



Optymalizacja zarysu gwintu implantu dentystycznego

Optimization of the dental implant thread profile

ZBIGNIEW MACHYNIA *

DOI: 10.17814/mechanik.2015.4.155

Przedstawiono problem optymalizacji zarysu gwintu implantu dentystycznego. Zaprezentowano: przyjęte założenia upraszczające rozważane zagadnienie, sparametryzowany model geometryczny osiowoosymetryczny (2D) i powiązany z nim model obliczeniowy MES, umożliwiający obliczanie wartości funkcji celu dla ustalonych wartości zmiennych projektowych. Omówiono zakres ich zmienności, relacje między nimi i metodę optymalizacji numerycznej oraz przedyskutowano wyniki obliczeń optymalizacyjnych.

SŁOWA KLUCZOWE: MES, optymalizacja numeryczna, metody numeryczne

An attempt to optimize the thread profile of a dental implant is presented. It comprises reasonably simple assumptions, the parameterized geometrical axisymmetric model (2D) and the associated computational FEM model. It enables the calculation of the value of the objective function for specified values of the design variables. The variation of design variables and the relationship between them are presented and the results of numerical optimization are discussed.

KEYWORDS: FEM, numerical optimization, numerical methods

Zarysy gwintów połączeń gwintowych dla typowych zastosowań i klasycznych materiałów konstrukcyjnych o zbliżonych właściwościach mechanicznych nie wymagają optymalizacji. W tych przypadkach połączenia gwintowe o zarysie metrycznym zapewniają korzystny rozkład naprężeń w obu łączonych elementach. Inaczej jest natomiast w przypadku tytanowych implantów dentystycznych wkręcanych w kość. Ze względu na dysproporcje między właściwościami mechanicznymi (moduł Younga, wytrzymałość) stykających się materiałów (titan – kość) zastosowanie gwintu metrycznego prowadziłoby do bardzo niekorzystnego rozkładu naprężeń – zwłaszcza w kości gąbczastej, która mogłaby ulec uszkodzeniu pod stosunkowo niewielkim obciążeniem.

Aby zapewnić rozkład naprężeń minimalizujący możliwość uszkodzenia kości gąbczastej pod określonym obciążeniem implantu dentystycznego, konieczne było przeprowadzenie optymalizacji zarysu jego gwintu. Choć w licznych publikacjach można znaleźć analizy MES dotyczące rozkładu naprężeń w kości dla różnych kształtów gwintu implantów dentystycznych [1÷3], to jednak w niewielu przedstawiono optymalizację kształtu zarysu gwintu. Przykładem publikacji na ten temat jest [4], opublikowana jedynie w języku chińskim.

* Mgr inż. Zbigniew Machynia (ios@ios.krakow.pl) – Instytut Zaawansowanych Technologii Wytwarzania

Metoda rozwiązania

Przedmiotowe zagadnienie jest rozwiązywane metodą optymalizacji numerycznej z wykorzystaniem sparametryzowanego modelu obliczeniowego, który pozwala wyznaczyć wartość funkcji celu dla ustalonych wartości zmiennych projektowych.

Optymalizacja numeryczna wymaga wykonywania obliczeń funkcji celu dla wielu różnych zestawów parametrów. Przyjęcie modelu uwzględniającego zbyt wiele aspektów analizowanego zagadnienia (np. kształt kości otaczającej implant i jej anizotropię, obciążenia skośne implantu) praktycznie uniemożliwiłoby optymalizację, gdyż pojedyncza analiza trwałaby zbyt długo. Aby poszukiwanie optimum było efektywne, zastosowano jak najprostszy model obliczeniowy spełniający określone założenia. Analizy i optymalizacje pozwolą na zweryfikowanie przyjętych założeń i ich ewentualną korektę.

Przyjęte założenia

Głównym celem optymalizacji jest zminimalizowanie ryzyka uszkodzenia kości gąbczastej, dlatego konieczne było ustalenie kryterium oceny stanu naprężenia w kości. Przyjęto, że będzie nim **naprężenie zredukowane** obliczane na podstawie hipotezy wyężeniowej Hubera–Misesa–Hencky'ego (HMH), które zazwyczaj wykorzystuje się do oceny stanu naprężeń wokół implantów stomatologicznych [2, 3, 5].

