54 OCENA BIOMECHANICZNA NOWEJ GENERACJI STABILIZATORÓW DO LECZENIA ZNIEKSZTAŁCEŃ PRZEDNIEJ ŚCIANY KLATKI PIERSIOWEJ

W. KAJZER^{1*}, A. KAJZER¹, J. MARCINIAK¹, J. DZIELICKI², I. JANICKA², W. WOLAŃSKI³, B. GZIK-ZROSKA³

¹ Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Gliwice ² Śląski Uniwersytet Medyczny, Klinika Chirurgii Wad Rozwojowych Dzieci i Traumatologii, Katowice

³ Śląski Uniwersytet Medyczny,

KLINIKA CHIRURGII KLATKI PIERSIOWEJ, KATOWICE

⁴ Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Katedra Mechaniki Stosowanej, Gliwice

*E-MAIL: WOJCIECH.KAJZER@POLSL.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 109-111, (2011), 54-57]

Wprowadzenie

Zniekształcenia klatki piersiowej stanowią od lat istotny problem leczniczy i w praktyce dotyczą one dwóch wad rozwojowych, tj. lejkowatej klatki piersiowej oraz kurzej klatki piersiowej. Przez wiele lat leczenie tych wad łączyło się z rozległymi zabiegami operacyjnymi obejmującymi resekcje wielu żeber [1]. Obecnie jednak dominującą jest małoinwazyjna metoda Nussa polegająca na wprowadzeniu pod żebra przy pomocy laparoskopu odpowiednio przygotowanej płyty korygującej zniekształconą chorobowo klatkę piersiową [2-7].

Stosowane powszechnie w biomechanice komputerowe metody obliczeniowe przyczyniają się do szybszego opracowywania i wdrażania do praktyki klinicznej nowych, udoskonalonych implantów poprawiających jakość leczenia i komfort pacjenta podczas ich użytkowania. Na podstawie modeli fizycznych oraz matematycznych buduje się układy biomechaniczne, a metoda elementów skończonych pozwala determinować stan naprężeń i przemieszczeń w warunkach zbliżonych do rzeczywistych. Uzyskane wyniki dają podstawę do optymalizacji cech konstrukcyjnych poszczególnych elementów układu stabilizującego oraz doboru odpowiednich własności mechanicznych biomateriału, jak również pozwalają symulować różne warianty aplikacyjne dla różnych zniekształceń klatki piersiowej oraz cech antropometycznych [8-10].

Metodyka

BI MATERIALS

W pracy analizowano płyty przeznaczone do rekonstrukcji zniekształceń klatki piersiowej. Przeprowadzona analiza obejmowała wyznaczenie stanu przemieszczeń, odkształceń i naprężeń zredukowanych oraz reakcji w podporach występujących w układzie płyta-poprzeczki-wkręty blokujące. W badaniach wykorzystano modele geometryczne płyty, poprzeczek i wkrętów blokujących sporządzone na podstawie dokumentacji technicznej. Analizowane płyty charakteryzowały się długością 340 mm, szerokością 11 mm i grubością 2,5 mm. Do takiej płyty zostały dobrane odpowiednie poprzeczki i wkręty blokujące - RYS. 1. Dla potrzeb analizy przyjęto własności materiałowe implantu odpowiadające stali Cr-Ni-Mo o module Younga

BIOMECHANICAL EVALUATION OF NEW GENERATION PLATE STABILIZERS USED IN TREATMENT OF ANTERIOR SURFACE DEFORMITY OF CHEST

W. KAJZER^{1*}, A. KAJZER¹, J. MARCINIAK¹, J. DZIELICKI², I. JANICKA³, W. WOLAŃSKI⁴, B. GZIK-ZROSKA⁴

 ¹ SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS, GLIWICE
 ² MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, KATOWICE
 ³ MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, KATOWICE
 ⁴ SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, DEPARTMENT OF APPLIED MECHANICS, GLIWICE
 *E-MAIL:WOJCIECH.KAJZER@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 109-111, (2011), 54-57]

Introduction

Deformations of chest have been a significant treatment problem since years and in practice they concern two main malformations - pectusexcavatum and pectuscarinatum. Through many years treating those malformations was connected with extensive surgical procedures including costectomy of many ribs [1].However, currently it is more common to use minimally invasive Nuss'es method based on implanting under a rib with the use of laparoscope appropriately prepared plate to fixing deformed chest [2-7].

Commonly used in biomechanics computer calculating methods have contributed to a faster development and introduction into clinical practice new, better implants improving the quality of the treatment and patient's comfort while using them. On the basis of physical and mathematical models biomechanical systems are built and the finite elements method enables to determine the state of stresses and displacements in the conditions similar to natural. Obtained results provide the basis for optimizing constructional features of separate elements of the stabilizing system and for the selection of the appropriate mechanical features of the biomaterial as well as enable to simulate different variants of application for different deformations of chest and anthropometric features [8-10].

