

Podziękowania

Niniejsza praca była finansowana z grantu PBZ-KBN-100/T08/2003.

Piśmiennictwo

- [1] C.M. Wayman, J. Met., 6 (1980) 129
- [2] J. Rychänen, Proc. of the third Intern. Conf. on Shape Memory and Superelastic Technologies, California, SMST-2000, p. 251
- [3] D. Starosvetsky, I. Gotman, Surface and Coatings Technology, 148 (2001) 268-276

MODELOWANIE STANU NAPRĘŻEŃ PINCETY W ASPEKTCIE POPRAWY JEJ ERGONOMII

PIOTR LACKI^{*} JÓZEF JASIŃSKI^{**}, LEOPOLD JEZIORSKI^{**},
MAŁGORZATA LUBAS^{**}, MICHAŁ SZOTA^{**}, MARCIN DYNER^{***}

^{*}POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ I INFORMATYKI, INSTYTUT
OBRÓBKI PLASTYCZNEJ, INŻYNIERII JAKOŚCI I BIOINŻYNIERII,
^{**}POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII PROCESOWEJ, MATERIAŁOWEJ I FIZYKI
STOSOWANEJ, INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,
^{***}FABRYKA NARZĘDZI MEDYCZNYCH CHIRMED® W RUD-
NIKACH K/CZĘSTOCHOWY
LACKI@IOP.PCZ.CZEST.PL

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

[Inżynieria Biomateriałów, 58-60,(2006),161-164]

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

Acknowledgement

The studies were financially supported from the grant PBZ-KBN-100/T08/2003.

References

- [4] Ying Fu, Xingfang Wu, Yue Wang, Bin Li, Si-ze Yang, Applied Surface Science, 157 (2000) 167-177
- [5] H. Morawiec, J. Lełątko, G. Stergioudis, T. Goryczka, A. Winiarski, P. Pączkowski, Engineering of Biomaterials, 37 (2004) 32-35.

SIMULATION OF THE STRESS STATE IN THE FORCEPS IN ORDER TO IMPROVE ITS ERGONOMICS

PIOTR LACKI^{*} JÓZEF JASIŃSKI^{**}, LEOPOLD JEZIORSKI^{**},
MAŁGORZATA LUBAS^{**}, MICHAŁ SZOTA^{**}, MARCIN DYNER^{***}

^{*}POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ I INFORMATYKI, INSTYTUT
OBRÓBKI PLASTYCZNEJ, INŻYNIERII JAKOŚCI I BIOINŻYNIERII,
^{**}POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII PROCESOWEJ, MATERIAŁOWEJ I FIZYKI
STOSOWANEJ, INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,
^{***}FABRYKA NARZĘDZI MEDYCZNYCH CHIRMED® W RUD-
NIKACH K/CZĘSTOCHOWY
LACKI@IOP.PCZ.CZEST.PL

Abstract

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

The presented solution allows for precise determination of the geometrical dimensions according to the functional requirements that forceps should fulfil. The presented numerical analysis describes small range of the forceps application but the used algorithm 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 a design process. The numerical calculations show an essential problem, namely change in contact surface as a function of load. The observed phenomenon can affect the forceps functioning badly.

[Engineering of Biomaterials, 58-60,(2006),161-164]

Introduction

Forceps are one of the most popular medical tools. They are used in many medical fields such as: stomatology, laryngology, surgery, pharmacology, genetics etc. Moreover, forceps are applied in other domains such as: electronics, prosthetics, philately, assembly of tiny elements, labora-

roboczej wahającej się od 1 mm do 5 mm. Całkowita długość pincety może oscylować od 67 mm do 490 mm [1]. W mikrochirurgii i genetyce używa się pincet o proporcjonalnie dużej szerokości ramion w stosunku do ostro zakończonych szczęki 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 z pincet mogą mieć specjalistyczne końcówki szczęk roboczych zaprojektowanych do realizacji określonych funkcji medycznych [2,3,4]. Pincety mogą być wykonywane w zależności od przeznaczenia ze stali kwasoodpornej, stali nierdzewnej, tytanu, lub stali niemagnetycznej. Zdarza się że pokrywane są azotkiem tytanu. Części robocze pincety mogą być pokryte diamentem lub wykonane z węglików spiekanych.

