

**Piotr LACKI, Józef JASIŃSKI, Leopold JEZIORSKI**

**Małgorzata LUBAS, Michał SZOTA**

Politechnika Częstochowska

**Marcin DYNER**

Fabryka Narzędzi Medycznych CHIRMED® w Rudnikach k. Częstochowy

## **NUMERYCZNA SYMULACJA STANU NAPRĘŻEŃ I ODKSZTAŁCEŃ W PINCETACH DO ZASTOSOWAŃ MEDYCZNYCH**

### **Słowa kluczowe**

Metoda elementów skończonych (MES), pincety, optymalizacja, narzędzia medyczne.

### **Streszczenie**

Proces projektowania pincety wymaga optymalizacji wielu parametrów, należy rozważyć wiele funkcji, jakie powinna spełniać, a także uwzględnić ograniczenia projektowe. Należy również uwzględnić hierarchię ich ważności. W niniejszej pracy zaprezentowano część metodyki rozwiązania tego typu problemów.

Zaprezentowane w pracy procedury analizy pincet pozwalają na dokładne określenie wymiarów geometrycznych zgodnie z wymaganiami funkcjonalnymi, jakie musi spełnić pinceta. Prezentowana analiza numeryczna opisuje nieznaczny obszar zastosowań pincet, jednak zastosowany algorytm postępowania można dostosować do każdego typu pincet.

Przeprowadzone obliczenia pozwalają na określenie parametrów geometrycznych w stosunku do oczekiwanej sztywności sprężyny. Wykresy opracowane na podstawie obliczeń są pomocne na etapie projektowania pincety. Obliczenia numeryczne zwróciły uwagę na istotny problem zmiany powierzchni

kontaktu w funkcji obciążenia. Zaobserwowane zjawisko może źle wpływać na funkcjonowanie pincety w przypadku braku uwzględnienia go na etapie projektowania narzędzia.

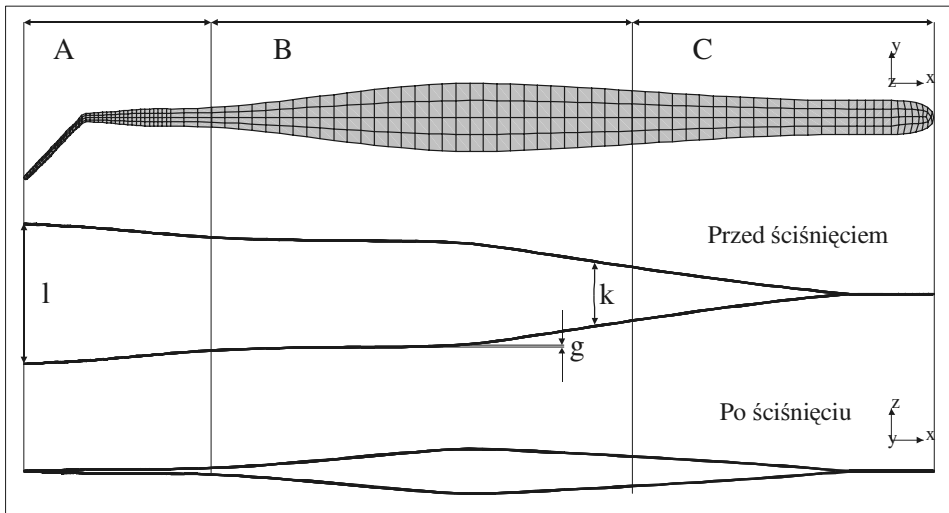
## Wprowadzenie

Pincety są jednym z najpopularniejszych narzędzi medycznych. Wykorzystuje się je w wielu dziedzinach medycyny takich jak stomatologia, laryngologia, chirurgia, farmakologia, genetyka. Oprócz medycyny pincety stosowane są w takich dziedzinach jak elektronika, protetyka, filatelistyka, montaż drobnych elementów, badania laboratoryjne i wiele innych. W zależności od przeznaczenia pincety mają różne kształty i wymiary. Najbardziej typowym przykładem są standardowe pincety anatomiczne, które mają płaskie szczęki chwytne i typowy kształt ramion. Pincety te w zależności od przeznaczenia występują z różnymi szerokościami końcówki roboczej wahającej się od 1 mm do 5 mm. Całkowita długość pincety może oscylować od 67 mm do 490 mm [6]. W mikrochirurgii i genetyce używa się pincet o proporcjonalnie dużej szerokości ramion w stosunku do ostro zakończonych szczęk chwytnej. Niektóre pincety, np. laryngologiczne, mają zakrzywione ramiona robocze ułatwiające obserwację pola operacji. Liczną grupę pincet stanowią pincety specjalistyczne spełniające określone zadania. Ich kształt ramion i szczęk chwytnych jest zależny od przeznaczenia pincety. Szczęki robocze niektórych pincet mogą mieć specjalistyczne końcówki zaprojektowane do realizacji określonych funkcji medycznych [1, 2, 3]. Pincety mogą być wykonywane w zależności od przeznaczenia ze stali odpornej na korozję, niemagnetycznej, tytanu. Zdarza się, że pokrywane są one azotkiem tytanu. Części robocze pincety mogą być pokryte diamentem lub wykonane z węglików spiekanych.

Do prawidłowego zaprojektowania pincety niezbędne jest określenie wymagań, które są im stawiane, a następnie określenie parametrów charakteryzujących jej właściwości eksploatacyjne. Na podstawie analizy funkcjonalnej wytypowano 3 obszary A, B, C (rys. 1) charakteryzujące typowe właściwości pincety. Obszary określają zespół cech i parametrów odpowiedzialnych za kluczowe funkcje pincety.

