



12th INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE
ACHIEVEMENTS IN MECHANICAL & MATERIALS ENGINEERING

Charakterystyka biomechaniczna układu gwoździe śródszpikowe – kość udowa z wykorzystaniem MES

A. Krauze, W. Kajzer, J. Marciniak

Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny,
Politechnika Śląska,
ul. Konarskiego 18a, 44-100 Gliwice, Poland

W pracy przedstawiono charakterystykę biomechaniczną układu kość udowa – gwoździe śródszpikowe. W szczególności wyznaczono stan naprężeń i przemieszczeń elementów gwoździ śródszpikowych stosowanych w osteosyntezie kości udowej u dzieci. Obliczenia przeprowadzono dla obciążeń wynikających z masy 5 – cio letniego dziecka, podczas stania na jednej nodze. Uzyskane wyniki mogą być podstawą do optymalizacji cech geometrycznych implantów, jak i własności mechanicznych biomateriału metalicznego, z którego przewiduje się ich wykonanie.

1. WPROWADZENIE

Złamania kości udowej to najczęstsze urazy w ortopedii dziecięcej. Złamania te występują zarówno we wczesnym dzieciństwie, gdy słaba struktura kości zmienia się w silniejszą, jak również w okresie dorastania w wyniku urazów spowodowanych np. wypadkami komunikacyjnymi. Wiek pacjenta jest znaczącym czynnikiem wpływającym na wybór metody stabilizacji dla danego typu złamania w okresie wzrostu, ponieważ istnieje szereg różnic pomiędzy złamaniami oraz ich leczeniem u dzieci i u dorosłych.

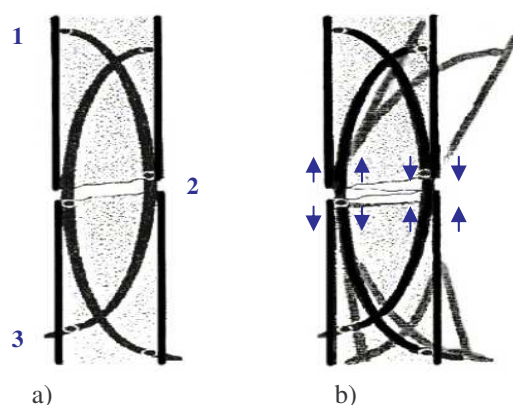
Do podstawowych różnic w sposobie leczenia złamań u dzieci należą [1]:

- dominujące leczenie zachowawcze,
- krótszy okres unieruchomienia,
- bezwzględne unikanie agresywnej ingerencji w obrębie przynasad tzn. w okolicach chrząstek wzrostowej w przypadku leczenia operacyjnego,
- znacznie mniej nasilona rehabilitacja po urazach.

Elastyczne gwoździe śródszpikowe stosowane są od kilkunastu lat u dzieci do zespołów złamań kości. Po raz pierwszy użył ich do leczenia dzieci Mann w 1986 roku. Stwierdził on, iż stosowanie elastycznego śródszpikowego gwoździowania do zespalania złamań kości u dzieci jest metodą uniwersalną i dającą lepsze rezultaty niż leczenie tradycyjne. Osteosynteza śródszpikowa w porównaniu z zewnętrznym unieruchamianiem kości posiada wiele zalet takich jak: szybsza stabilizacja złamania, natychmiastowa możliwość poruszania się pacjenta po operacji oraz szybki anatomiczny zrost kości. Leczenie złamań poprzez gwoździowanie daje możliwość korekty zagięcia kąтового odłamów oraz pozwala uniknąć

unieruchomienia gipsowego, przez co możliwy jest szybszy powrót pacjenta do codziennego życia. Jedną z najbardziej znaczących zalet leczenia za pomocą elastycznych gwoździ jest ochrona okostnej i tkanki miękkiej w rejonie złamania prowadząca do szybszego zrostu. Przeciwwskazaniami do stosowania gwoździowania są złamania w części bliższej lub dalszej kości udowej, które uniemożliwiają wprowadzenie gwoźdź, jak również złamania spiralne lub rozdrobnione [2].

Gwoździe po ich wprowadzeniu do kanału śródszpikowego stykają się z wewnętrzną ścianą kości korowej w trzech punktach – rys.1. Dzięki temu siły trakcji przekształcają się w siły kompresji, co pobudza tworzenie kostniny.