Ze względu na fakt, że dominującymi obciążeniami wielkości zębów (a więc także implantów dentystycznych) są obciążenia osiowe, w niniejszej pracy przyjęto założenie, że **uwzględniane będą jedynie obciążenia osiowe implantu** – w takim przypadku poszczególne zwoje gwintu (z wyjątkiem skrajnych) są obciążone w podobny sposób. Takie założenie znacznie upraszcza zagadnienie i ułatwia jego rozwiązanie, ponieważ analizę można ograniczyć do pojedynczego zwoju gwintu implantu i otaczającej go warstwy kości.

W celu dalszego uproszczenia zadania założono **symetrię osiową**, co pozwoliło sprowadzić zagadnienie przestrzenne (3D) do zagadnienia płaskiego (2D). W konsekwencji przyjęcia tego założenia pominięto anizotropię kości i pochylenie zwoju gwintu.

W pracach dotyczących analiz stanów naprężeń w kości wokół implantów dentystycznych [1÷3] często nie uwzględnia się anizotropii kości i zakłada jej izotropię. Z kolei ze względu na stosunkowo niewielki kąt wzniosu gwintu pominięto pochylenia zwoju gwintu i przyjęcie jego modelu osiowo-

symetrycznego jest w statycznej analizie wytrzymałościowej połączenia gwintowego obciążonego osiowo dopuszczalną i powszechną praktyką.

Założenie osiowej symetrii zagadnienia oznacza ponadto, że uwzględniane w modelu warstwy kości gąbczastej i zbitiej, otaczające pojedynczy zwoj gwintu, mają postać pierścieni. Jest to daleko idące uproszczenie, o czym trzeba pamiętać podczas analizowania wyników optymalizacji.

Należy zauważyć, że implant po wkręceniu w kość zazwyczaj nie jest obciążany przez kilka miesięcy, do czasu tzw. osteointegracji implantu z kością. W związku z tym można przyjąć, że na powierzchni styku implantu i kości nie występują wzajemne przemieszczenia. To założenie pozwala na nieuwzględnianie w modelu obliczeniowym kontaktów nieliniowych, które wymagają iteracyjnego rozwiązywania i przez to wydłużają czas obliczeń.

W pracy założono jednorodność i liniową sprężystość materiałów – stopu tytanu, kości gąbczastej i zbitiej – w zakresie uwzględnianych obciążeń. Ponadto przyjęto, że odkształcenia i przemieszczenia implantu oraz kości są bardzo małe.

Dzięki opisanym założeniom zagadnienie staje się o wiele mniej złożone pod względem obliczeniowym i tym samym możliwa jest efektywna optymalizacja numeryczna.

Stosowane oprogramowanie

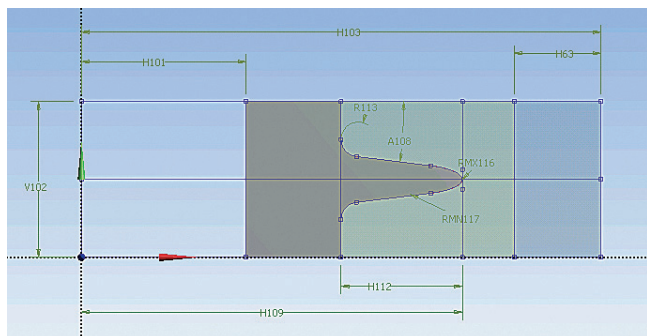
Do przeprowadzenia optymalizacji wykorzystano platformę obliczeniową ANSYS Workbench. Model geometryczny opracowano w ANSYS Design Modeler jako model płaski (2D). Na jego podstawie w środowisku ANSYS Mechanical opracowano model obliczeniowy osiowo-symetryczny (2D) pozwalający na obliczanie funkcji celu. Optymalizację przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania ANSYS DesignXplorer, służącego do badania i optymalizacji sparowanych modeli.

Model geometryczny

Zgodnie z założeniami opracowano model geometryczny 2D, obejmujący półprzekrój odpowiadający pojedynczemu zwojowi gwintu wraz z przypisanymi mu fragmentami korpusu implantu oraz kości gąbczastej i zbitiej (rys. 1). Przyjęto, że zarys gwintu ma postać przedstawioną na rys. 1, przy czym zaokrąglenie wierzchołka zarysu jest zaokrągleniem eliptycznym.