Analiza numeryczna pincety stomatologicznej

Analizie numerycznej poddano pincetę stomatologiczną dla której zbudowano trójwymiarowy (3D) model geometryczny. Rozważono trzy warianty proponowanej geometrii pincety. Na RYS.1 pokazano analizowane warianty geometrii pincety. Widok pokazany na Rys. 1a przedstawia geometrię podstawową pincety stomatologicznej, która została zmodyfikowana. RYS.c,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 informacje o stanie naprężeń 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 TABELI. 1.

Model numeryczny [5,6] 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.2. zaprezentowano rozkład naprężeń zredukowanych dla analizowanych przypadków geometrii, wraz z pokazaniem sposobu ich obciążenia. Do ramiona 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

tory tests etc. Generally, shape and dimensions of forceps depend on their application. Anatomical forceps characterising by the flat holder jaws and classic arm shape are the most representative example of the forceps. These forceps may have different working tips with a thickness of 1+5 mm. The whole forceps length ranges from 67 to 490 mm [1]. In microsurgery and genetics the forceps with a large width of the arms in proportion to the pointed holder jaws are used. Some forceps e.g. laryngological ones have curved working arms in order to secure better observation of the surgical field. There is also a group of the specialistic forceps, which characterise by a special shape of the arms and holder jaws depending on their destiny. Some forceps have working jaws with the specialistic holder tips, which are designed for execution the special medical functions [2,3,4]. The forceps can be made of the acid resistant steel, stainless steel, titanium or non-magnetic steel. It depends on the forceps destiny. Some forceps are covered with TiN layer. The working parts can be covered with diamond or made of sintered carbides.

Numerical analysis of the dental forceps

A numerical simulation of the dental forceps was carried out. 3D geometrical model was created. Three variants of the forceps geometry were analysed. Figure 1 shows these variants. In Fig. 1a) a basic geometry of the dental forceps is presented. Next the geometry was modified. In Figure 1c and 1d the views of the forceps parts, which were subjected to modification, were shown. The changes concerned thickness of the forceps part, where the load was applied. Thickness change aims at receiving more ergonomic shape and more favourable load of the forceps. The modification was made only for one forceps arm.

Thanks to the numerical simulation information on the stress state in the forceps elements is possible [5,6]. Additionally in the numerical model contact elements at the working tips were applied, what allows for more precise analysis of behaviour of the working tips. Analysis results will be used during design of the forceps geometry, determination of the compressive force and heat treatment. In the calculation material data for 1.4024 steel (according to EN standards) were assumed. In TABLE 1 some mechanical properties and chemical constitution are presented.

Elastic properties of the forceps material were assumed in the numerical model. Mesh of the finite elements was created from 27-node 3D elements. In order to model the forceps about 42 000 nodes were used. The assumed number of the elements and nodes secure the right image of geometry and optimum calculation results.

In FIG.2 the stress distribution for the analysed geometry and the way of their load is presented. The forceps arm was load with force $F=10\text{ N}$. F force was distributed among two nodes of the FEM mesh. According to the calculations there is a difference between stress distributions resulting from the forceps geometry.

Differences in reduced stresses appear only for modified forceps parts. In the area of the compressive force action (for the case of the forceps showed in FIG.1d) an increase in reduced stresses in relation to the stresses for the basic geometry was observed. The increase in stresses resulted from a decrease in the local thickness of the forceps arm. For the forceps shown in Figure 1c there was no essential change in the stress state. Thickness

Skład chemiczny Chemical constitution				Właściwości mechaniczne w temperaturze otoczenia Mechanical properties in room temperature				
C%	Si%	Mn %	Cr %	$R_{0,2}$ [MPa]	R_t [MPa]	E [MPa]	ν	Twardość Hardness
0,12-0,17	$\leq 1,0$	$\leq 1,0$	12,0-14,0	250	600	$2,2 \cdot 10^5$	0,29	225 HV

TABELA.1. Właściwości stali 1.4024 (EN).
TABLE. 1. Material data for 1.4024 steel (EN).

modyfikacji pincety pokazanej na RYS.1d 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.1c nie zarejestrowano istotnych zmian stanu naprężeń. Grubość pincety w tym przypadku była większa w porównaniu do pincety podstawowej. W żadnym z rozważanych przypadków nie zaobserwowano przekroczenia naprężeń zredukowanych ponad granicę wytrzymałości zdefiniowaną dla przyjętego materiału.