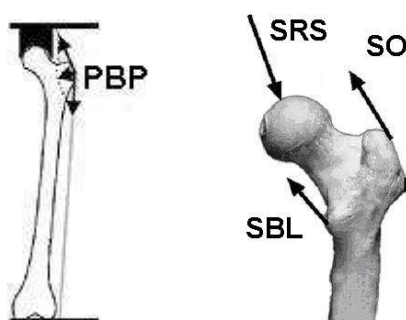


Rys.1. Zasada osteosyntezy elastycznymi gwoździami śródszpikowymi [3]: a) prowadzone pręty mają trzy punkty styku z warstwą korową, b) siły trakcji są przekształcane w siły naprężenia (kompresji)

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Model obciążenia kości udowej

Ze względu na duże trudności w zamodelowaniu działania wszystkich mięśni działających w rejonie stawu biodrowego podczas podparcia ciała na jednej nodze, w analizie zostały uwzględnione jedynie te mięśnie, które mają największy wpływ na rozkład sił w okolicy kości udowej. W modelu uwzględniono pasmo biodrowo – piszczelowe PBP, które zostało zamodelowane jako złożenie mięśni pośladkowego dużego oraz tensor fasciae latae. Siły mięśni odwodzicieli SO (mięsień pośladkowy mały i średni) zostały dodane, a początek siły wypadkowej znajduje się na krętarzu większym. Wektor siły od mięśnia biodrowo-łędźwiowego zaczepiony został na krętarzu mniejszym – rys. 2.



Rys. 2. Kierunki działania sił w przyjętym modelu obciążenia kości udowej [4,5]

Wartości sił mięśni i reakcji w stawie biodrowym w przypadku podparcia na jednej nodze wynikają z masy ciała 5 – cio letniego dziecka.

2.2. Budowa modelu geometrycznego

Komputerowa analiza biomechaniczna zespolenia gwoździ śródszpikowy – kość udowa została przeprowadzona dla kości dziecka w wieku 5 lat o masie 20 kg. Model kości udowej został opracowany przy pomocy tomografii komputerowej (CT) i udostępniony w postaci pliku IGES przez Pacific Research Labs, Vashon Island [6]. W modelu kości została uwzględniona jedynie tkanka korowa - rys. 3a. W części środkowej kości zostało zasymulowane złamanie skośne. Szczelinę pomiędzy odłamami przyjęto 1,5 mm. Do kanału szpikowego zostały wprowadzone metodą wstępującą dwa gwoździe - rys. 3b. Na tak przygotowany model nałożono siatkę elementów skończonych. Cechy geometryczne gwoździ zostały dobrane w odniesieniu do średnicy kanału szpikowego – tabela 1.



Rys. 3. Modele numeryczne: a) kości udowej b) gwoździ śródszpikowych

Tabela 1

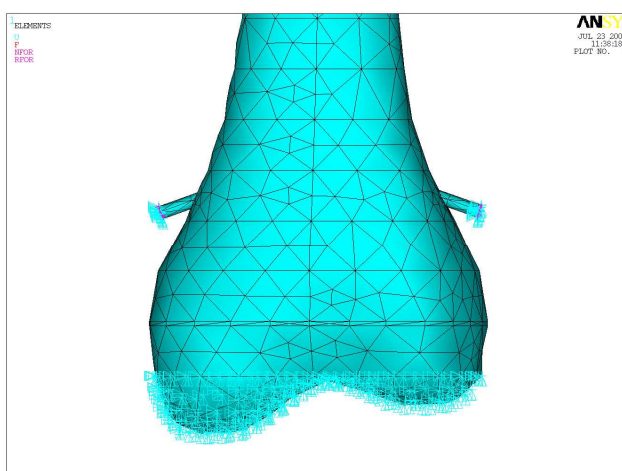
Cechy geometryczne analizowanych gwoździ śródszpikowych [7]

Wiek pacjenta, lata	Średnica kanału szpikowego, mm	Średnica gwoźdź, mm	Długość gwoźdź, mm
4-6	5-6	2.0	200

W okolicach podkrętarzowych kości oraz w górnych końcach gwoździ siatka została zagęszczona, aby istniała możliwość połączenia węzłów kości z węzłami implantów.