Aby zapobiec niekorzystnej koncentracji naprężeń w kości gąbczastej, wprowadzono odpowiednie warunki styczności linii tworzących zarys. W celu ograniczenia liczby niezależnych parametrów przyjęto założenie o symetrii zarysu gwintu względem osi poziomej.

Prowadzona optymalizacja zarysu gwintu odnosi się do przeciętnego zwoju gwintu znajdującego się pomiędzy innymi zwojami. Należy więc zapewnić określone warunki brzegowe, aby analizowany zwoj pracował tak, jak gdyby znajdował się pomiędzy innymi zwojami gwintu. Realizując ten postulat, geometrię przedstawioną na rys. 1 powielono z odpowiednim jej przesunięciem w osi Y. Zastosowane rozwiązanie jest z natury rzeczy przybliżone i sprawdza się w przypadkach



Rys. 1. Model geometryczny półprzekroju zwoju gwintu

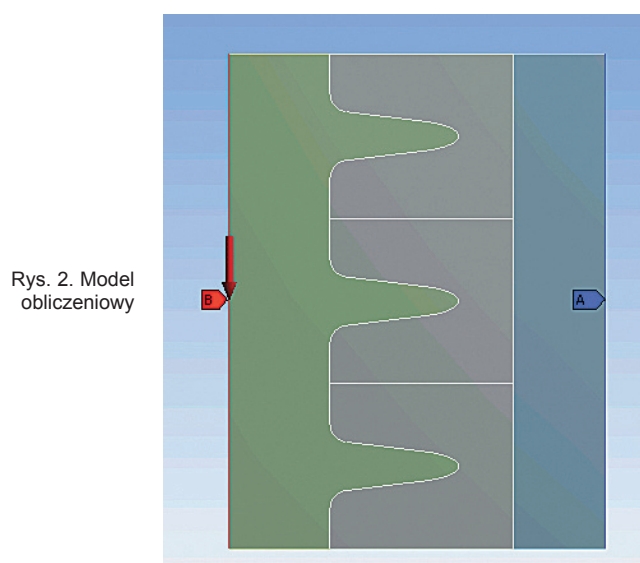
stosunkowo niewielkich szerokości warstwy kości gąbczastej względem skoku gwintu.

Ponadto opracowano drugi model geometryczny, w którym zaokrąglenie wierzchołka ma przekrój kołowy, a nie eliptyczny. W tym modelu zamiast dwóch parametrów określających półosie łuku elipsy (a , b) jest jeden – promień łuku kołowego (r).

Model obliczeniowy

Na podstawie modeli geometrycznych w programie ANSYS Mechanical opracowano modele obliczeniowe osiowo-symetryczne (2D), wykorzystujące analizę statyczną do obliczania wartości funkcji celu. Elementom modelu obliczeniowego (rys. 2) przypisano właściwości materiałowe – zgodnie z tabl. I.

W tym modelu utwierdzenie zadano na zewnętrznej powierzchni kości zbitiej, a obciążenie – na powierzchni otworu w korpusie implantu.



Rys. 2. Model obliczeniowy

TABLICA I. Dane materiałowe tytanu oraz kości żuchwy gąbczastej i zbitiej

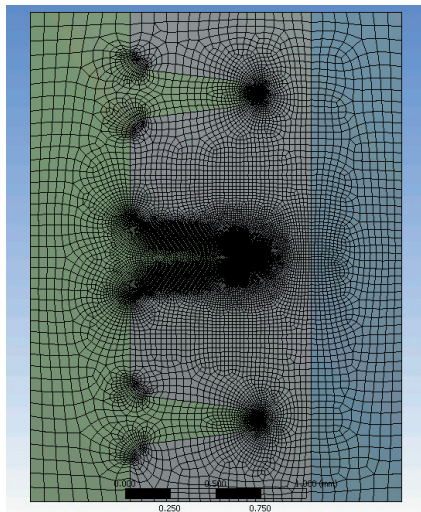
Materiał	Moduł Younga GPa	Współczynnik Poissona
Stop tytanu	10,6	0,34
Kość zbita [6]	1,5	0,30
Kość gąbczasta [6]	0,15	0,30

Maksymalnemu naprężeniu HMH w środkowym fragmencie kości gąbczastej przypisano status parametru wyjściowego analizy, co pozwoliło traktować go jako funkcję celu optymalizacji.