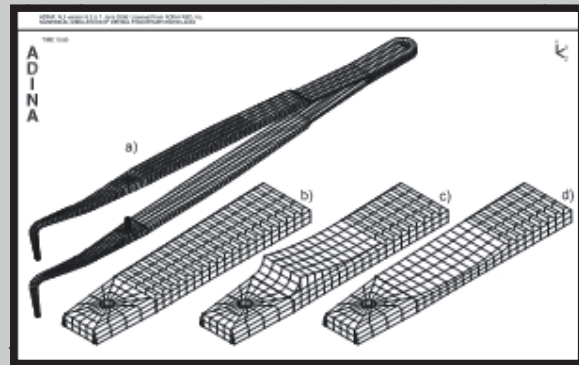
Maksymalne naprężenia w obszarze szczęk roboczych pincety stanowią około 25% granicznej wytrzymałości na rozciąganie dla przyjętego materiału i nie są niebezpieczne. Po obciążeniu siłą F na samym końcu pincety nie ma dużych naprężeń mimo, że w tym obszarze dochodzi do bezpośredniego kontaktu między szczękami 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 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.

Podsumowanie

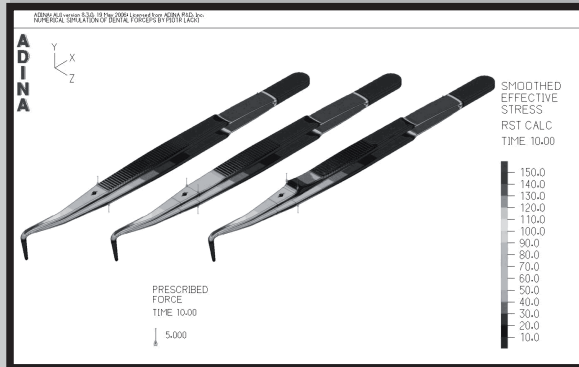
Środowisko pracy instrumentarium medycznego nakłada nowe ograniczenia na ich procedurę projektowania. Między innymi przy zachowaniu wszystkich parametrów wytrzymałościowych należy uwzględnić problem korozji materiałowej, i odporności na zróżnicowane warunki sterylizacji narzędzi medycznych.

W celu poprawy ergonomiczności 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 zmienią 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.



RYS.1. 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

FIG.1. The analysed forceps geometry a) basic geometry – a view of the whole forceps, b) basic geometry – a view of the forceps part, which undergoes modification, c) thickening in the modified part, d) thinning in the modified part.



RYS.2. Rozkład naprężeń zredukowanych dla analizowanych przypadków, MPa
FIG.2. Distribution of the effective stresses for the analysed variants, MPa.

tion these elements pose some kind of notch and result in stress concentration. At the forceps surface in the vicinity of the hole there is local concentration of the effective stresses. When the hole is too big in relation to the forceps thickness this place can be affected by crack. The other arm with the pin is not affected by crack but it is exposed to corrosion development. In order to improve corrosion resistance pins are generally made of the material with lower carbon content.

Summary

The environment, in which medical instrumentarium works, imposes new restrictions on the procedure of design. Among other things, material corrosion and resistance to different sterilisation conditions must be taken into consideration, of course with keeping all mechanical parameters. In order to improve ergonomics of the dental forceps the two following solutions were proposed:

- forceps with thinning in the area of the force action,
- forceps with thickening in the same area.

Calculation results suggest that the stress distribution do

Praca naukowa finansowana ze środków Ministra Nauki, wykonana w ramach realizacji Programu Wieloletniego pt. „Doskonalenie systemów rozwoju innowacyjności w produkcji i eksploatacji w latach 2004 – 2008” – PW 004/ITE/02/2005

Piśmiennictwo

- [1] CHIRMED® Katalog Ogólny. Fabryka Narzędzi Medycznych www.chirmed.pl
 [2] Peled I. Hooked forceps. *Ann Plast Surg* 1984; 12:385-6.
 [3] 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.

