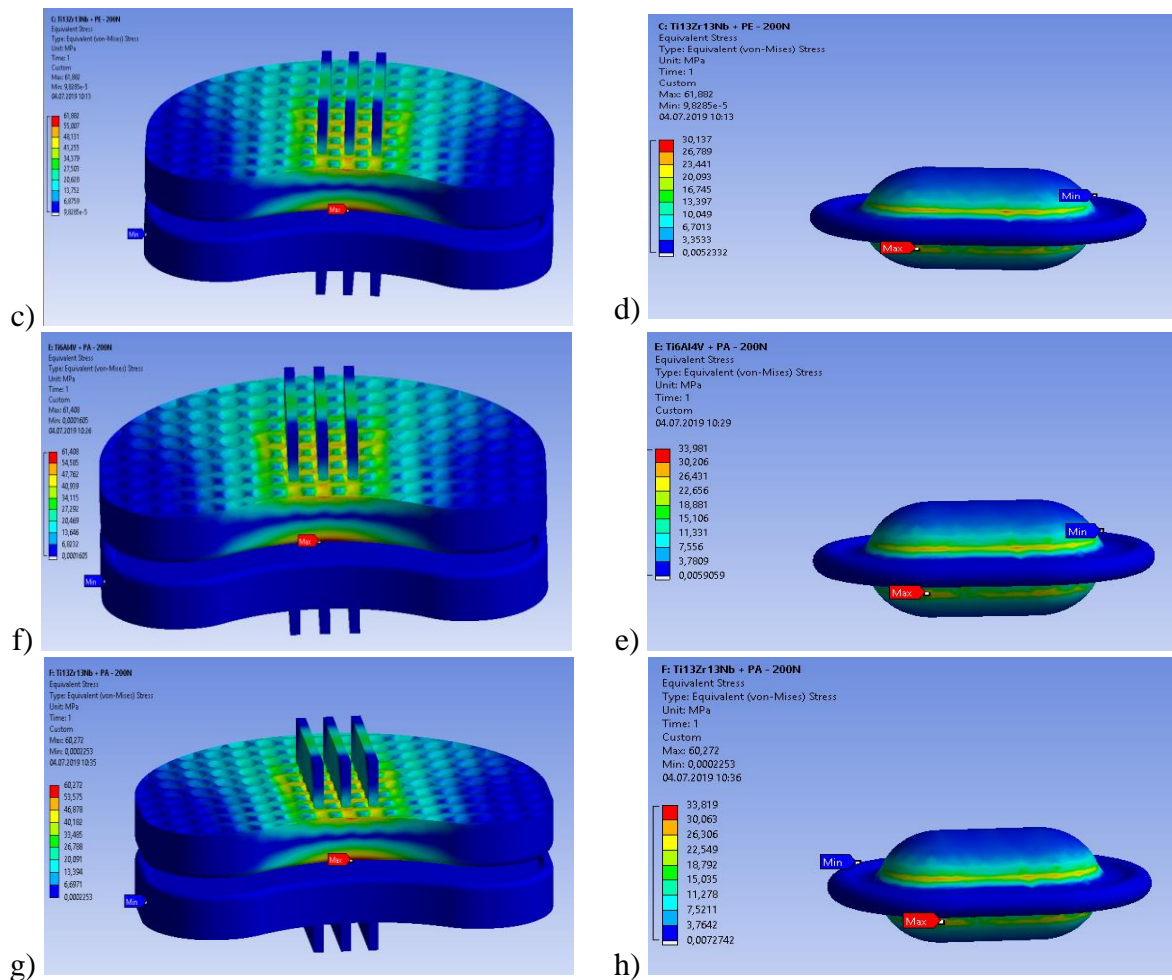
Rys. 10. Model z nałożoną siatką tetragonalną

3. WYNIKI BADAŃ

Dla modelu implantu (Rys.7) badania były przeprowadzone dla obciążenia 52N i 200N dla dwóch różnych stopów tytanu: Ti13Zr13Nb oraz Ti6Al4V oraz dla dwóch różnych materiałów wkładki: polietylenu (PE-HD) oraz poliamidu (PA6). Ważnym kryterium była granica plastyczności, której przekroczenie spowodowałoby trwałe odkształcenie materiału, a co za tym idzie – całkowite jego wykluczenie z wykorzystania do wykonania modelu. Dla 4 różnych konfiguracji materiałowych otrzymano wartości maksymalnych odkształceń i przemieszczeń występujących w modelu. Należy zauważyć, że występuje tu wkładka wykonana z tworzywa sztucznego o znacznie niższej granicy plastyczności niż materiały użyte na płytce. Maksymalne naprężenia zredukowane dla hipotezy Hubera-Missesa wyniosły (Rys.9):