Podczas opracowywania modeli obliczeniowych wzięto pod uwagę fakt, że wyniki analiz wykorzystywane do poszukiwania optimum nie będą mogły być każdorazowo weryfikowane przez człowieka. Może się zatem zdarzyć, że w optymalizacji zostaną uwzględnione również wyniki, które zostałyby przez niego odrzucone. Innym ryzykiem jest obarczone stosowanie funkcji AMR (*Adaptive Mesh Refinement*) służącej do adaptacyjnego, iteracyjnego udoskonalania siatki modelu. W tym przypadku istnieje możliwość, że w określonych punktach przestrzeni zmiennych projektowych nie zostanie osiągnięta założona zbieżność procesu iteracyjnego realizowanego z wykorzystaniem AMR. W konsekwencji mogłoby to spowodować zmianę kierunku poszukiwania ekstremum.

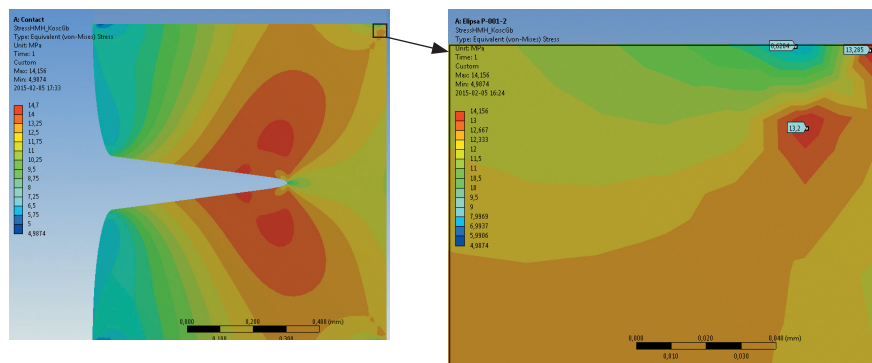
Globalne i lokalne parametry generowania siatki elementów skończonych dobrano tak, by była ona wystarczająco gęsta – zwłaszcza w segmencie środkowym kości gąbczastej, w obszarach spodziewanej koncentracji naprężeń.

Do sterowania wielkością elementów generowanej siatki wykorzystano m.in. krzywiznę linii tworzących zarys gwintu. Dążono przy tym do uzyskania siatki tak gęstej, żeby jej dalsze zagęszczanie nie wpływało w istotny sposób na wartość funkcji celu. Takie podejście było niejako konsekwencją rezygnacji z użycia funkcji AMR. Przykładową siatkę modelu obliczeniowego pokazano na rys. 3.



Rys. 3. Przykładowa siatka modelu obliczeniowego

Początkowo na styku wszystkich elementów modelu wprowadzono kontakt typu *bonded*, zapewniający ich wzajemne połączenie. Analiza wyników otrzymanych dla tych modeli wykazała jednak występowanie lokalnych spiężeń naprężeń (rys. 4), które nie mają podstaw fizycznych, lecz są wynikiem zastosowania danej metody połączenia elementów i mogą mieć wpływ na obliczaną wartość funkcji celu.



Rys. 4. Lokalne spiężenia naprężeń

Aby uniknąć konieczności definiowania kontaktu dla stykających się elementów, utworzono z nich jedną część, co jest dopuszczalne ze względu na przyjęte założenie o osteointegracji implantu i kości. Choć ten sposób połączenia elementów zwiększa czas generowania siatki, to jednak pozwala uniknąć problemów z uzyskaniem zbieżności rozwiązania.

Optymalizacja

Przestrzeń projektową ustalono poprzez określenie zakresów zmienności zmiennych decyzyjnych, będących wymiarami modelu geometrycznego (tabl. II).

Zakresy te ustalono w taki sposób, aby z jednej strony uniknąć

TABLICA II. Zakres zmienności zmiennych decyzyjnych

Zmienna decyzyjna	Dolna granica	Górna granica
Skok gwintu P , mm	0,5	1,2
Głębokość gwintu H , mm	0,4	0,8
Kąt półowkowy zarysu $\alpha/2$, °	5,0	10,0
Pozioma półoś elipsy a , mm	0,02	1,0
Pionowa półoś elipsy b , mm	0,005	0,1
Promień łuku kołowego r , mm	0,001	0,05

eksploracji tych rejonów przestrzeni, które nie dają szansy na znalezienie optimum, a z drugiej – nie ograniczać nadmiernie obszaru poszukiwań. W tym celu wykorzystano wyniki wstępnych obliczeń optymalizacyjnych. Ponadto wprowadzono relacje między zmiennymi projektowymi, aby z analizy wyłączyć rejony, dla których nie jest możliwe utworzenie modelu o prawidłowej geometrii (zgodnej z założeniami).