OTRZYMYWANIE I WŁAŚCIWOŚCI RUREK POLIMEROWYCH Z PRZEZNACZENIEM DO REGENERACJI USZKODZONYCH NERWÓW

J. LASKA*, A. FRĄCZEK*, H. YOLSAL*, S. BŁĄŻEWICZ*, D. SZAREK**, A. SOBCZAK*, J. CHŁOPEK*

*AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA,
 WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI
 AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW
 **AKADEMIA MEDYCZNA WE WROCŁAWIU,
 ZAKŁAD CHOROBY UKŁADU NERWOWEGO
 UL. TRAUUGUTTA 116, 50-458 WROCŁAW

Streszczenie

Niniejsza praca przedstawia wstępne badania nad otrzymywaniem rurek polimerowych, które mogłyby być zastosowane jako implanty w regeneracji uszkodzonych nerwów (NGCs). Do otrzymywania rurek zastosowano nowy biogodny terpolimer - polipropylen-co-polidifluoroetylen-co-politetrafluoroetylen. Otrzymane rurki o średnicy wewnętrznej ok. 1.5 mm scharakteryzowano przy pomocy mikroskopu optycznego, elektronowego mikroskopu skaningowego oraz przeprowadzono wstępne badania ich morfologii i właściwości mechanicznych.

Słowa kluczowe: regeneracja nerwów, implanty rurkowe, mikrostruktura, właściwości mechaniczne
 [Inżynieria Biomateriałów, 58-60,(2006),164-166]

Wprowadzenie

Regeneracja uszkodzonych nerwów to trudne wyzwanie badań klinicznych. W ostatnich latach opracowano kilka metod, z których najprostsza polega na połączeniu końców przerwanego włókna nerwowego. Metoda ta pozwala jednak na odbudowę tylko bardzo małych ubytków, a i tak pełne odzyskanie funkcji danego nerwu jest niezwykle rzadkie. Regeneracja większych ubytków, a szczególnie powyżej 10 mm, wymaga zastosowania dodatkowego rusztowania. W tym celu przebadanych zostało wiele materiałów naturalnych

not change essentially, but ergonomics of the forceps is better – it is easier and more comfortable to take hold of the forceps by men.

Modification concerns only one forceps arm, what gives possibility of the easy and proper hold of the forceps in the hand without looking away from the operative field. It is especially important in the case of the asymmetric forceps, for which proper position in the hand is essential.

References

- [4] Lalonde DH. Hook forceps. *Ann Plast Surg* 1991; 26: 597-7.
 [5] K.J. Bathe, *Finite Element Procedures*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1996.
 [6] ADINA R & D, Theory and Modeling Guide Volume I: ADINA Solids & Structures Inc. Report ARD 05-7 October 2005.

MANUFACTURING AND CHARACTERIZATION OF POLYMER TUBES DESIGNED FOR NERVE REGENERATION

J. LASKA*, A. FRĄCZEK*, H. YOLSAL*, S. BŁĄŻEWICZ*, D. SZAREK**, A. SOBCZAK*, J. CHŁOPEK*

*AGH UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY,
 FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS,
 AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW, POLAND
 **MEDICAL UNIVERSITY OF WROCLAW,
 INSTITUTE OF NERVOUS SYSTEM DISEASE,
 UL. TRAUUGUTTA 116, 50-458 WROCLAW, POLAND

Abstract

The presented work demonstrates preliminary results of manufacture of the polymer nerve guidance channels (NGCs) for nerve reparation. New biocompatible material, polypropylene-co-polydifluoroethylene-co-polytetrafluoroethylene terpolymer, was applied for the preparation of the tubes. The obtained tubes with the inner diameter of ~1.5 mm were characterized with optical and scanning electron microscopy, and mechanical properties and morphology of the obtained tubes were investigated.

Keywords: nerve guidance channels, NGCs, microstructure, mechanical properties
 [Engineering of Biomaterials, 58-60,(2006),164-166]

Introduction

Nerve regeneration is a difficult clinical challenge. Several methods have been elaborated during past years. The simplest one is a coaptation of the two ends of a fractured nerve. However, only very small lesions can be restored with this method, and even then complete function recovery is rare. Greater gaps, especially over 10 mm, must be supported with an artificial scaffold. Natural materials, like bones, artery, veins and collagen as well as synthetic polymers, like silicone, polyethylene, polytetrafluoroethylene or acrylates were investigated for this purpose. Unfortunately, bridging transected nerve with these materials usually leads to changes in morphology of the newly grown nerve [1].