

## ANALIZA NUMERYCZNA PŁYT DO LECZENIA LEJKOWATEJ KLATKI PIERSIOWEJ

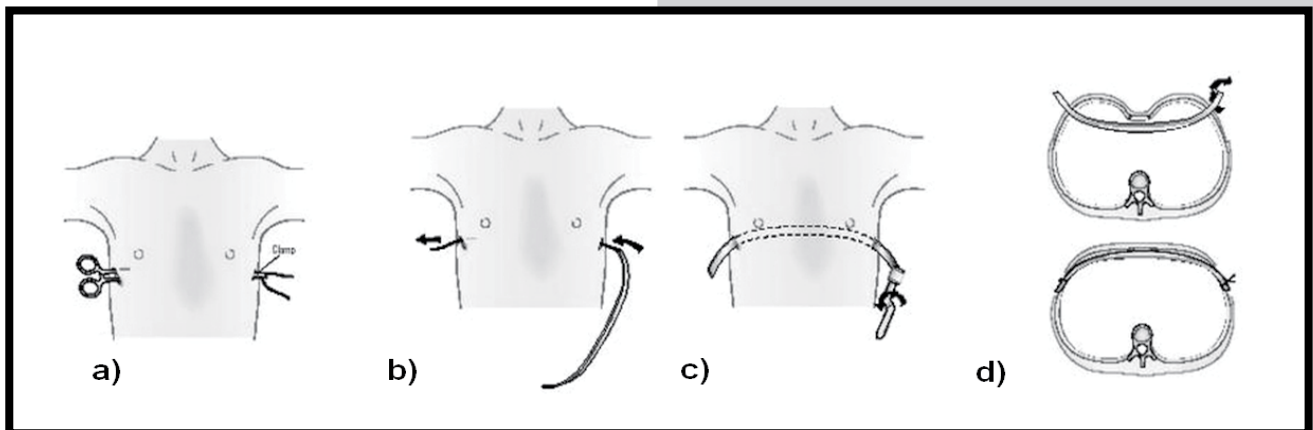
A. KRAUZE, J. MARCINIAK

INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,  
WYDZIAŁ MECHANICZNY TECHNOLOGICZNY,  
POLITECHNIKA ŚLĄSKA,  
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE,  
E-MAIL: ANITA.KRAUZE@POLSL.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 67-68, (2007), 32-34]

### Wprowadzenie

W 1998 roku Donald Nuss przedstawił nową, minimalnie inwazyjną technikę operacji lejkowatej klatki piersiowej. Niewątpliwymi zaletami tej metody są: krótki czas hospitalizacji oraz bardzo dobry wynik kosmetyczny. Technikę wprowadzania płyty przedstawia – RYS.1.



**RYS.1. Technika wprowadzenia płyty stabilizującej w metodzie Nuss'a: a) wykonanie otworów, b) przeciągnięcie taśmy kierunkowej, c) wprowadzenie odpowiednio domodelowanej płyty, d) odwrócenie płyty o 180° i korekcja deformacji [1,2].**

**FIG.1. Implantation technique of fixation plate - Nuss method: a) drilling the holes, b) insertion of clamb, c) insertion of bent plate, d) reversion of the plate (180°) and correction of deformation [1,2].**

W metodzie Nussa kości nie są resekowane, ani przecinane. Korekcja zniekształcenia następuje wskutek wzrostu żeber według ukierunkowanej płytą stabilizującą formy. Dotyczy to zwłaszcza dzieci małych, co rozszerza wskazania do operacji w okresie wczesnodziecięcym od 3 do 8 roku życia. U chorych w starszym wieku można uzyskać lepszy wynik kosmetyczny, jednakże późny wiek chorych łączy się z dużymi trudnościami w odkształceniu zdeformowanej przedniej ściany klatki piersiowej, w której części chrzęstne są już częściowo utwardzone.

### Metodyka

Do analizy numerycznej wytypowano płyty o własnościach mechanicznych stali Cr-Ni-Mo (AISI 316LVM) zgodnych z zaleceniami normy PN ISO 5832-1 oraz stopu tytanu Ti-6Al-4V ELI o własnościach zawartych w normie ISO 5832-3 [3-6]. W pierwszym etapie badań przygotowano modele geometryczne płyt. Wytypowano 2 płyty o grubości  $g=2,5$  i  $3,5$  mm oraz długościach  $l: 160$  i  $200$  mm.

W kolejnym etapie na bazie wykonanych modeli geometrycznych wygenerowano siatkę elementów skończonych do obliczeń MES. Dyskretyzację przeprowadzono za pomocą elementu typu SOLID45.