Rolę parametru optymalizacji pełniła odległość wierzchołka implantu od warstwy kości zbitej, traktowana jako szerokość warstwy kości gąbczastej (w). Pozostałe wymiary modelu przyjęto jako wartości stałe:

- zewnętrzny promień korpusu implantu = 2,2 mm,
- promień otworu w korpusie = 0,95 mm,
- promień zaokrąglenia dna zarysu gwintu = 0,05 mm.

Nie ustalano warunków ograniczających bazujących na wynikach analiz (np. określających maksymalne dopuszczalne naprężenia HMH w implancie), aby nie zaburzać kierunku poszukiwania optimum związanego z minimalizacją naprężeń HMH w kości gąbczastej. Do optymalizacji zastosowano iteracyjną metodę *Adaptive Multiple-Objective* (AMO), wykorzystującą powierzchnię odpowiedzi tworzoną metodą kirgingu, i algorytm MOGA (*Multi-Objective Genetic Algorithm*).

Wyniki obliczeń

Mimo daleko idących uproszczeń badanego zagadnienia pojedynczy proces optymalizacji dla pięciu zmiennych decyzyjnych oraz 200 punktów początkowych optymalizacji na ogół wymagał przeprowadzenia ponad 10-godzinnych obliczeń. W tym czasie wykonywanych było ponad 600 analiz modelu obliczeniowego, niezbędnych do uzyskania zbieżności rozwiązania przy jej stabilności ustalonej na poziomie 3%.

W tabl. III przedstawiono wyniki przeprowadzonych optymalizacji. Dotyczą one dwóch różnych szerokości pierścieni kości gąbczastej oraz dwóch typów zaokrąglenia: eliptycznego i kołowego.

Obliczone wartości naprężeń HMH mogą służyć jedynie do porównywania między sobą (ich wartość bezwzględna nie ma istotnego znaczenia).

TABLICA III. Wyniki optymalizacji zarysu gwintów

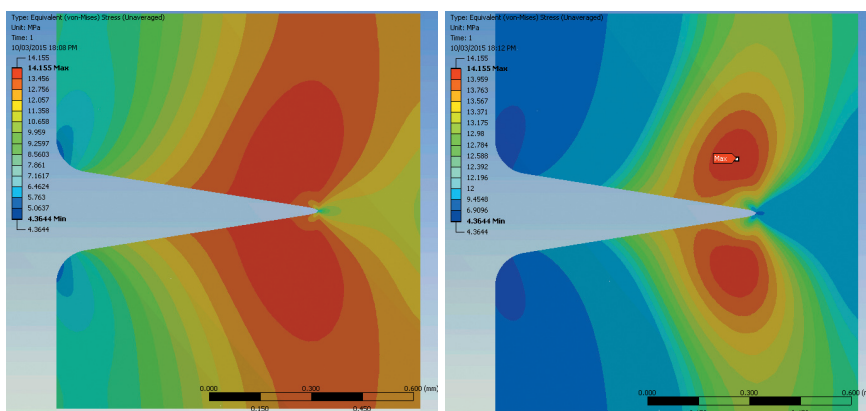
Szerokość kości gąbczastej w , mm	Typ zaokrąglenia	Pozioma półoś elipsy a , mm	Pionowa półoś elipsy b , mm	Promień krzywizny wierzchołka r , mm	Kąt półowkowy zarysu $\alpha/2$, °	Skok gwintu P , mm	Głębokość gwintu H , mm	Maksymalne naprężenie HMH σ , MPa
0,3	eliptyczne	0,270	0,025	0,002	9,0	1,16	0,77	14,16
	koliste	–	–	0,002	9,8	0,93	0,64	14,31
2,3	eliptyczne	0,060	0,310	0,001	6,5	0,82	0,48	15,35
	koliste	–	–	0,002	10,2	1,10	0,78	15,78

Prezentowane wyniki wskazują, że optymalny kształt zarysu gwintu implantu – przy założeniu, że implant jest obciążony jedynie osiowo – ma ostre wierzchołki (obliczony promień krzywizny r ma wartość rzędu $1 \mu\text{m}$). Po pierwsze, taki gwint praktycznie nie jest możliwy do wykonania, a po drugie – miałby bardzo negatywny wpływ na naprężenia w kości gąbczastej w przypadku wystąpienia składowej poprzecznej obciążenia implantu. Należy więc wnioskować, że celowe byłoby ustalenie minimalnego promienia krzywizny wierzchołka – np. na podstawie omówionych przesłanek.