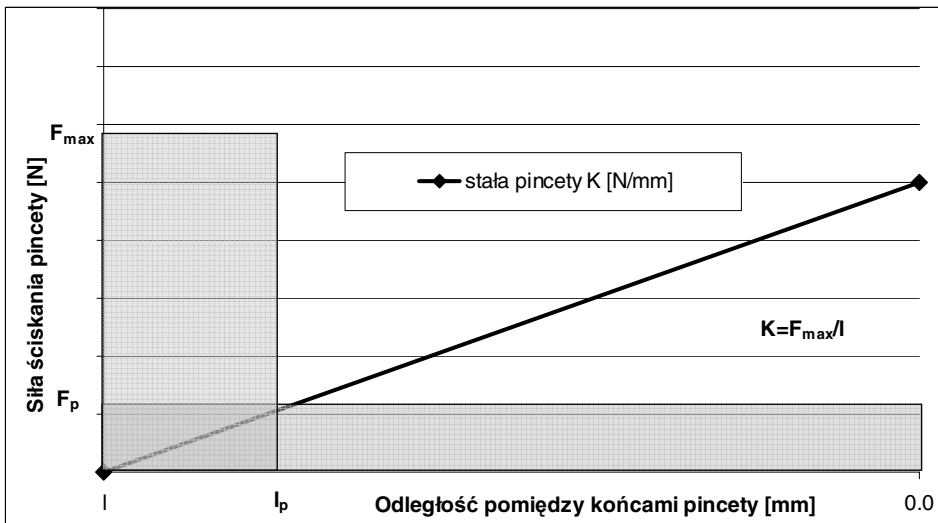
**Obszar A** obejmuje szczęki robocze pincety i jest odpowiedzialny za funkcję, do której pinceta jest przeznaczona. Podstawowym kryterium projektowania tego obszaru jest rodzaj wykonywanych zadań. W zależności od zastosowania istnieje wiele rodzajów szczęk roboczych. Podstawowymi parametrami charakteryzującymi ten obszar są wymiary geometryczne końcówek, odległość pomiędzy szczękami oraz właściwości materiałowe.

**Obszar B** obejmuje zakres od środkowej części ramion pincety do szczęk roboczych. Najczęściej obszar ten służy do regulacji siły chwytu pincety. Obszar ten powinien mieć dobre własności ergonomiczne. Tę część pincety charakteryzują wymiary geometryczne i właściwości materiałowe.



Rys. 1. Obszary charakteryzujące właściwości pincety

**Obszar C** jest odpowiedzialny za sztywność pincety  $K = F_{\max}/l$ . Wymiary geometryczne oraz właściwości materiałowe tego obszaru decydują o sile  $F_{\max}$  potrzebnej do zaciśnięcia szczęk roboczych. Sztywność jest jednym z ważniejszych parametrów charakteryzujących właściwości pincety. Sztywności określa się na podstawie funkcji, jaką spełnia pinceta, uwzględnia się również indywidualne wymagania lekarzy. Na rys. 2 zaprezentowano graficzną definicję stałej sprężyny. Zakres odległości  $l$  do  $l_p$  odpowiada sytuacji, kiedy pinceta jest trzy



Rys. 2. Definicja sztywności pincety

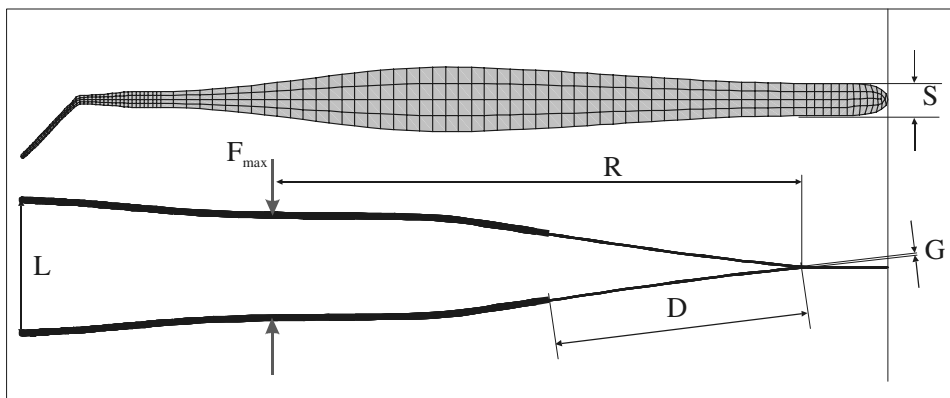
mana. Odpowiadający temu przypadkowi zakres siły uwzględnia ciężar pincety oraz sposób trzymania pincety. Powyżej wartości  $l_p$  mamy do czynienia z przypadkiem ściskania pincety. W zakresie tym siła rośnie liniowo aż do zeknięcia się końców pincety i zależy od konstrukcji sprężyny pincety. Po zeknięciu się końców pincety siła wzrasta w zależności od konstrukcji szczęk roboczych.

### 1. Określenie wpływu charakterystycznych wymiarów pincety na jej sztywność

Analizie poddano jedną z typowych pincet chirurgicznych. Celem analizy było określenie wpływu charakterystycznych wymiarów pincety na jej sztywność. Do analizy wybrano następujące parametry:

- ramię siły. Parametr określający odległość od punktu przyłożenia siły do końca sprężyny pincety. Wielkości przyjęte do analizy  $R = 50 - 136$  mm,
- grubość sprężyny pincety. Wielkości przyjęte do analizy  $G = 0,4 - 1$  mm,
- szerokość sprężyny pincety. Wielkości przyjęte do analizy  $S = 5 - 10$  mm,
- długość sprężyny pincety. Wielkości przyjęte do analizy  $D = 40$  mm,
- odległość początkowa pomiędzy szczękami pincety. Wielkość przyjęta do analizy  $L = 18$  mm.

Na Rys. 3 zestawiono graficznie analizowane wielkości. W celu porównania oraz jako punkt odniesienia wyników przyjęto następujące wymiary pincety:  $R = 100$  mm,  $G = 0,6$  mm,  $S = 7,5$  mm. Są to typowe wymiary dla większości pincet stosowanych w medycynie. Typ pincety (chirurgiczna, stomatologiczna, itp.) nie ma tutaj większego znaczenia ze względu na to, że przeznaczenie pincety warunkują na ogół jej szczęki robocze.