## NUMERICAL ANALYSIS OF PLATES USED IN FUNNEL CHEST TREATMENT

A. KRAUZE, J. MARCINIAK

INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,  
WYDZIAŁ MECHANICZNY TECHNOLOGICZNY,  
POLITECHNIKA ŚLĄSKA,  
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE,  
E-MAIL: ANITA.KRAUZE@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 67-68, (2007), 32-34]

### Introduction

In 1998 Donald Nuss introduced a new, minimally invasive technique of funnel chest treatment. Short hospitalization time and good temporary cosmetic result are doubtless advantages of this method. Implantation technique is presented in FIGURE 1.

In this method bones are not resected or intersected. Correction of deformation is realized by the growth of ribs along the fixation plate. It concerns especially small children (3-8 year). For adults the better cosmetic result can be obtained but there are serious difficulties in deformation of chest (costochondral hardening).

### Methods

The researches were performed on plates made of the Cr-Ni-Mo stainless steel (AISI 316LVM) of the highest purity, that meet all the requirements enclosed in PN ISO 5832-1 standard and Ti-6Al-4V ELI alloy [3-6].

The first part of the work was the creation of physical models of the stabilizing plate. The analyses were performed for 2 kind of plates: thickness  $g=2,5$  and  $3,5$  mm, length  $l=160$  and  $200$  mm.

On the basis of the geometrical models a finite element mesh was generated. The meshing was realized with the use of the SOLID45 element.

Po dyskretyzacji modelu ustalono następujące warunki brzegowe :

- \* zewnętrzna część płyty została obciążona siłą pochodzącą od ugięcia klatki piersiowej - F,
- \* stopnie swobody zostały odebrane adekwatnie do obiektu rzeczywistego (w obszarze występowania otworów),
- \* płyta była obciążana siłami, które nie powodowały przekroczenia granicy plastyczności, odpowiednio dla stali Cr-Ni-Mo -  $R_{p0,2min}=690$  MPa oraz stopu tytanu Ti-6Al-4V ELI -  $R_{p0,2min}=895$  MPa,

Dla potrzeb analizy rozpatrywanych płyt dobrano następujące własności mechaniczne:

- dla stali Cr-Ni-Mo [7]:
  - \* moduł Younga  $E=200000$  MPa, współczynnik Poissona  $\nu=0,33$ ,
- dla stopu Ti-Al-4V ELI [8]:
  - \* moduł Younga  $E=110000$  MPa, współczynnik Poissona  $\nu=0,33$ .

Wszystkie obliczenia przeprowadzono metodą elementów skończonych w programie Ansys 10.

## Wyniki

Przemieszczenia, odkształcenia i naprężenia uzyskane w wyniku analizy numerycznej są wartościami zredukowanymi według hipotezy Hubera-Misesa-Henck'ego. Uzyskane wyniki przedstawiono w formie tabelarycznej – TABELA 1 oraz w formie graficznej – FIG.2.

Zaznaczyły się różnice w wartościach przemieszczeń, odkształceń i naprężeń zredukowanych w zależności od grubości i długości analizowanych płyt oraz zastosowanego biomateriału metalowego.

After discretisation the following boundary conditions were set:

- \* the outer plane of the plate was loaded with the force directed inward – the sternum reaction - F,
- \* the degrees of freedom were taken away in the way reflecting the displacement of the real object,
- \* the plate was loaded with the maximum force which didn't cause the exceeding of the metallic biomaterial yield stress (Cr-Ni-Mo -  $R_{p0,2min}=690$  MPa and Ti-6Al-4V ELI -  $R_{p0,2min}=895$  MPa),

The following material properties were set:

- o stainless steel Cr-Ni-Mo [7]:
  - \* Young modulus  $E=200000$  MPa, Poisson's ratio  $\nu=0,33$ ,
- o titanium alloy - Ti-Al-4V ELI [8]:
  - \* Young modulus  $E=110000$  MPa, Poisson's ratio  $\nu=0,33$ .

All calculations were performed with the use of the finite element method in the ANSYS 10 program.

## Results

The obtained displacements, strains and stresses are the reduced values according to the Huber-Mises-Henck hypothesis. The obtained results were presented in table as well as in the graphic form – TABLE 1, FIG.2.

The differences in displacements, strains and reduced stresses depending on the thickness and the length of the analyzed plates and the applied biomaterial were observed.