- a) 60,272 [MPa] dla stopu tytanu Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z PA, w której naprężenia wyniosły 33,819 [MPa],
- b) 61,882 [MPa] dla stopu tytanu Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z PE-HD, w której naprężenia wyniosły 30,137 [MPa],
- c) 61,408 [MPa] dla stopu tytanu Ti6Al4V z wkładką wykonaną z PA, w której naprężenia wyniosły 33,981 [MPa],
- d) 62,273 [MPa] dla stopu tytanu Ti6Al4V z wkładką wykonaną z PE-HD, w której naprężenia wyniosły 30,206 [MPa].

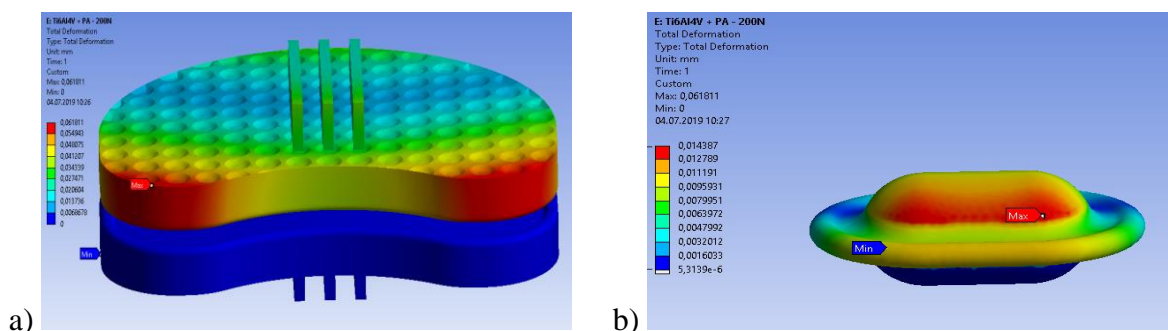


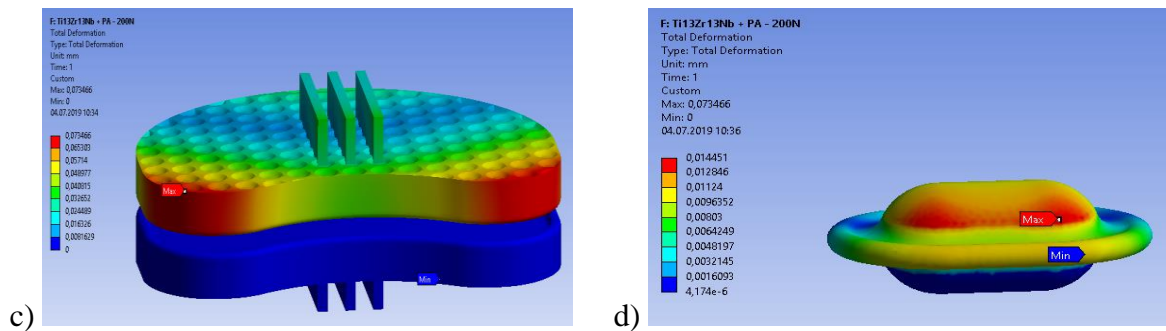


Rys. 11. Naprężenia zredukowane Missesa wyznaczone dla: a) modelu dla Ti6Al4V+PE-HD, b) wkładki PE-HD, c) modelu dla Ti13Zr13Nb+PE-HD, d) wkładki PE-HD, e) modelu dla Ti6Al4V+PA, f) wkładki PA, g) modelu dla Ti13Zr13Nb+PA oraz h) wkładki PA

Jak można zauważyć w Tabeli 11 w przypadku wkładki wykonanej z polietylenu granica plastyczności zostanie przekroczona. W tym przypadku należy odrzucić możliwość wykonania jej z tego tworzywa. Jako materiał, z którego będzie wykonana wkładka wybrano więc poliamid. Dalszą analizę wykonano dla kombinacji Ti6Al4V oraz Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z poliamidu w celu określenia przemieszczeń, jakie nastąpią w modelu (Rys.10):

- całkowite odkształcenie modelu wyniosło 0,074 mm dla stopu tytanu Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z poliamidu, w której odkształcenia wyniosły 0,014 mm,
- całkowite odkształcenie modelu wyniosło 0,062 mm dla stopu tytanu Ti6Al4V z wkładką wykonaną z poliamidu, w której przemieszczenia wyniosły 0,014 mm.