Materiał kości oraz gwoździ został przyjęty jako: liniowo sprężysty, izotropowy i jednorodny, w którym zachodzi liniowa zależność między przemieszczeniem i naprężeniem (zgodnie z prawem Hook'a). W modelu nie została uwzględniona anizotropia czy lepkość, które mogą występować w rzeczywistości. Wartości modułu Young'a i współczynnika Poissona zostały przyjęte odpowiednio, dla kości: $E = 1,8 \cdot 10^4$ MPa i $\nu = 0,3$, natomiast dla gwoździ: $E = 2 \cdot 10^5$ MPa $\nu = 0,3$ [4].

Kość została utwierdzona na całej powierzchni kłykci. W miejscu złamania został założony kontakt pomiędzy gwoździami, a kością. Końcówki gwoździ zostały utwierdzone w dolnej ich części - rys. 4, a w górnej przyczepione do tkanki korowej.



Rys. 4. Sposób założenia podpór na kości

2.4. Analiza przemieszczeń i naprężeń

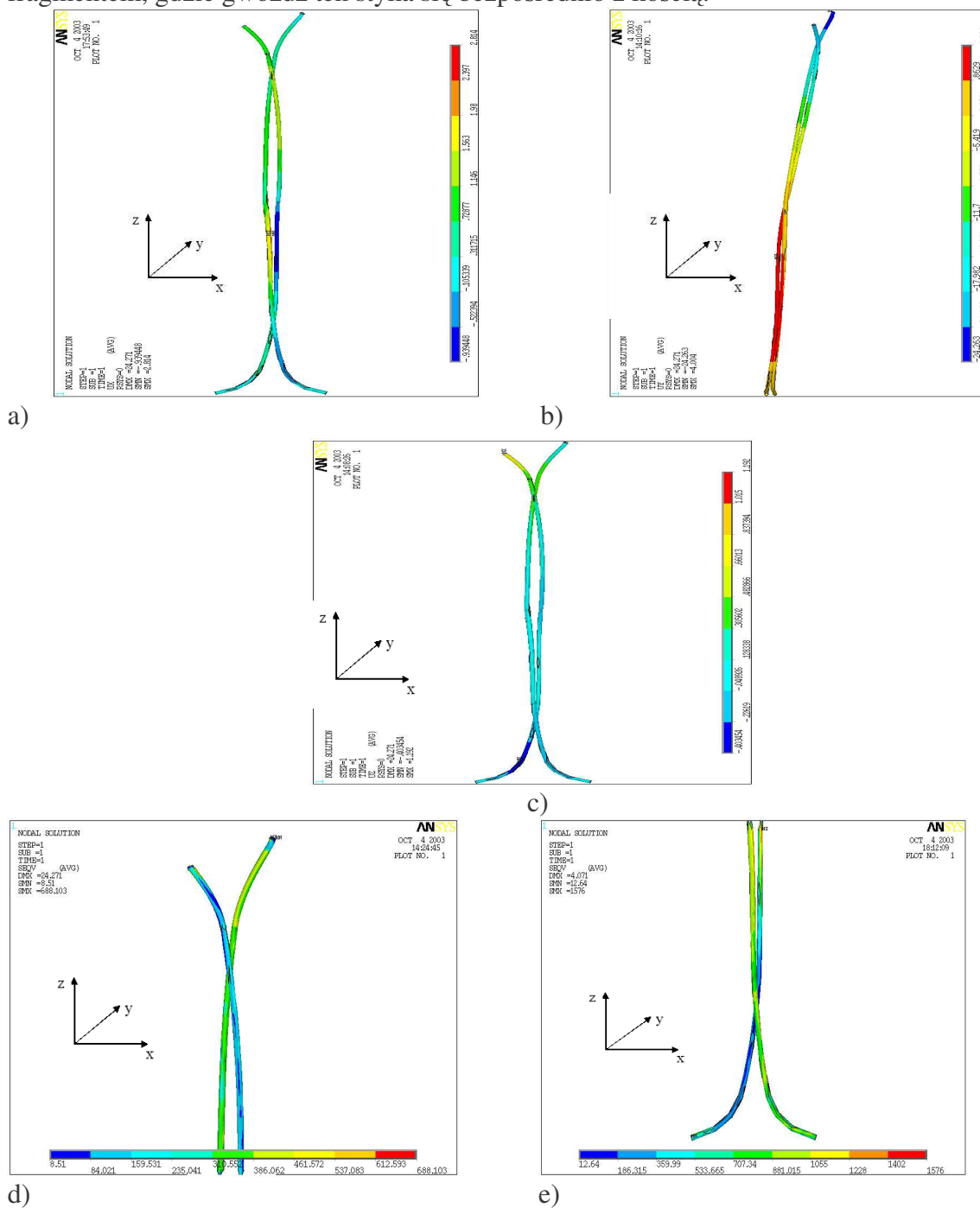
Przeprowadzona analiza polegała na wprowadzeniu geometrii kości udowej oraz gwoździ do programu Ansys, założeniu materiałów i sprecyzowanie ich własności oraz obciążeniu całego układu zgodnie z siłami działającymi w rzeczywistości w przypadku podparcia ciała na jednej nodze. Analiza miała na celu wyznaczenie naprężeń w gwoździach śródszpikowych (według hipotezy Hubera – Misesa), oraz ich przemieszczeń wzdłuż osi 'z'