Biomat.	g [mm]	l [mm]	F [N]	Przem. / Displ. [mm]	Odkszt. / Strain [%]	Napr. / Stress [MPa]	g [mm]	l [mm]	F [N]	Przem. / Displ. [mm]	Odkszt. / Strain [%]	Napr. / Stress [MPa]
Stal Cr-Ni-Mo	2,5	160	640	1,52	3	688	3,5	160	1040	1,15	4	685
		200	430	2,55	3	690		200	795	2,04	3	689
160		825	3,56	8	887	160		1350	0,27	0.9	889	
200		555	5,99	8	891	200		1020	0,47	0.8	884	
Ti-6Al-4V ELI												

g - grubość płyty, l - długość płyty, F - siła docisku, Przem. - przemieszczenie, Odkszt. - odkształcenie, Napr. - naprężenie  
Biomat.- metallic biomaterials, g - thickness, l - length, F - the sternum reaction, Displ. - displacement

**TABELA 1. Maksymalne obciążenie płyty w zależności od biomateriału metalowego, jego grubości i długości.**  
**TABLE 1. The maximum forces affecting the plate depending on its thickness and metallic biomaterial.**

## Podsumowanie

Analizę numeryczną przeprowadzono w celu wyznaczenia stanu przemieszczeń, odkształceń i naprężeń płyt do leczenia lejkowatej klatki piersiowej. Wyniki, które otrzymano są istotne dla doboru struktury i własności mechanicznych biomateriałów metalowych przeznaczonych na płyty stabilizacyjne. Na podstawie przyjętych warunków brzegowych adekwatnych do stosowanych w warunkach klinicznych oraz uzyskanych przemieszczeń, odkształceń i naprężeń zredukowanych można stwierdzić, że:

- \* maksymalne naprężenia występujące w płytach nie przekraczają wartości granicy plastyczności dla stali Cr-Ni-Mo -  $R_{p0,2min}=690$  MPa oraz stopu tytanu Ti-6Al-4V -  $R_{p0,2min}=895$  MPa,

\* dla tak dobranych sił obciążających minimalną wartość przemieszczenia uzyskano dla płyty o własnościach stopu tytanu o długości  $l=160$  mm i grubości  $g=3,5$  mm (siła docisku  $F=1350$  N),

