

Marcin BASIAGA, Zbigniew PASZENDA Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych, Politechnika Śląska, Gliwice

ZASTOSOWANIE MES W ANALIZIE UKŁADU WIERTŁO CHIRURGICZNE – KOŚĆ UDOWA

Streszczenie. W pracy przeprowadzono analizę numeryczną układu wiertła chirurgiczne – kość udowa z wykorzystaniem MES w warunkach symulujących proces wiercenia w kości. Dla wytypowanej postaci konstrukcyjnej wiertła opracowano modele geometryczne narzędzi uwzględniające zróżnicowaną geometrię ich ostrza, jak i średnicę. Przyjęte dla potrzeb analizy warunki brzegowe odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Uzyskane wyniki stanowią podstawę doboru własności mechanicznych tworzywa metalowego wiertel, jak odpowiedniej geometrii ich ostrza.

1. WSTĘP

Chirurgiczne instrumentarium zabiegowe stanowi szczególną grupę sprzętu medycznego. Charakteryzuje się ono nieregularnością oraz zróżnicowaną intensywnością stosowania. W praktyce klinicznej dość często obserwuje się niewystarczającą ich trwałość użytkową. Odpowiednia jakość stosowanego instrumentarium zabiegowego w sposób zasadniczy wpływa na prawidłowość realizacji procedur chirurgicznych z wykorzystaniem różnych rozwiązań konstrukcyjnych implantów [1, 2].

Zagadnienie kształtowania własności użytkowych instrumentarium zabiegowego stosowanego w chirurgii kostnej jest procesem kilkietapowym. Przede wszystkim obejmuje on etap opracowania odpowiedniej jego postaci geometrycznej (dostosowanej do realizowanego zabiegu) oraz doboru własności mechanicznych materiału metalowego gwarantującego przeniesienie obciążeń generowanych w trakcie zabiegu chirurgicznego. W odniesieniu do wiertel chirurgicznych czynnikiem warunkującym ich przydatność jest przede wszystkim właściwa geometria ostrza. Jest ona determinowana głównie poprzez określenie kąta wierzchołkowego ostrza 2α . W literaturze niewiele miejsca poświęca się zagadnieniom biomechaniki tej grupy narzędzi. Dotyczy to przede wszystkim analizy stanu odkształceń i naprężeń z uwzględnieniem ich przeznaczenia funkcjonalnego [3 ÷ 7].

Z tego względu w pracy przeprowadzono analizę wytrzymałościową z wykorzystaniem metody elementów skończonych wytypowanej postaci wiertła chirurgicznego w warunkach symulujących proces wiercenia w kości.

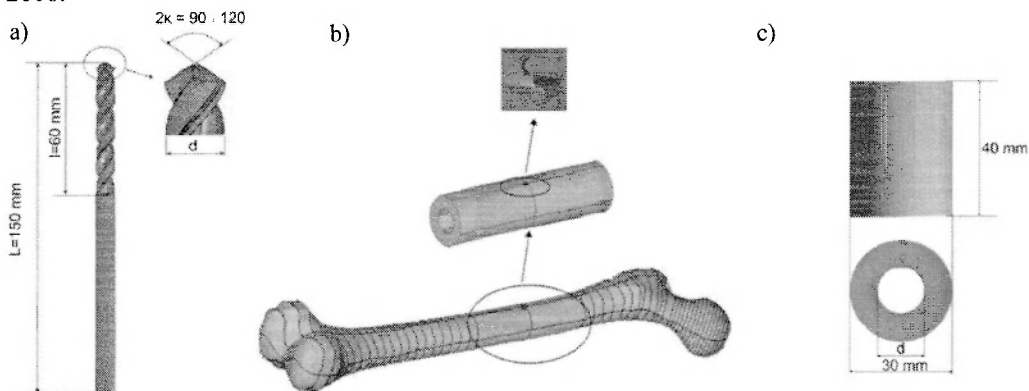
2. METODYKA BADAŃ

2.1. Model geometryczny

W ramach pracy analizowano postać konstrukcyjną wiertła chirurgicznego z chwytem walcowym. Stanowi ono, spośród opracowanych dla potrzeb chirurgii kostnej rodzajów

wiertel chirurgicznych, najczęściej stosowane narzędzie w zabiegach osteosyntezy. Dla potrzeb prowadzonej analizy opracowano modele geometryczne uwzględniające zróżnicowaną wartość kąta wierzchołkowego narzędzi: $2\kappa_1 = 90^\circ$ i $2\kappa_2 = 120^\circ$ – rys. 1a. Spośród typoszeregu wymiarowego wiertel analizę numeryczną prowadzono dla narzędzi o średnicy: $d_1 = 9,0$ mm, $d_2 = 4,5$ mm, $d_3 = 3,2$ mm i $d_4 = 1,0$. Długość całkowita i robocza wiertel była stała i wynosiła odpowiednio $L = 150$ mm i $l = 60$ mm.