Methods

In the paper fixing plates designed for chest deformation reconstruction were analyzed. Conducted analysis included calculating the state of displacements, deformations, stresses and reaction in supports present in the plate-bars-locking screws system. In the research geometrical models of the plate, bars and locking screws constructed on the basis of technical documentation were used. The analysis was carried out on the plate of 340 mm length, 11 mm width and 2,5 mm thickness. For such a plate appropriate bars and locking screws were selected-FIG.1.A stainless steel wasassumed in order to carry out the analysis.The following material properties corresponding with Cr-Ni-Mo steel were set : Young modulus E=1,93 \cdot 10^5 MPa, Poisson's ratio ν =0,31, yield strength $R_{\rm p0,2}$ =690 MPa and tensile strength $R_{\rm m}$ =1200 MPa.

On the basis of geometrical models a mesh of finite elements was generated. For discretization of the model finite E=1,93·10⁵MPa, liczbie Poissona'a v=0,31, umownej granicy plastyczności $R_{p0,2}$ =690 MPa i wytrzymałość na rozciąganie R_m =1200 MPa.

Na bazie modeli geometrycznych wygenerowano siatkę elementów skończonych. Do dyskretyzacji modelu wykorzystano element skończony typu SOLID187, stosowany w analizie brył przestrzennych.

Warunki brzegowe

W trakcie badań wyznaczano stan przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń w elementach układu oraz reakcje w podporach. Dla przeprowadzenia obliczeń niezbędne było określenie i nadanie warunków początkowych i brzegowych, które z odpowiednią dokładnością odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Dla potrzeb analizy przyjęto następujące założenia:

- w miejscu występowania poprzeczki (punkty B i C) zostały odebrane węzłom leżącym na płaszczyźnie wszystkie stopnie swobody, co uniemożliwiało przemieszczanie się płyt i symulowało sposób przytwierdzenia poprzeczek do żeber – RYS.1.
- pomiędzy płytami, poprzeczkami i śrubami blokującymi założono kontakty, umożliwiające analizę wzajemnego oddziaływania tych elementów. W odniesieniu do obiektu rzeczywistego pominięto wszystkie luzy występujące w układzie,
- obliczenia przeprowadzono w 5-ciu krokach dla siły obciążającej F (punkt A) od 250N do 1200 N co 250 N.

element SOLID187 used for special analysis of solids was applied.

Boundary conditions

In the course of the work the state of displacements, deformations, stresses in elements of the system and reactions in supports were obtained. In order to carry out the calculations appropriate initial and boundary conditions reflecting phenomena in real system were determined. The following assumptions were set:

- in the place of bar presence (points B and C),all degrees of freedom of nodes lying on the plane were taken, which prevented the plates from displacements and simulated the way of attaching the bars to the ribs – FIG. 1.
- between the plates, bars and locking screws the contacts were set, which enabled to analyze mutual interaction of those elements. With the reference to the real object all the clearances present in the system were omitted.
- the calculations were conducted in 5 steps for loading force (point A) from 250N to 1200N every 250N.

The obtained displacements, strains and stresses are the reduced values according to the Huber-Mises-Henck hypothesis.

Results

The obtained results of displacements, deformation and stresses and values of reaction and moments in supports are

presented in TABLE 1 and FIGs. 2 and 3. The analysis of the obtained results

the obtained results showed that the maximum loading force, which for Cr-Ni-Mo stainless steel do not cause exceeding the value of the assumed tensile strength R_{p0.2}=690 MPa is equal to 300 N. Appropriate to that force reduced displacement equals to 2 mm, the value of reactions in supports equals to R=250 N and reaction moment equals to M=4250 N·mm · FIG.2 a and b.



RYS. 1. Model geometryczny układu i schematyczna prezentacja warunków brzegowych zastosowanych w analizie numerycznej: punkt A – siła obciążająca F, punkty B i C – miejsce przyłożenia podpór stałych.

FIG. 1. Geometrical model of the system and schematic presentation of the boundary conditions used in numerical analysis: point A – loading force F, points B and C – the point of attaching fixed support.

Naprężenia i odkształcenia uzyskane w wyniku analiz były wartościami redukowanymi według hipotezy Hubera-Misesa-Henckiego.

Wyniki

Uzyskane wartości przemieszczeń, odkształceń i naprężeń zredukowanych oraz wartości reakcji i momentów w podporach zestawiono w TABELI 1 i przedstawiono na RY-SUNKACH 2 i 3.