Rys. 3. Parametry przyjęte do analizy

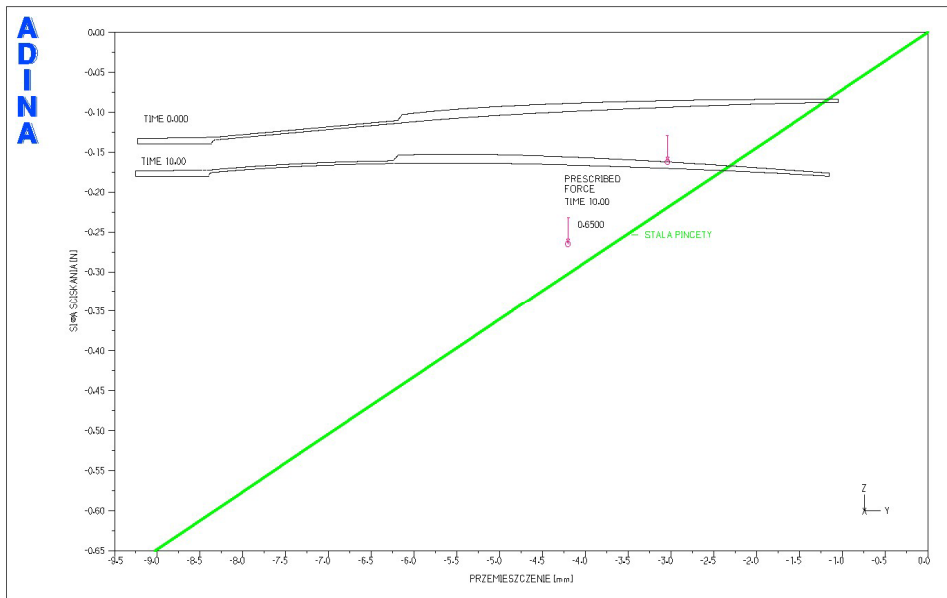
Realizację założonych celów osiągnięto poprzez modelowanie numeryczne z użyciem Metody Elementów Skończonych (MES). Na potrzeby tej analizy zastosowano dwuwymiarowy model (2D) dla przypadku płaskiego stanu naprężenia [4, 5]. Obliczenia prowadzono dla zakresu sprężystego, dla którego przyjęto moduł Younga  $E = 220$  GPa. Wartość tego parametru jest typowa dla większości stali nierdzewnych używanych przy produkcji pincet.

W tab. 1 zestawiono obliczoną siłę ściskania potrzebną do zetknięcia końców szczęk roboczych oraz obliczonej sztywności sprężyny pincety dla wytypowanych przypadków geometrii pincety. W tab. 1 wyróżniono drugi przypadek (Lp. 2), względem którego różnicowano pozostałe wymiary geometryczne. W tabeli dla odpowiednich kolumn wyróżniono również zakres analizowanych zmiennych. Łącznie do celów analizy wytypowano 14 przypadków zróżnicowanej geometrii pincety.

Tabela 1. Wyniki obliczeń numerycznych stałej sprężyny pincety dla różnych przypadków jej geometrii

Lp.	Siła N	Stała sprężyny N/mm	Ramię siły mm	Grubość pincety mm	Szerokość pincety mm
1	0.450	0.0500	136	0.6	7.5
2	0.650	0.0722	100	0.6	7.5
3	0.860	0.0956	80	0.6	7.5
4	1.290	0.1433	60	0.6	7.5
5	1.700	0.1889	50	0.6	7.5
6	0.433	0.0481	100	0.6	5
7	0.476	0.0529	100	0.6	5.5
8	0.562	0.0625	100	0.6	6.5
9	0.735	0.0817	100	0.6	8.5
10	0.866	0.0962	100	0.6	10
11	0.195	0.0217	100	0.4	7.5
12	0.379	0.0421	100	0.5	7.5
13	1.508	0.1675	100	0.8	7.5
14	2.858	0.3176	100	1	7.5

Na rys. 4 zaprezentowano model numeryczny, który posłużył do zestawienia wyników w tab. 1. Rysunek pokazuje wykres siły ściskania pincety w funkcji odległości końcówek szczęk roboczych oraz pincetę w dwóch położeniach: 1) dla czasu  $t = 0$  s; 2) dla czasu  $t = 10$  s. Z rysunku wynika, że zależność między siłą ściskania a odległością między końcami szczęk roboczych jest liniowa, a do zamknięcia pincety potrzebna jest siła  $F_{\max} = 0,65$  N.



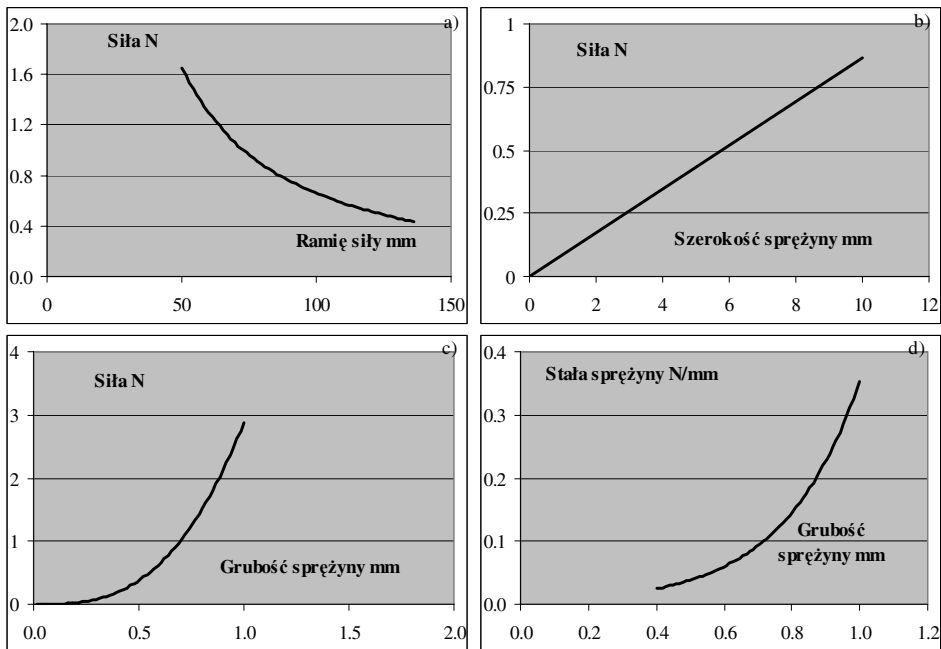
Rys. 4. Wykres siły ściskania pincety w funkcji odległości końcówek szczęk roboczych