W celu przeprowadzenia analizy numerycznej w warunkach symulujących proces wiercenia opracowano również model geometryczny kości udowej – rys. 1 b. Z uwagi na obszar prowadzonej analizy (środkowa część trzonu kości) model ten został uproszczony poprzez usunięcie kłykci. Ponadto w modelu wstępnie zasymulowano otwór o średnicy odpowiadającej średnicy analizowanych wiertel i odzwierciedlający ich geometrię ostrza. Dodatkowo opracowano model tulei symulującej część chwytową wiertarki – rys. 1 c. Do opracowania modeli geometrycznych wykorzystano oprogramowanie Inventor Professional 2008.



Rys. 1. Modele geometryczne: a) wiertła chirurgicznego z chwytem walcowym, b) kości udowej, c) tulei symulującej część chwytową wiertarki

W dalszej kolejności opracowano model geometryczny układu wiertło chirurgiczne – kość udowa uwzględniający dwa warianty procesu wiercenia. Wariant I przeprowadzonej analizy, obejmujący proces wiercenia w obrębie pojedynczej warstwy tkanki korowej kości udowej, miał na celu określenie prawidłowej wartości kąta wierzchołkowego 2κ – rys. 2a. Z kolei wariant II analizy, z uwagi na występujące przypadki łamania się wiertel w obszarze śródspikowym kości, miał na celu wyznaczenie rozkładu naprężeń w funkcji przemieszczenia ścinu w kierunku prostopadłym do osi wiertła – rys. 2b.

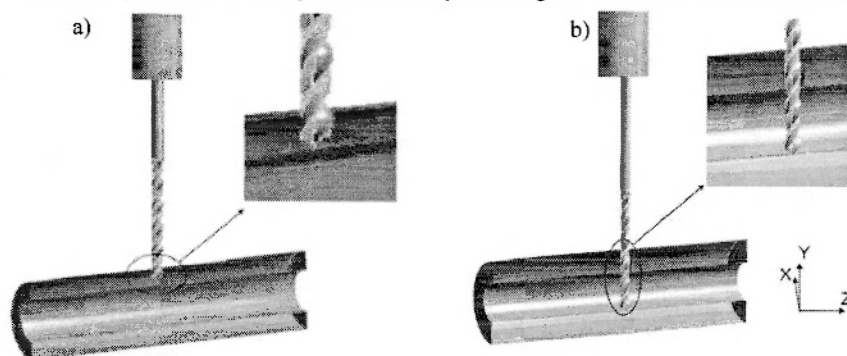
2.2. Model obliczeniowy

Dla opracowanych modeli geometrycznych wygenerowano siatkę do obliczeń metodą elementów skończonych. Do dyskretyzacji elementów analizowanego układu wykorzystano oprogramowanie ANSYS Workbench v11.

Dla przeprowadzenia obliczeń niezbędne było określenie i nadanie warunków początkowych oraz brzegowych, które z odpowiednią dokładnością odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Przyjęto następujące założenia [8]:

- wiertło obciążono siłą osiową $F = 60$ N i zadano moment obrotowy $M = 0,04$ Nm,

- umiejscowienie podpór uniemożliwiało przemieszczenie kości oraz tulei wzdłuż osi X, Y i Z,
- zasymulowano kontakt wiertła z kością wzdłuż krawędzi skrawających i ścinu (wariant I) oraz na łysinkach w obrębie otworu wykonanego w warstwie tkanki korowej (wariant II).



Rys. 2. Model geometryczny układu wiertło chirurgiczne - kość udowa:
a) wariant I, b) wariant II

Zakres przeprowadzonej analizy obejmował wyznaczenie stanu odkształceń i naprężeń w poszczególnych obszarach wiertel chirurgicznych. Dla potrzeb analizy przyjęto następujące dane materiałowe [9]:

- wiertło chirurgiczne – stal martenzytyczna X39Cr13: $E = 215\,000\text{ MPa}$, $\nu = 0,35$,
- tkanka korowa kości udowej: $E = 18600\text{ MPa}$, $\nu = 0,33$.