Analiza uzyskanych wyników wykazała, iż maksymalne obciążenie, które dla stali Cr-Ni-Mo nie powoduje przekroczenia założonej wartości umownej granicy plastyczności $R_{p0,2}$ =690 MPa wynosi 300 N. Odpowiadające temu obciążeniu przemieszczenie zredukowane wynosi 2 mm, wartość reakcji w podporach R = 250 N oraz moment reakcji M=4250 N·mm - RYS.2 a i b. The areas particularly exposed to damages were located in the point of applying the force and especially in the point of fixing locking screws and bars to the plate-FIG.3 a, b and c. Obtained values of reactions and moments in the point of fixing bars to the ribs show as well that there is a possibility of damaging a bone structure by applying bigger forces to the plate.

Conclusions

Previous researches of the stiffness of chest at children at the school age conducted by the authors of the paper showed that the maximum bend of chest which does not cause any pain problems varies from 10mm up to 20mm whereas forces causing such bend were equal to 100N [11].However, in the paper, loading force up to 1250N was simulated to the system. Such force was also used in the next stage of the research during experiments conducted on



55

56

TABELA 1. Wyniki analizy numerycznej układu płyta-poprzeczki-wkręty blokujące. TABLE 1. The results of the numerical analysis of the system plate-bars-locking screws.

Krok obliczeń Step	Siła obciążająca Loading force F	Przemieszczenia zredukowane Displacements I	Odkształcenia zredukowane von Misses strains ɛ	Naprężenia zredukowane von Misses stresses σ	Reakcja w podporach Reaction in suport R	Moment reakcji w podporach Moment reaction in supports M
	N	mm	mm/mm	MPa	Ν	N*mm
1	250	1,700	0,002	461,110	208,070	3452,400
2	500	3,401	0,004	746,500	416,130	6902,700
3	750	5,105	0,004	795,040	624,020	10343,000
4	1000	7,030	0,005	891,390	827,660	13556,000
5	1250	11,323	0,005	953,450	1026,800	16711,000



RYS. 2. Wykresy: a) naprężenie i przemieszczenie zredukowane w funkcji siły obciążającej, b) reakcje i momenty w podporach w funkcji siły obciążającej.

FIG. 2. Graphical representation of obtained results: a) reduced stresses and displacement in the function of loading force, b) reactions and moments in support in the function of loading force.





Obszary szczególnie narażone na uszkodzenia były zlokalizowane w miejscu przyłożenia siły oraz w szczególności w miejscu mocowania wkrętami blokującymi poprzeczek do płyt - RYS. 3 a, b i c. Również uzyskane wartości reakcji i momentów w miejscach przytwierdzenia poprzeczek do żeber wskazują na możliwość uszkodzenia struktury kostnej przy dużych siłach działających na płytę.

Podsumowanie

Przeprowadzone przez Autorów wcześniejsze badania sztywności klatki piersiowej u dzieci w wieku szkolnym wykazały, iż maksymalne ugięcie klatki piersiowej nie powodujące dolegliwości bólowych waha się w przedziale od 10 mm do 20mm natomiast siły powodujące takie ugięcie wyniosły the real object. Simultaneously the analysis of the obtained results showed that loading force up to 250N did not cause permanent deformation of the elements of the system indicating at the same time its big stiffness which resulted from insignificant values of displacement of the plate equal to 1,7mm in comparison to the obtained results in the research of the stiffness of chest at children.

In conclusion, it has to be stated that the obtained results of the numerical analysis were significantly influenced by assumed boundary conditions. In the real object particular interacting elements are joined with one another in the way which ensures appropriate clearances and the whole construction is prone to deformation. In the numerical model no clearances were assumed and all the elements were joined with one another stiffly with possible contact. That caused do 100 N [11]. W pracy natomiast zasymulowano obciążenia układu siłą do wartości 1250 N. Siłę taką zastosowano również w kolejnym etapie badań podczas doświadczeń na obiekcie rzeczywistym. Przyjęcie takiej siły maksymalnej miało na celu wskazanie miejsc narażonych na trwałe uszkodzenia oraz na możliwość destabilizacji układu. Jednocześnie analiza uzyskanych wyników wykazała, że obciążenie siłą do 250 N nie spowodowało trwałego odkształcenia elementów układu jednocześnie wskazując na dużą jego sztywność, która wynikała z niewielkiej wartość przemieszczenia płyty równej 1,7 mm w porównaniu do uzyskanych wartości w badaniach sztywności klatki piersiowej u dzieci.