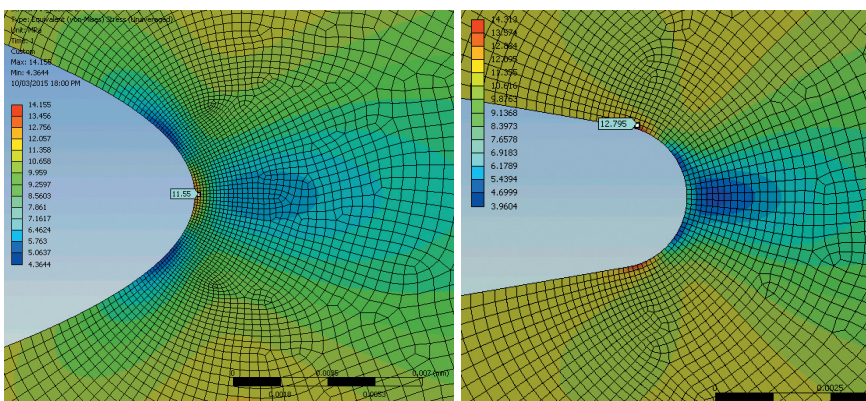
Ponadto na podstawie analizy wyników można stwierdzić, że zaokrąglenie eliptyczne pozwala uzyskać mniejsze naprężenia maksymalne HMM w kości gąbczastej niż zaokrąglenie koliste, przy czym różnica w wartości tych naprężeń jest niewielka. Na rys. 5 przedstawiono rozkład naprężeń HMM w zoptymalizowanym modelu z zaokrągleniem eliptycznym, otrzymanym przy założonej szerokości pierścienia kości gąbczastej $0,3 \text{ mm}$, dla dwu różnych ustawień legendy mapy warstwicznej – w celu dokładniejszego uwidocznienia obszaru największych naprężeń HMM. Na rys. 6 pokazano natomiast różnicę w rozkładzie naprężeń HMM wokół wierzchołków różnego typu.

Aby sprawdzić, jak wartość promienia krzywizny wierzchołka wpływa na optymalny zarys gwintu implantu, wykonano optymalizację dla kilku ustalonych wartości tego promienia. Wyniki obliczeń przedstawiono w tabl. IV. Świadczą one o tym, że wraz ze wzrostem promienia wierzchołka zarysu gwintu zwiększają się wartości maksymalnych naprężeń HMM w kości gąbczastej (rys. 7). W niektórych przypadkach obliczone maksymalne naprężenia HMM dla wierzchołków kolistych są mniejsze niż dla eliptycznych o tej samej krzywiznie, co wynika z niedoskonałości optymalizacji.

Prezentowane dane mogą świadczyć o istotnym wpływie szerokości pierścienia kości gąbczastej otaczającej implant oraz promienia zaokrąglenia wierzchołka zarysu gwintu na optymalny kształt zarysu, jednak są zbyt skąpe (i być może zbyt przypadkowe), aby mogły posłużyć do dokonania uogólnień. Przepuszczalnie zaobserwowana przypadkowość uzyskanych wyników optymalizacji jest efektem złożoności powierzchni opisującej funkcję celu, a ponadto – doboru metody optymalizacji lub jej parametrów.



Rys. 5. Naprężenia HMM w kości gąbczastej dla modelu z zaokrągleniem eliptycznym

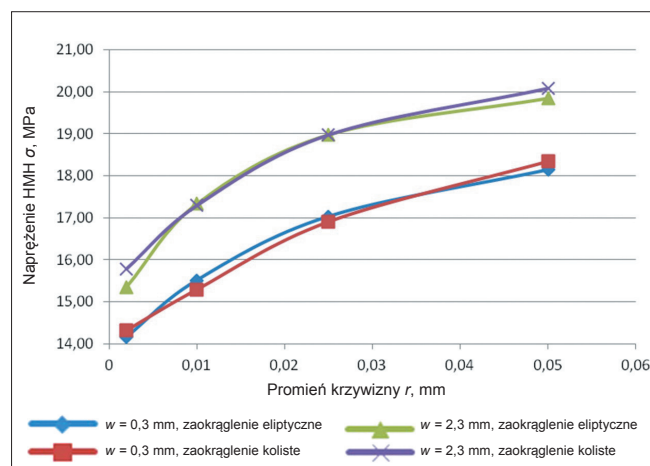


Rys. 6. Naprężenia HMM w kości gąbczastej wokół wierzchołka eliptycznego i kolistego