3. WYNIKI BADAŃ

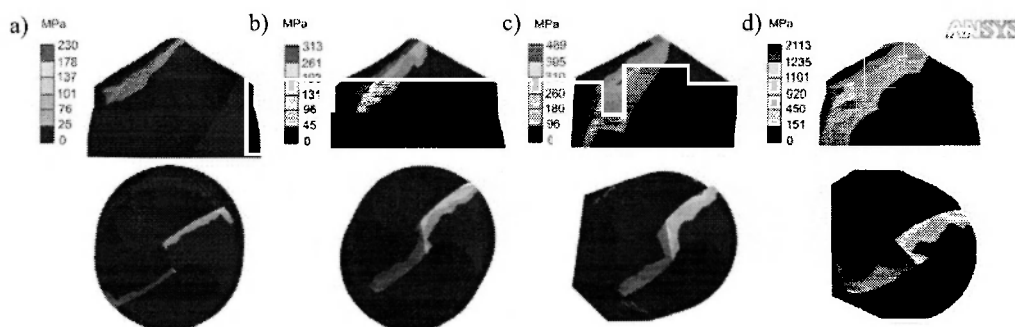
3.1. Wyniki analizy wytrzymałościowej – wariant I

Wyniki przeprowadzonych obliczeń dla analizowanych w pracy wartości średnic d wiertel o zróżnicowanej geometrii ostrza zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Wyniki analizy numerycznej wiertel chirurgicznych – wariant I

Średnica wiertła d , mm	Kąt wierzchołkowy 2κ , °	Odształcenie zredukowane ϵ_{\max} , %	Naprężenie zredukowane σ_{\max} , MPa
1,0	90°	0,60	1450
	120°	0,93	2113
3,2	90°	0,43	395
	120°	0,61	489
4,5	90°	0,17	226
	120°	0,28	313
9,0	90°	0,05	81
	120°	0,10	230

Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład wartości odkształceń i naprężeń zredukowanych w części roboczej narzędzi. Stwierdzono, że niezależnie od wartości średnicy d maksymalne wartości odkształceń i naprężeń zredukowanych występują w narzędziach o kącie wierzchołkowym $2\kappa_2 = 120^\circ$ wzdłuż krawędzi skrawających w strefie zewnętrznej wiertła. Wartości te wynosiły odpowiednio $\epsilon_{\max} = 0,93 \%$ i $\sigma_{\max} = 2113 \text{ MPa}$ – rys. 3.



Rys. 3. Rozkład naprężeń zredukowanych w wiertle o kącie wierzchołkowym $2\kappa_2 = 120^\circ$:
a) $d_1 = 9,0 \text{ mm}$, b) $d_2 = 4,5 \text{ mm}$, c) $d_3 = 3,2 \text{ mm}$, d) $d_4 = 1,0 \text{ mm}$

3.2. Wyniki analizy wytrzymałościowej – wariant II

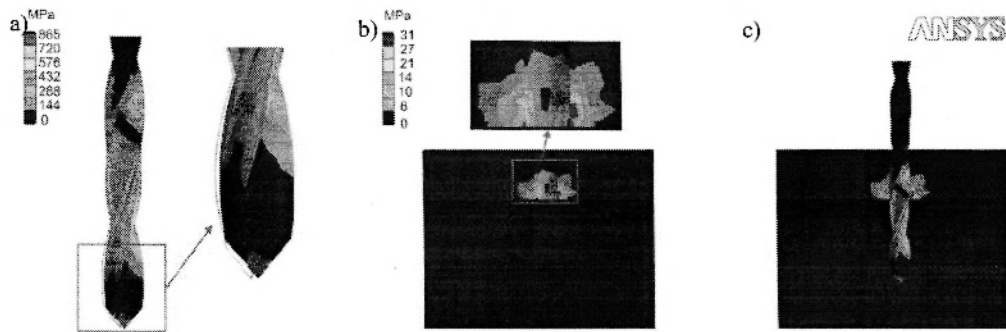
Wyniki przeprowadzonych obliczeń naprężeń zredukowanych w funkcji przemieszczenia ścinu dla analizowanych w pracy wartości średnic d wiertel zestawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Wyniki analizy numerycznej analizowanych wiertel – wariant II

Średnica wiertła d , mm	Naprężenie zredukowane w wiertle chirurgicznym σ_{\max} , MPa				Naprężenie zredukowane w kości udowej σ_{\max} , MPa			
	Przemieszczenie ścinu, mm							
	0,1	0,3	0,6	1,0	0,1	0,3	0,6	1,0
1,0	320	926	1812	2610	2	10	26	49
3,2	285	865	1720	2360	11	31	72	121
4,5	255	786	1520	2190	25	87	185	320
9,0	221	742	1320	1983	59	150	296	436

Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład wartości naprężeń w tej części roboczej wiertel – rys. 4. Stwierdzono, że największe wartości naprężeń zredukowanych, będące efektem przemieszczenia ścinu narzędzia o 1 mm, występują w wiertle o średnicy $d_4 = 1,0 \text{ mm}$ w jego górnej części roboczej w obszarze śródszpikowym. Wartość ta wynosiła $\sigma_{\max} = 2610 \text{ MPa}$. Dodatkowo wyznaczono rozkład wartości naprężeń zredukowanych w kości w funkcji przemieszczenia ścinu wiertła. Spośród wszystkich analizowanych wariantów obliczeń największe wartości naprężeń zredukowanych

generowanych w kości udowej obserwuje się w przypadku wiertła o średnicy $d_1 = 9,0$ mm po przemieszczeniu ścinu o wartość 1 mm. Wartość ta wynosiła $\sigma_{\max} = 436$ MPa.