Wyniki analizy numerycznej zestawionej w tab. 1 przedstawiono na wykresach Rys. 5a, b, c, d. Wykresy przedstawiają obliczone zależności dla:

- siły ściskania  $N$  w funkcji ramienia siły  $mm$ ,
- siły ściskania  $N$  w funkcji szerokości sprężyny  $mm$ ,
- siły ściskania  $N$  w funkcji grubości sprężyny  $mm$ ,
- szttywności sprężyny  $N/mm$  w funkcji grubości sprężyny  $mm$ .

Siła ściskania maleje w sposób nieliniowy w funkcji ramienia siły. Zależność pokazuje w sposób ilościowy siłę potrzebną do ściśnięcia pincety w zależności od miejsca, w którym przyłożono siłę. Szerokość sprężyny jest kolejnym istotnym parametrem służącym do projektowania pincety. Z rys. 5b wynika, że wraz ze zwiększaniem szerokości sprężyny narasta w sposób liniowy siła potrzebna do ściśnięcia pincety. Kolejnym analizowanym parametrem jest grubość sprężyny. W praktyce dla osiągnięcia żądanej sztywności pincety zmienia się jej grubość. Przez odpowiedni dobór grubości sprężyny możemy precyzyjnie określić jej sztywność przy zachowaniu stałych wartości pozostałych parametrów geometrycznych. Siła ściskania narasta nieliniowo w miarę wzrostu jej grubości z tego względu regulacja siły ściskania poprzez zmianę grubości powinna być precyzyjna. Każdą z przytoczonych zależności siła–parametr geometrii można odnieść do relacji stała sprężyny–parametr geometrii. W bardziej ogólnych rozważaniach wygodniej jest posługiwać się uniwersalnym pojęciem sztywności sprężyny, ale dla praktycznego zastosowania bardziej użyteczna jest siła.

Opracowane wykresy dają jakościową i ilościową wiedzę o parametrach użytkowych pincet i mogą być pomocne przy projektowaniu nowych typów pincet oraz modernizacji istniejących modeli. Zaprezentowane wykresy obejmują jedynie ogólną część zagadnień projektowych związanych z opracowaniem nowych typów pincet. Przy analizie konkretnego typu pincety należy uwzględnić szczególne jej przeznaczenie.



Rys. 5. Obliczone zależności, a) siła ściskania N w funkcji ramienia siły mm, b) siła ściskania N w funkcji szerokości sprężyny mm, c) siła ściskania N w funkcji grubości sprężyny mm, d) sztywność sprężyny N/mm w funkcji grubości sprężyny mm

Przedstawiona analiza numeryczna za pomocą MES obejmuje problemy dotyczące większości pincet mających zastosowanie w medycynie, a zaprezentowany dwuwymiarowy model numeryczny właściwie charakteryzuje rozważane zagadnienia. W celu uwzględnienia szczególnych właściwości pincety należy rozważyć konkretny przypadek i zbudować dla niego trójwymiarowy model numeryczny. Zaletą takiego podejścia jest większa dokładność uzyskanych wyników. Staje się to opłacalne dla pincet, od których wymaga się dużej precyzji.

## 2. Analiza numeryczna pincety stomatologicznej

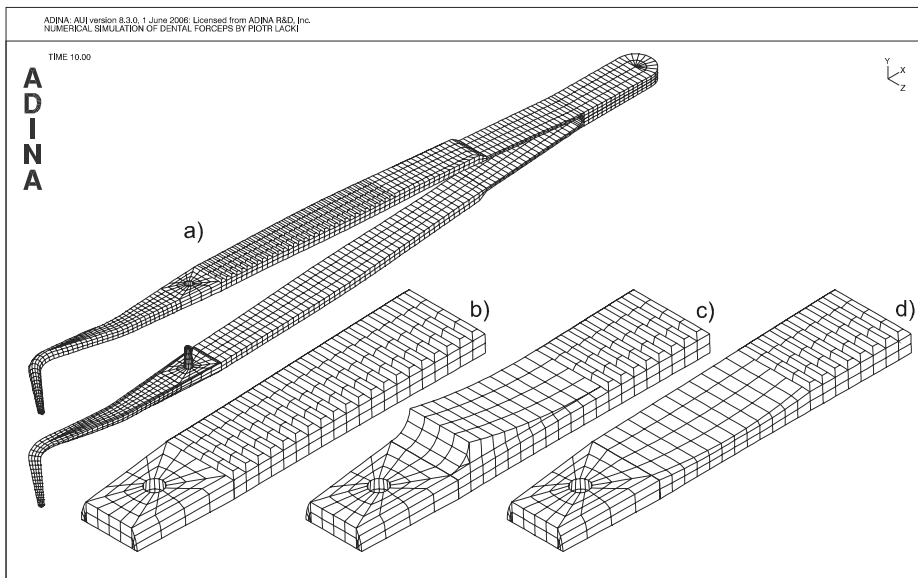
Do szczegółowej analizy numerycznej wybrano pincetę stomatologiczną, dla której zbudowano trójwymiarowy (3D) model geometryczny. Rozważono

trzy warianty proponowanej geometrii pincety. Na rys. 6 pokazano analizowane warianty geometrii pincety. Widok pokazany na rys. 6a przedstawia geometrię podstawową pincety stomatologicznej, która została zmodyfikowana. Rys. 6c, d przedstawia widoki zmodyfikowanych części pincety. Zaproponowane zmiany dotyczyły zmiany grubości w tej części pincety, w której zostaje przyłożona siła. Zmiana grubości miała na celu uzyskanie bardziej ergonomicznego kształtu oraz kształtowanie siły ściskania pincety. Geometria modyfikowana była dla jednego ramienia pincety.