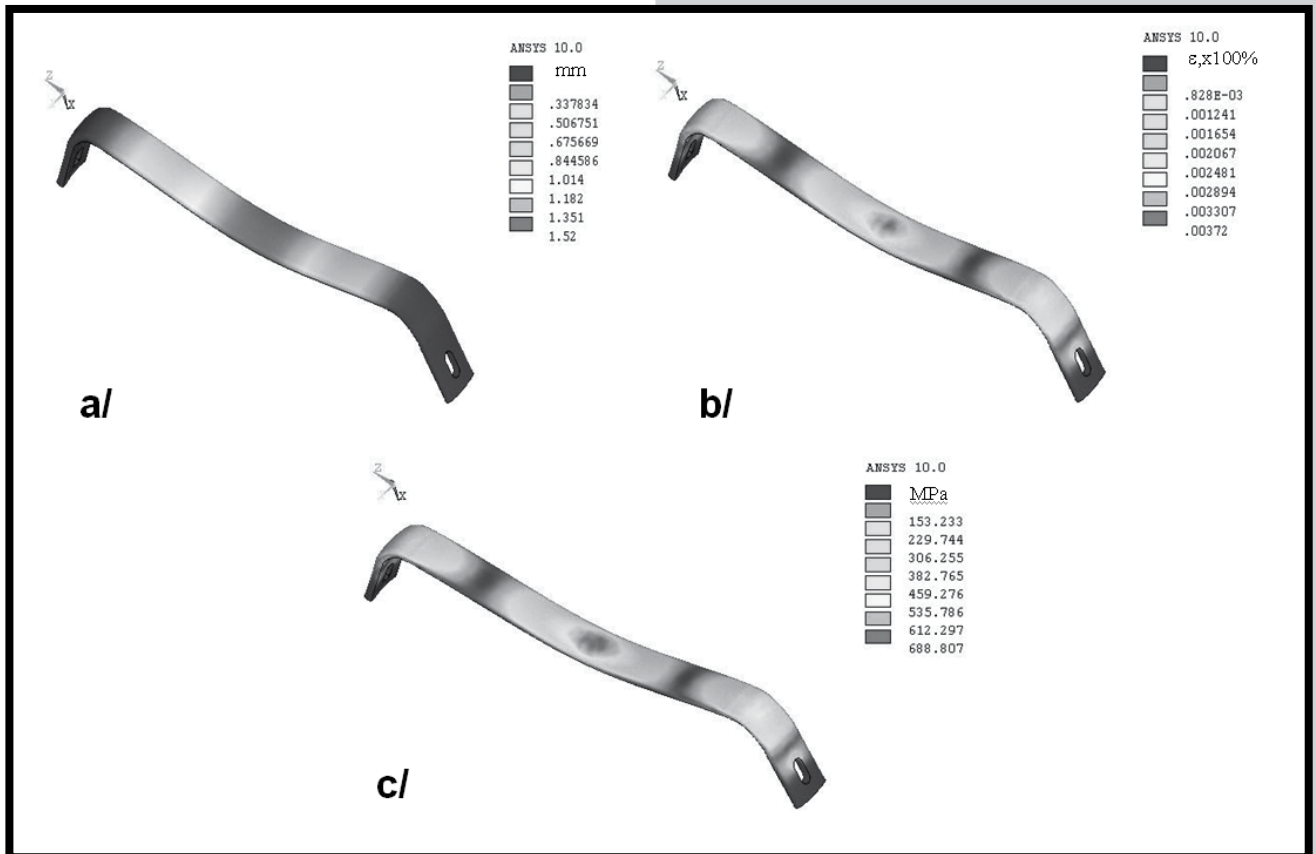
## Conclusions

In order to calculate in displacements, strains and stresses of plates used in treatment of funnel chest the numerical analysis was applied. The obtained results are the basis for selection of the structure and mechanical properties of the metallic biomaterials intended for stabilization plates.

On the basis of the performed displacement, strain and stresses analyses of the stabilizing plate it can be stated that:

- \* maximum displacement, strain and stresses occurring in the plate can not exceed  $R_{p0,2min}=690$  MPa (stainless steel) and  $R_{p0,2min}=895$  MPa (titanium alloy) which are equal to the force affecting the plate in the place where it sticks to the sternum,

\* the minimum displacement was observed for the titanium-alloy plate of length  $l=160$  mm and thickness  $g=3,5$  mm (loading force  $F=1350$  N),



**RYS.2.** Płyta ze stali Cr-Ni-Mo ( $l=160\text{mm}$  i  $g=2,5\text{mm}$ ): a – przemieszczenia zredukowane, b – odkształcenia zredukowane, c – naprężenia zredukowane.

**FIG.2.** The plate made of stainless steel Cr-Ni-Mo ( $l=160\text{mm}$  and  $g=2,5\text{mm}$ ): a) displacements distribution, b) strain distribution, c) stress distribution.

\* ogólnie mniejsze wartości przemieszczeń występują w płytach o grubości  $g=3,5\text{mm}$ , zarówno dla przyjętych własności stali jak i stopu tytanu,

\* cechy geometryczne oraz własności mechaniczne analizowanych płyt warunkują możliwość ich odkształcania w trakcie użytkowania w zakresie sprężystym. To stanowi podstawy kryterium ich klinicznego zastosowania.

\* generally, lower displacement values are observed for the plates of the thickness of  $g=3,5\text{mm}$ , both for the stainless steel and the titanium alloy,

\* geometrical features and mechanical properties of the analyzed plates enable elastic strains during loading. It determines the basic criterion of clinical application.

## Piśmiennictwo

- [1] Nuss D., Kelly R.E., Croitoru P., Katz M.E.: A 10-year of minimally invasive technique for the correction of pectus excavatum. Journal of Pediatric Surgery, 1998, 33(4), pp. 545-552.
- [2] Y. Watanabe, T. Iwa: Surgical Correction of pectus excavatum for Adults and Adolescents. Japanese Journal of Surgery, Vol 14, No 6, 1984, pp 472-478.
- [3] A. Krauze, J. Marciniak, J. Dzielicki, Corrosion resistance of plate used in pectus excavatum treatment, XVI Conference on Biomaterials in Medicine and Veterinary Medicine. October 12th – 15th (2006), Rytro, Engineering of biomaterials, No 58-60, 149-152.
- [4] A. Krauze, W. Kajzer, J. Dzielicki, J. Marciniak, Influence of mechanical damage on corrosion resistance of plates used in funnel chest treatment, Journal of Medical Informatics & Technologies, Vol. 10, December (2006), 133-141.

## References

- [5] A. Krauze, W. Kajzer, J. Dzielicki, Evaluation of surface damage of plates used in funnel chest treatment, XI International Conference, Medical Informatics & Technologies, September 25-27, (2006), Wisla, 289-295
- [6] A. Krauze, W. Kajzer, W. Walke, J. Dzielicki, Physicochemical properties of fixation plates used in funnel chest treatment, Journal of Achievements in Material and Manufacturing Engineering, Vol 18, Issue 1-2, September October (2006), 151-154.
- [7] Norma: ISO 5832-1, Implants for surgery metallic materials, Part I: Wrought stainless steel, (1997).
- [8] Norma: ISO 5832-3.