Podsumowując należy stwierdzić, iż na uzyskane wyniki analizy numerycznej duży wpływ miały założone warunki brzegowe. W obiekcie rzeczywistym poszczególne elementy współpracujące łączone są ze sobą w sposób zapewniający odpowiednie luzy, a cała konstrukcja jest podatna na odkształcenia. W modelu numerycznym nie założono luzów, a wszystkie elementy były połączone ze sobą sztywno z ewentualnym kontaktem. Spowodowało to zawyżenie uzyskanych wartości napreżeń, odkształceń i sił reakcji w podporach z jednoczesnym ograniczeniem możliwości przemieszczania się płyty. Ponad to mocowanie płyty do żeber w warunkach klinicznych jest elastyczne, wykonane za pomocą drutu chirurgicznego zapewniającego możliwość uzyskania odpowiedniego połączenia z kością. Mocowanie takie ogranicza możliwość uszkodzenia struktur kostnych czego w modelu numerycznym nie uwzględniono.

Wstępna analiza numeryczna stanowi punkt wyjścia zarówno do optymalizacji cech konstrukcyjnych płyt w celu zmniejszenia jej sztywności, jak również do pełnej analizy biomechanicznej uwzględniającej układ kostny z warunkami brzegowymi adekwatnymi do obiektu rzeczywistego.

Podziękowania

Prezentowana praca była finansowana z projektu badawczego nr 4159/B/T02/2010/38 na lata 2010-2012.

Piśmiennictwo

[1] A. Rzechonek, M. Mraz, K. Kołodziej, G. Kacprzak: Chirurgiczne leczenie deformacji klatki piersiowej- sposoby postępowania. Pol. Med. Rodz. 2004, 6, 949-958.

[2] D. Nuss, R.E. Kelly, P. Croitoru, M.E. Katz: A 10-year of minimaly invasive technique for the correction of pectusexcavatum. Journal of Pediatric Surgery, 1998, 33(4), 545-552.

[3] J. Dzielicki, W. Korlacki, T. Sitkiewicz: Małoinwazyjna metoda Nussa w leczeniu lejkowatej klatkipiersiowej, Polski Przegląd Chirurgiczny, 2000, 72, 6, 524-530.
[4] J. Dzielicki, W. Korlacki, I. Janicka, E. Dzielicka. : Difficulties

[4] J. Dzielicki, W. Korlacki, I. Janicka, E. Dzielicka. : Difficulties and limitations in minimally invasive rep airof pectusexcavatum – 6 years experiences with Nuss technique. Eur. J. Cardiothorac. Surg. 2006;30: 801-804.

[5] J. Dzielicki, W. Korlacki: Możliwości leczenia zniekształcenia lejkowatych klatek piersiowych techniką małoinwazyjną. Lekarz, 1999;6, 40-41.

[6] J. Dzielicki, M. Ostański, I. Janicka: Cardiovascular anomalies in children with chest wall deformities. Surg.Childh.Intern.., 1997;V: 27-28.

.

inflation of the values of stresses, deformations and the reaction forces in supports limiting at the same time possibility of displacement of the plate. Moreover, fixing the plate to the rib in clinical conditions is flexible, made of surgical wire enabling possibility of obtaining the appropriate connection with a bone. Such fixing limits the possibility of damaging bone structures, which was not taken into consideration in numerical model.

The preliminarynumerical analysis is a starting point both for optimizing constructional features of the plates aiming at decreasing its stiffness and for full biomechanical analysis considering skeleton with boundary conditions adequate to the real object.

Acknowledgements

Presented work was financed from the scientific founds No 4159/B/T02/2010/38 in the years 2010-2012 as a research project.

References

[7] J. Dzielicki, W. Korlacki, I. Janicka, E. Dzielicka: Małoinwazyjna operacja lejkowatej klatki piersiowej wg Nussa - analiza 321 przy-padków. KardiochirurgiaiTorakochirurgiaPolska, 2004,1(supl. 1):51. [8] W. Kajzer, A. Kajzer, J. Szewczenko, J. Marciniak. FEM Analysis of Locked Intramedullary Nails Used For Femur Fractures Treatment. Engineering of Biomaterials, Number 96-98, Volume XIII, December 2010, pp. 54-57.

[9] W. Kajzer, A. Kajzer, J. Marciniak: FEM analysis of expandable intramedullary nails in health and osteoporotic femur. Journal of Achievements in Materials and Manufacturin Engineering, JAM-ME, vol. 37/2 December 2009.

[10] W. Kajzer, A. Krauze, M. Kaczmarek, J. Marciniak: FEM analisys of the expandable intramedullary nail. Conferenc on Information Technologies in Biomedicine June 16 - 18, 2008. Advances in soft computing 47, 2008 Springer-Verlag, pp.537-544.

[11] J. Dzielicki, W. Wolański, B. Gzik-Żroska, A. Kajzer, W. Kajzer: Pomiar sztywności klatki piersiowej u dzieci w wieku szkolnym. MajówkaMłodychBiomechaników 2011 19-22.05.2011 Wisła. MateriałyKonferencyjne.

57