Poprzez analizę numeryczną starano się uzyskać informację o stanie naprężenia w elementach pincety. Dodatkowo w modelu numerycznym zastosowano elementy kontaktowe na zakończeniu szczęk roboczych. Wprowadzenie kontaktu pozwoliło na dokładniejszą analizę zachowania się końcówek szczęk roboczych pincety. Wyniki analizy numerycznej pincety posłużą do właściwego zaprojektowania geometrii pincety, określenia siły ściskania i procesu obróbki cieplnej. Do obliczeń zastosowano stal 1.4024 (oznaczenie wg EN) o właściwościach przedstawionych w tab. 2.

Tabela 2. Właściwości stali 1.4024 (EN)

Skład chemiczny				Właściwości mechaniczne w temperaturze otoczenia				
C%	Si%	Mn%	Cr%	R <sub>0,2</sub> [MPa]	R <sub>r</sub> [MPa]	E [MPa]	ν	Twardość
0,12–0,17	≤1,0	≤1,0	12,0–14,0	250	600	2,2·10 <sup>5</sup>	0,29	225 HV

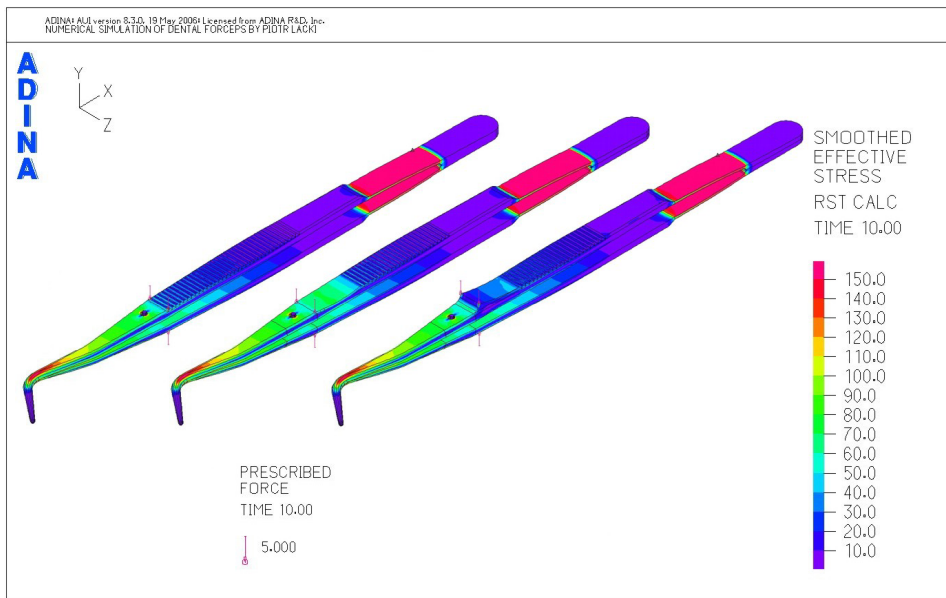


Rys. 6. Analizowane przypadki geometrii pincety, a) geometria podstawowa – widok całej pincety, b) geometria podstawowa widok części modyfikowanej, c) pogrubienie w modyfikowanej części, d) pocienienie w modyfikowanej części



Model numeryczny zakładał sprężyste właściwości analizowanego materiału pincety. Siatka MES zbudowana była z 27-węzłowych elementów sześciennych 3D. W sumie do zamodelowania pojedynczej pincety użyto średnio 42 000 węzłów. Przyjęta ilość elementów i węzłów zapewniała prawidłowe odwzorowanie geometrii oraz optymalne wyniki obliczeń.

Na rys. 7 zaprezentowano rozkład naprężeń zredukowanych dla analizowanych przypadków geometrii, wraz z pokazaniem sposobu ich obciążenia. Do ramienia pincety przyłożono siłę  $F = 10\text{ N}$ . Siła  $F$  była rozłożona na dwa węzły siatki MES. Z rozkładu naprężeń wynika, że dla podstawowych elementów pincety, tzn. szczęk roboczych i sprężyny, rozkład naprężeń się nie zmienia. Obserwowane zmiany naprężeń zredukowanych dotyczą jedynie modyfikowanych elementów pincety. W przypadku modyfikacji pincety pokazanej na rys. 6d w obszarze działania siły ściskającej obserwowano wzrost naprężeń zredukowanych w stosunku do geometrii podstawowej. Wzrost naprężeń w tym miejscu był związany ze zmniejszeniem się grubości pincety w tym miejscu. W przypadku pincety pokazanej na rys. 6c nie zarejestrowano istotnych zmian stanu naprężeń. Grubość pincety w tym przypadku była większa w porównaniu z pincetą podstawową. W żadnym z rozważanych przypadków nie zaobserwowano przekroczenia naprężeń zredukowanych ponad granicę wytrzymałości zdefiniowaną dla przyjętego materiału.