Rys. 12. Całkowite odkształcenie: a) modelu dla Ti6Al4V+PA, b) wkładki PA, c) modelu dla Ti13Zr13Nb+PA oraz d) wkładki PE-HD

Materiał wykorzystany do wkładki implantu okazał się dobrany odpowiednio, ponieważ spełnia nie tylko wymagania związane z granicą plastyczności elementu, ale równocześnie zapewnia przeniesienie sił z elementów płytkowych na element pośredniczący.

4. PODSUMOWANIE

Przedstawione w ramach artykułu badania miały na celu wybór odpowiedniej konstrukcji implantu spełniającej wymagania wytrzymałościowe. Koncepcją, która najbardziej odpowiadała danym założeniom był model implantu z wkładką polimerową.

Dobór materiału był istotną kwestią nie tylko ze względu na parametry mechaniczne i fizyczne wykorzystywanych materiałów, ale również możliwości wykorzystania ich w ludzkim organizmie jednocześnie z pełną funkcjonalnością. Dodatkowo jest to ważne ze względu na ciągły rozwój medycyny oraz innych nauk technicznych mających znaczący wpływ na poprawę jakości życia społeczeństwa.

Z uwagi na negatywne zjawiska wywoływane obecnością wanadu (m. in.: zaburzenia neurogenne) oraz aluminium (m. in.: schorzenia naczyń krwionośnych, schorzenia mózgu) jako zastosowany stop wybrano Ti13Zr13Nb. Jest to materiał o dobrych właściwościach mechanicznych w porównaniu do istniejących materiałów używanych na implanty. Wśród takich materiałów ma najbardziej zbliżoną wartość modułu Younga (81,6 GPa, gdzie dla kości wynosi ona około 18 GPa). Istnieje również możliwość wykorzystania metody druku implantu za pomocą technologii SLM, która zapewni uzyskanie dokładnego modelu o wysokich parametrach wytrzymałościowych.

Jako materiał wykorzystany do wykonania wkładki wybrano poliamid, cechujący się biokompatybilnością, a także wyższą granicą plastyczności niż polietylen. Dzięki temu nie ulegnie on odkształceniu, a co za tym idzie – będzie mógł wykonywać prawidłowo swoje funkcje nawet w przypadku wystąpienia wysokiego obciążenia odcinka szyjnego kręgosłupa.

LITERATURA

- [1] 3DP – Druk przestrzenny. Świat Druku 3D, 25 04 2013. [Online]. Available: <http://swiatdruku3d.pl/3dp-druk-przestrzenny/>. [Data uzyskania dostępu: 14 04 2019].
- [2] Carter D., Hayes W.: Bone compressive strenght: the influence of density and strain rate. Science, vol. 194, no. 4270, pp. 1174-1176, 12 1976.
- [3] Chanstsoulis M., Świątkowska-Wróblewska K., Skrzek A., Urbanowska J., Chamela-Bilińska D., Zwoliński J., Sakowski J.: Wykorzystanie biowchłaniających implantów w leczeniu operacyjnym choroby zwyrodnieniowej kręgosłupa szyjnego. Acta Bio-Optica et Informatica, pp. 66-69, 01 2019.
- [4] Chrzan M., Michnik R., Nowakowska K.: Ocena obciążeń w odcinku szyjnym kręgosłupa podczas użytkowania gogli do wirtualnej rzeczywistości. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 13, pp. 5-12, 2017.