Rys. 4. Rozkład naprężeń zredukowanych w funkcji przemieszczenia ścinu o wartość 0,3 mm a) w wiertle o średnicy $d_3 = 3,2$ mm, b) w obszarze otworu w kości udowej, c) w układzie wiertło-kość udowa

4. PODSUMOWANIE

W pracy przeprowadzono analizę wytrzymałościową wiertel chirurgicznych w warunkach symulujących proces wiercenia w kości z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Na podstawie przeprowadzonych analiz stwierdzono (wariant I), że niezależnie od analizowanej wartości średnicy wiertel d największe wartości odkształceń i naprężeń zredukowanych występują w przypadku kąta wierzchołkowego $2\kappa_2 = 120^\circ$ – tabela 1, rys. 3. Zatem korzystniejszym rozwiązaniem jest stosowanie narzędzi o kącie wierzchołkowym $2\kappa_1 = 90^\circ$. Dobór odpowiedniej geometrii ostrza narzędzi stanowi jeden z zasadniczych czynników korzystnie wpływających na trwałość użytkową chirurgicznego instrumentarium zabiegowego. Stwierdzono ponadto, że w przypadku wiertel o średnicy $d_4 = 1,0$ mm (niezależnie od wartości kąta 2κ) generowane są naprężenia, których wartość przekracza granicę plastyczności ($R_{p0,2} = 1400$ MPa) analizowanego w pracy materiału wiertła. Zatem konsekwencją procesu wiercenia w kości udowej przy zadanym obciążeniu siłą $F = 60$ N i momentem obrotowym $M = 0,04$ Nm może być intensywny proces niszczenia wiertła w obrębie jego krawędzi skrawających.

Z uwagi na występujące w trakcie procesu wiercenia w kości przypadki łamania się wiertel (w obszarze śródszpikowym kości) w pracy analizowano również wpływ przemieszczania ścinu w kierunku prostopadłym do osi narzędzia na rozkład naprężeń zredukowanych w jego części roboczej (wariant II). Stwierdzono, że największe wartości naprężeń zredukowanych występują w wiertle o średnicy $d_4 = 1,0$ mm (przemieszczenie o wartość 1 mm). Z kolei największe wartości naprężeń zredukowanych generowanych w kości udowej obserwuje się w przypadku zastosowania wiertła o średnicy $d_1 = 9,0$ mm (przemieszczenie o wartość 1 mm) – tabela 2. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń i analiz stwierdzono, że dopuszczalne naprężenia nie przekraczające wartości $R_{p0,2}$ występują w przypadku przemieszczenia ścinu o 0,6 mm wiertła o średnicy $d_1 = 9,0$ mm. Natomiast dla pozostałych średnic graniczna wartość przemieszczenia ścinu wynosi 0,5 mm.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2009-2011 jako projekt badawczy.

LITERATURA

- [1] Paszenda Z., Tyrlik-Held.J.: Instrumentarium chirurgiczne. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2003
- [2] Marciniak J.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2002
- [3] Price M., Molloy S., Solan M., Sutton A., Ricketts D.: The rate of instrument breakage during orthopaedic procedures. *International Orthopaedics* 26, 2002, pp.185-187.
- [4] Bachus K., Rondina M., Hutchinson D.: The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical Engineering & Physics* 22, 2000, pp. 685–691
- [5] Udiljak T., Ciglar D, Skoric S.: Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Advances in Production Engineering&Management* 2, 2007, pp.103-112
- [6] Allan W., Williams E., Kerawala C.J.: Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 43, 2005, pp. 314-319
- [7] Karmani S., Lam F.: The design and function of surgical drills and K-wires. *Current Orthopaedics*, vol. 18, issue 6, 2004, pp. 484-490.
- [8] Hillery M., Shuaib I. (1999) Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology* 92-93: 302 – 308.
- [9] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Warszawa, 1997

APPLICATION OF FEM IN ANALYSIS OF SURGICAL DRILL – FEMUR SYSTEM

Summary. This work concentrates on the numerical analysis of a surgical drill-femur system under conditions simulating the bone drilling process, using a finite-element method. Geometrical models of the surgical tools of diverse geometry of the edge and diameters were worked out for selected drills. The applied boundary conditions reflected phenomena in real system with appropriate accuracy. The obtained results are a basis for improvement of the drills' geometry and optimization of their mechanical properties.