Rys. 7. Rozkład naprężeń zredukowanych dla analizowanych przypadków  $\sigma_{zred}$ , MPa

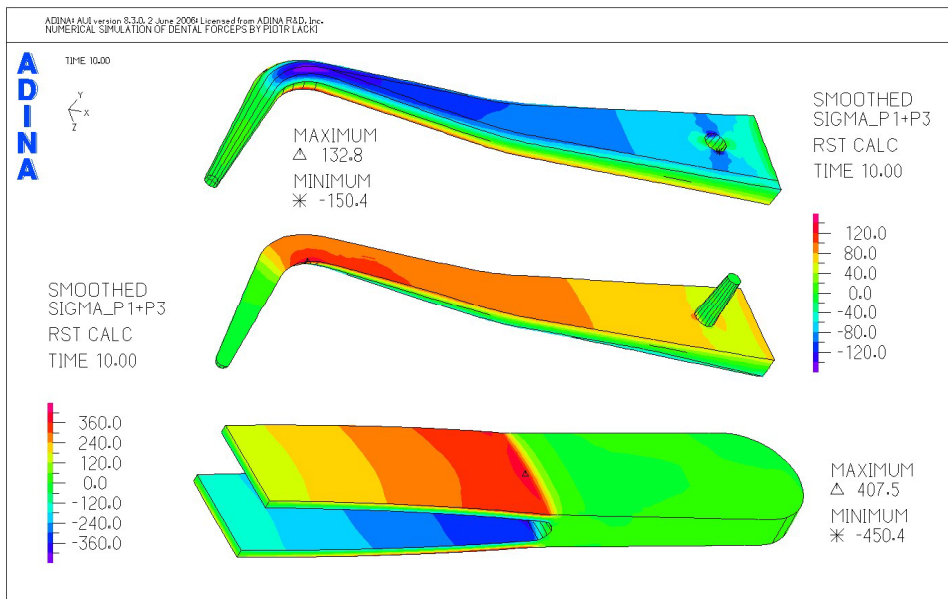
Maksymalne naprężenia w obszarze szczęk roboczych pincety stanowią około 25% granicznej wytrzymałości na rozciąganie dla przyjętego materiału i nie są niebezpieczne. Po obciążeniu siłą  $F$  na samym końcu pincety nie ma dużych naprężeń, mimo że w tym obszarze dochodzi do bezpośredniego kontaktu między szczękami roboczymi. Jest to związane z niewielką zmianą geometrii szczęk roboczych. Zjawisko to będzie szczegółowo omawiane w dalszej części pracy. Naprężenia w obszarze szczęk roboczych koncentrują się na ich zgięciu i tam osiągają lokalne maksimum. Charakter naprężeń zredukowanych jest podobny dla wszystkich rozpatrywanych wariantów geometrii.

W końcowej części szczęk roboczych na przeciwległych ramionach pincety znajdują się odpowiednio otwór i kołek. Elementy te stanowią zabezpieczenie pincety przed niedokładnym prowadzeniem. Ze względu na rozkład naprężeń elementy te stanowią rodzaj karbu i wprowadzają koncentrację naprężeń. Na powierzchni pincety można zaobserwować lokalne koncentracje naprężeń zredukowanych w obszarze otworu. W prezentowanym przykładzie wartość naprężeń nie jest duża i nie stanowi zagrożenia, jednak w przypadku wykonania zbyt dużego otworu w stosunku do grubości pincety w tym miejscu może dojść do pęknięć. Na przeciwległym ramieniu znajduje się kołek ustalający pincety. Ze względu na poziom naprężeń łączenie kołka z ramieniem pincety nie stanowi zagrożenia, natomiast jest to miejsce szczególnie narażone na rozwój korozji. Na ogół kołki ustalające są wykonywane z materiału o mniejszej zawartości węgla w stopie, ma to na celu między innymi polepszenie odporności korozyjnej.

W celu określenia rodzaju naprężeń (ściskające; rozciągające) występujących w objętości pincety przyjęto kryterium sumy dwóch skrajnych naprężeń głównych  $\sigma_{\Sigma} = \sigma_1 + \sigma_3$ . Dla elementów zginanych kryterium to dobrze oddaje charakter naprężeń występujących w pincecie.

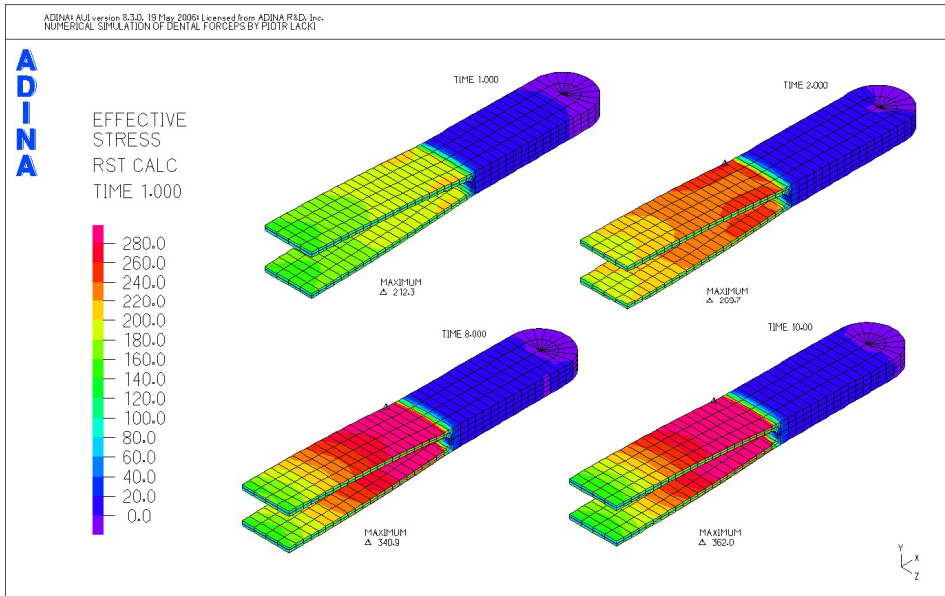
Na rys. 8 pokazano rozkład  $\sigma_{\Sigma}$  dla szczęk roboczych i sprężyny. Na podstawie tego rysunku można stwierdzić, że zewnętrzne warstwy szczęk roboczych pincety stomatologicznej pracują na ściskanie a wewnętrzne na rozciąganie. Minimalna wartość obserwowana dla tego obszaru wynosi  $\sigma_{\Sigma\min} = -150,4$  MPa, a maksymalna  $\sigma_{\Sigma\max} = 132,8$  MPa. Wartości te nie są równe co do wartości bezwzględnej, a wynika to z uwarunkowań geometrycznych przekroju zginanego. Poziom naprężeń gwarantuje właściwą pracę pincety. Drugim elementem pokazanym na rys. 8 jest sprężyna pincety stomatologicznej. Jak wynika z analizy numerycznej, jest on najbardziej obciążonym elementem pincety. W przeciwieństwie do szczęk roboczych, w sprężynie warstwy zewnętrzne są rozciągane a wewnętrzne ścisane. Istotny jest tutaj również poziom naprężeń. Dla naprężeń ściskających  $\sigma_{\Sigma\min} = -450,4$  MPa, a dla rozciągających  $\sigma_{\Sigma\max} = 407,5$  MPa. Takie wartości naprężeń sugerują, że należy zwrócić uwagę na sposób i dokładność obróbki zarówno mechanicznej, jak i cieplnej. W tej części niewielkie niedokładności obróbki mechanicznej mogące powodować karby są przyczyną rozwoju pęknięć zmęczeniowych. Na rys. 9 pokazano kryterium naprężeń zre-