- [5] de Leva P.: Adjustments to Zatsiorsky-Seulyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech* vol. 29 no. 9, pp. 1223-1230, 08 1996.
- [6] Gierzyńska-Dolna M., Lijewski M., Mróz A.: Tribologiczne aspekty doboru materiałów na implanty krążka międzykręgowego kręgosłupa. *Tribologia* nr 3, 2014.
- [7] Gzik M.: *Biomechanika kręgosłupa człowieka*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007.
- [8] Gzik M., Lewandowska-Szumieł M., Pawlikowski M., Wychowański M.: *Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT*, Warszawa 2015.
- [9] Jardini L., Larosa M. A., Kaasi A., Kharmandayan P.: *Additive Manufacturing in Medicine. Materials Science and Materials Engineering*, 2017.
- [10] Karagaraj S. V. F. R., Zhil'tsova T. V., Oliveira M., Simoes J.: Mechanical properties of high density polyethylene/carbon nanotube composite. *Composites Science and Technology*, pp. 3071-3077, 2007.
- [11] Kolasa M., Pełka R., Kolasa P.: Regulowana proteza trzonu szyjnego połączona z płytką szyjną. *The Journal of Spine Surgery*, pp. 52-58, 2012.
- [12] Leniowska L., Korzyński M.: *Mechanika w medycynie*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2014.
- [13] Mańko M., Zubrzycki J., Karpiński R.: The impact of the artificial intervertebral disc on functioning the lumbar spine. *Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering* Vol. 1, pp. 33-58, 2015.
- [14] Marciniak J.: *Biomateriały*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013.
- [15] Meinck O., Kaempfe D., Weickman H., Friedrich C., Vathauer M., Warth H.: Mechanical properties and electrical conductivity of carbon-nanotube filled polyamide-6 and its blends with acrylonitrile/butadiene/styrene. *Polymer*, pp. 739-748, 2004.
- [16] Nałęcz M.: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Tom 4: Biomateriały*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2016.
- [17] Nałęcz M.: *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna. Tom 5 Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna.*, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.
- [18] Ngo T. D., Kashani A., Imbalzano G., Nguyen K. T. Q., Hui D.: Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, vol. 143, pp. 172-196, 15 06 2017.
- [19] Nowacki J., Dobrański L. A., Gustavo F.: *Implanty śródszpikowe w osteosyntezie kości długich*. Opec Access Library, p. vol. 11(17), 2012.
- [20] Olszówka M., Maciąg K.: *Nowoczesne trendy w medycynie*. Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL, Lublin 2015.
- [21] Paulsen J. F.: *Atlas anatomii człowieka Sobotta. Ogólne pojęcia anatomiczne. Narządy ruchu*, ERDA, Wrocław 2017.
- [22] PE 300 (PE-HD), Plastics Group, 2019. [Online]. Available: <https://www.plastics.pl/produkty/tworzywa-techniczne/polietylen-pe/pe-300-pe-hd->. [Data uzyskania dostępu: 14 04 2019].
- [23] Poliamid (PA), Plastem, [Online]. Available: <http://www.plastem.pl/oferta/tworzywa-sztuczne/poliamid-pa/>. [Data uzyskania dostępu: 14 04 2019].
- [24] Rozwiązania z tworzyw sztucznych, [Online]. Available: <https://www.ensingerplastics.com/pl-pl/polwyroby/produkty/pa6-tecamid-6-natural>. [Data uzyskania dostępu: 28 03 2019].
- [25] Ryniewicz A. M., Otto M.: Wpływ biomateriału zespolenia śródszpikowego na efektywność zaopatrzenia złamania kości piszczelowej. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2018.
- [26] Ślimak P., Wolański W., Gzik M.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2011.

- [27] Świczko-Żurek B., Zieliński A., Ossowska A., Sobieszczyk S.: Biomateriały. Politechnika Gdańska, Gdańsk 2011.
- [28] Uhlmann E., Kersting R., Klein T. B., Cruz M. F., Borille A. V.: Additive manufacturing of titanium alloy for aircraft components. *Procedia CIRP*, vol. 35, pp. 55-60, 2015.
- [29] WOLFTEN Tytan Alloy Grade 5, [Online]. Available: https://www.wolften.pl/files/downloads/TYTAN%20ALLOY%20GRADE%205.pdf?fbclid=IwAR276fimFipB0PORQvanvhFvDxKxXO60W4jYV_0MRKGWLn1ogDi8wSutMw. [Data uzyskania dostępu: 31 05 2019].

DESIGN AND COMPUTATIONAL ANALYSIS OF THE INTERVERTEBRAL DISC IMPLANT OF THE CERVICAL SPINE DESIGNED FOR PRODUCTION USING INCREMENTAL TECHNOLOGIES

Abstract: The article is devoted to the design of a personalized artificial implant of the intervertebral disc of the cervical spine. The work contains preliminary analysis related to the proper functioning of the disc during loading, selection of materials and methods of implant preparation using SLS and SLM additive technologies. Using the MES analysis, strength simulation of the implant was carried out under load conditions of the cervical segment resulting from the position of the body.