TABLICA IV. Wyniki optymalizacji dla zadanych wartości promienia wierzchołka zarysu

Szerokość kości gąbczastej w mm	Promień krzywizny wierzchołka r mm	Typ zaokrąglenia	Pozioma półoś elipsy a mm	Kąt połowkowy zarysu $\alpha/2$ °	Skok gwintu P mm	Głębokość gwintu H mm	Maksymalne naprężenie HMM σ MPa
0,3	0,010	eliptyczne	0,05	7,6	1,11	0,77	15,51
		koliste	–	10,1	1,12	0,80	15,28
	0,025	eliptyczne	0,03	7,2	1,10	0,76	17,03
		koliste	–	7,9	1,09	0,78	16,90
	0,050	eliptyczne	0,03	6,0	0,91	0,73	18,14
		koliste	–	4,78	0,78	0,75	18,34
2,3	0,010	eliptyczne	0,03	7,6	1,11	0,77	17,33
		koliste	–	9,5	1,08	0,76	17,29
	0,025	eliptyczne	0,04	6,1	1,13	0,74	18,98
		koliste	–	7,0	0,97	0,77	18,98
	0,050	eliptyczne	0,02	5,0	0,66	0,62	19,85
		koliste	–	4,4	0,99	0,79	20,09





Rys. 7. Wpływ promienia wierzchołka na wartość naprężeń HMM w kości gąbczastej – dla różnych szerokości kości gąbczastej i różnych typów zaokrąglenia wierzchołka zarysu

Podsumowanie

Zaprezentowane podejście do optymalizacji kształtu zarysu gwintu implantu stomatologicznego pozwoliło na jej efektywne przeprowadzenie. Okazało się, że gdy w optymalizacji uwzględnia się jedynie obciążenia osiowe implantu, wtedy dla określonych danych uzyskuje się optymalny zarys gwintu z ostrym wierzchołkiem (o promieniu krzywizny rzędu $1 \mu\text{m}$) – mający negatywny wpływ na naprężenia w kości gąbczastej w razie wystąpienia składowej poprzecznej obciążenia implantu, a ponadto praktycznie niemożliwy do wykonania. W związku z tym minimalna wartość promienia krzywizny wierzchołka powinna zostać ustalona na podstawie innych kryteriów niż zastosowane w optymalizacji.

Analizując wyniki optymalizacji, należy mieć na względzie przyjęte uproszczenia modelu obliczeniowego. Zoptymalizowane zarysy gwintu implantu powinny zostać zweryfikowane z wykorzystaniem modeli 3D oraz badań doświadczalnych.

Praca została wykonana w ramach projektu ImpDys realizowanego w ramach Programu Badań Stosowanych – umowa nr PBS2/A6/18/2014 dofinansowywana przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju.

LITERATURA

1. Barão V.A., Delben J.A., Lima J., Cabral T., Assunção W.G. „Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible – A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis”. *Journal of Biomechanics*. Vol. 46, Issue 7 (2013): pp. 1312-1320.
2. Eraslan O., Inan O. „The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis”. *Clinical Oral Investigations*. Vol. 14, Issue 4 (2010): p. 411.
3. Lee C.C., Lin S.C., Kang M.J., Wu S.W., Fu P.Y. „Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone”. *Journal of Dental Sciences*. Vol. 5, Issue 3 (2010): pp. 156-165.
4. Kong L., Liu B.L., Hu K.J., Li D.H., Song Y.L., Ma P., Yang J. „Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant” *West China Journal of Stomatology*. Vol. 24, No. 6 (2006).
5. Park Y.S., Kwon H.B. „Three-dimensional finite element analysis of implant-supported crown in fibula bone model”. *Journal of Advanced Prosthodontics*. Vol. 5, Issue 3 (2013): pp. 326-332.
6. Lakatos E., Magyar L., Bojtár I. „Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone”. *Journal of Medical Engineering*. Vol. 2014 (2014). Article ID: 470539.