dukowanych dla kolejnych stadiów narastania obciążenia. Z rysunku widać, że wartość naprężeń zredukowanych wzrasta nieliniowo w stosunku do przyłożonego obciążenia. Większy przyrost naprężeń obserwujemy dla początkowego okresu narastania obciążenia. W miejscu łączenia dwóch ramion sprężyny naprężenie gwałtownie spada do niewielkich wartości, taka sytuacja również nie jest korzystna z punktu widzenia wytrzymałości materiału. Stopka pincety nie przenosi dużych naprężeń, ale jej kształt i rozmiar decyduje o sztywności poprzecznej pincety. Zjawisko poprzecznego wybożenia pincety jest szczególnie niekorzystne dla długich wysmukłych ramion pincety.

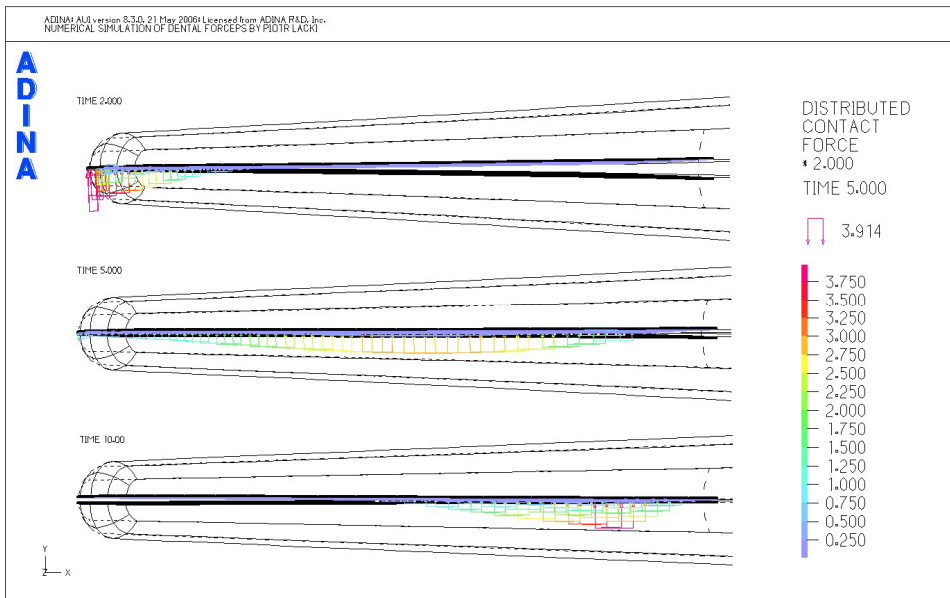


Rys. 8. Rozkład sumy dwóch skrajnych naprężeń głównych  $\sigma_{\Sigma} = \sigma_1 + \sigma_3$  MPa dla szczęk roboczych i sprężyny pincety stomatologicznej

Kształt pincety stomatologicznej i charakter jej obciążenia wpływa na rozkład nacisków jednostkowych na powierzchniach kontaktowych. Wzdłuż segmentu pincety składającego się z połowy sprężyny ramiona i jednej ze szczęk roboczych naprężenia wzdłuż tej samej warstwy zmieniają znak. W zależności od położenia naprężenia przechodzą od rozciągających do ściskających dla warstw zewnętrznych i od ściskających do rozciągających dla warstw wewnętrznych, licząc od stopki w kierunku szczęk roboczych. Taka zmienność naprężeń powoduje niewielkie odkształcenia w geometrii pincety. Na rys. 10 pokazano efekt zmienności sił kontaktowych w funkcji obciążenia. W obliczeniach założono proporcjonalną zależność między obciążeniem i krokiem obliczeniowym, oznacza to, że dla kroku czasowego  $\text{time\_step} = 2$  obciążenie wynosi  $F_2 = 2$  N i proporcjonalnie dla  $\text{time\_step} = 10$  obciążenie wynosi  $F_{10} = 10$  N.



Rys. 9. Rozkład naprężeń zredukowanych MPa dla sprężyny pincety stomatologicznej



Rys.10. Rozkład sił kontaktowych N na powierzchni szczęk roboczych

Z przedstawionych rezultatów obliczeń numerycznych wynika, że maksymalne siły kontaktowe występują dla obciążenia siłą  $F = 2 \text{ N}$ . Ten przypadek obciążenia zapewnia również, że największe naciski jednostkowe występują na końcu pincety ze względu na niewielki obszar, na którym rozłożone są siły kontaktowe. Analizując przypadek obciążenia większą siłą  $F = 5 \text{ N}$  widać, że siły kontaktowe rozkładają się na większą powierzchnię, co w efekcie wpływa na zmniejszenie wartości siły maksymalnej oraz jej przesunięcie o  $l_5 = 5 \text{ mm}$  w kierunku drugiego końca pincety. Ten przypadek obciążenia daje rozłożenie sił kontaktowych na największym obszarze. Dalsze obciążanie pincety przesunęło maksimum o  $l_{10} = 10 \text{ mm}$  od końca pincety. W tym położeniu maksimum sił kontaktowych narasta z powodu zmniejszania się powierzchni kontaktu. Z Rys. 10 wynika, że dla maksymalnego obciążenia dochodzi do rozwarcia końców szczęk roboczych. Wielkość powstałej w ten sposób szczeliny dochodzi do wartości  $\Delta l = 0,2 \text{ mm}$ .

Przedstawione zjawisko zmiany położenia i wartości sił kontaktowych w funkcji obciążenia pincety może być niekorzystne dla niektórych typów pincety. Zjawisko to będzie miało istotne znaczenie dla pincet, których funkcja polega na punktowym trzymaniu przedmiotów o małych rozmiarach. Spośród różnych typów pincet opisane zjawisko może dotyczyć pincet wykorzystywanych w genetyce i mikrochirurgii.

## Podsumowanie

Zagadnienia projektowania narzędzi medycznych w tym pincet stomatologicznych są złożonym zagadnieniem, w którym należy rozwiązać wiele problemów inżynierskich. Środowisko pracy instrumentarium medycznego nakłada nowe ograniczenia na ich projektowanie. Między innymi przy zachowaniu wszystkich parametrów wytrzymałościowych należy uwzględnić problem korozji materiałowej i odporności na zróżnicowane warunki sterylizacji narzędzi medycznych.

Na podstawie obliczeń numerycznych przeprowadzonych dla określenia stałej sprężyny pincety wykonano 14 analiz numerycznych, w których zmiennymi były grubość pincety, szerokość pincety oraz ramię działania siły. W wyniku przeprowadzonych obliczeń stwierdzono, że:

- siła ściskania pincety maleje w sposób nieliniowy w funkcji ramienia siły,
- wraz ze zwiększaniem szerokości sprężyny narasta w sposób liniowy siła potrzebna do jej ściśnięcia,
- siła ściskania pincety narasta nieliniowo w miarę wzrostu jej grubości, z tego względu regulacja siły ściskania poprzez zmianę grubości powinna być precyzyjna w zakresie małych grubości pincety.

W celu poprawy ergonomii pincety stomatologicznej zaproponowano dwa typy rozwiązań: pincetę z pocienieniem w obszarze działania siły oraz

z pogrubieniem w tym samym obszarze. Zaproponowane rozwiązania w tym zakresie poddano analizie numerycznej w celu określenia stanu naprężeń. Wyniki obliczeń wskazują, że zaproponowane rozwiązania nie zmieniają w istotny sposób rozkładu naprężeń w pincecie, a jednocześnie poprawią ergonomiczność pincety poprzez dokładniejsze i bardziej dopasowane uchwycenie pincety przez człowieka. Z uwagi na to, że modyfikacja dotyczy tylko jednego ramienia, istnieje możliwość rozróżnienia poszczególnych ramion poprzez dotyk. Rozwiązanie takie pozwoli na odpowiednie ułożenie pincety w dłoni bez konieczności odwracania wzroku od pola operacji. Cecha ta będzie szczególnie użyteczna dla pincet o budowie niesymetrycznej, w których ułożenie pincety w dłoni ma istotne znaczenie.

Obliczenia numeryczne zwróciły również uwagę na istotny problem zmiany powierzchni kontaktu w funkcji obciążenia. Zaobserwowane zjawisko może źle wpływać na funkcjonowanie pincety. Możliwe jest jednak zminimalizowanie lub zlikwidowanie tego efektu poprzez przekonstruowanie geometrii pincety. W celu optymalizacji niezbędne jest zbudowanie dokładnego modelu numerycznego, oraz prawidłowe określenie obciążeń występujących przy użytkowaniu danego typu pincety.

*Praca naukowa finansowana ze środków Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego, wykonana w ramach realizacji Programu Wieloletniego pn. „Doskonalenie systemów rozwoju innowacyjności w produkcji i eksploatacji w latach 2004–2008”.*

## **Bibliografia**

1. Peled I.: Hooked forceps. *Ann Plast Surg* 1984; 12:385-6.
2. Frankel DH.: The use of a combination skin hook and tissue forceps: A new instrument for dermatologic surgery. *J Dermatol Surg Oncol* 1988; 14: 497-9.
3. Lalonde DH.: Hook forceps. *Ann Plast Surg* 1991; 26: 597-7.
4. K.J. Bathe, *Finite Element Procedures*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1996.
5. ADINA R&D: *Theory and Modeling Guide Volume I: ADINA Solids & Structures Inc. Report ARD 05-7 October 2005*
6. CHIRMED® Katalog Ogólny. Fabryka Narzędzi Medycznych [\www.chirmed.pl](http://www.chirmed.pl)

Recenzent:  
**Andrzej KARAFIAT**

## **Numerical simulation of the stress and strain in the forceps for medical use**

### **Key words**

Finite element method (FEM), forceps, optimization, medical tools.

### **Summary**

In order to design forceps properly it is necessary to optimise many parameters and consider the functions which it should fulfil. Of course, some simplifications are necessary respecting calculation methodology. In the paper, the solution procedure of such a problem has been presented.

The presented solution allows for the precise determination of the geometrical dimensions according to the functional requirements that forceps should fulfil. The presented numerical analysis describes the small range of forceps application but the algorithm used can be applied in any other type of forceps.

The carried out calculations allow for determination of the geometrical parameters with reference to the expected spring rate. The charts elaborated on the basis of the calculations are very useful during the stage of forceps design. The numerical calculations show, the essential problem, namely, the change in contact surface as a function of load. The observed phenomenon can badly affect the forceps functioning.