3. WYNIKI BADAŃ

Wyniki przeprowadzonych obliczeń symulacyjnych przedstawiono na rys. 5. W pierwszej kolejności analizowano wielkości przemieszczeń elementów gwoździ w obszarze szczeliny złamania. Na podstawie przeprowadzonej analizy zaobserwowano, że gwoździe ograniczone wewnętrznymi powierzchniami kości przemieszczają się pod wpływem obciążenia wzdłuż osi kości (oś 'z'). Maksymalne przemieszczenie wzdłuż tej osi wynosi 1,19 mm – rys 5c. Widoczne jest również wygięcie gwoździ pod wpływem obciążenia wzdłuż osi 'x' i 'y' – rys. 5a i 5b .

Analizując wartości naprężeń w implantach można zauważyć, że w gwoździu wprowadzonym od strony bocznej kości występują większe naprężenia niż na

wprowadzonym od strony środkowej – rys 5d i 5e. Jest to spowodowane miejscem działania siły pochodzącej od reakcji w stawie. Naprężenia te nie przekraczają 700 MPa, poza fragmentem, gdzie gwoździe ten styka się bezpośrednio z kością.



Rys.5. Wyniki obliczeń numerycznych: a) przemieszczenia elementów gwoździ wzdłuż osi 'x', b) przemieszczenia elementów gwoździ w osi 'y', c) przemieszczenia elementów gwoździ wzdłuż osi 'z', d) naprężenia w górnej części gwoździ, e) naprężenia w dolnej części gwoździ

4. WNIOSKI

W zaprezentowanym modelu przyjęto pewne uproszczenia, które będą eliminowane podczas dalszych, szczegółowych analiz. Na podstawie przeprowadzonych badań symulacyjnych wyznaczono zakres przemieszczeń oraz stan naprężeń w gwoździach śródszpikowych. Analiza uzyskanych wyników obliczeń symulacyjnych pozwala na sformułowanie następujących wniosków:

- maksymalne przemieszczenie elementów gwoździ w miejscu złamania wynosi 1,19 mm, a więc nie została przekroczona dopuszczalna wartość 1,5 mm,
- wielkość naprężeń w gwoździach śródszpikowych nie przekroczyła 700 MPa, oprócz fragmentów w obszarze styku końcówki gwoździ z kością co jest uzasadnione przyjętymi uproszczeniami.

Uzyskane wyniki mogą być podstawą do optymalizacji cech geometrycznych i analizy doboru własności materiału. Przyjęty model obciążenia może być podstawą do dalszych, bardziej precyzyjnych analiz biomechanicznych zespolenia kość – gwoździe śródszpikowy.

LITERATURA

1. Okłot K.: Traumatologia wieku rozwojowego. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1999, s.225-292.
2. Schmittbecher P. P., Dietz H. G., Linhart W. E., Slongo T.: „Complications and problems in intramedullary nailing of children`s fractures” European Journal of Trauma 2000, 26, 287-293.
3. A.S.Barczyński, T.S.Gaździk : Leczenie złamań trzonu kości udowej u dzieci metodą sprężystego gwoździowania szpikowego Metizeau. Katedra i Oddział Kliniczny Ortopedii Śląskiej Akademii Medycznej s.1-14.
4. Stolk J., Verdonschot N., Huiskes R.: ”Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction”. Journal of Biomechanics 34, 2001, 917-926.
5. J.A. Simoes, M.A. Vaz, S. Blatcher, M. Taylor: Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. Medical Engineering & Physics 22 (2000) 453-459.
6. http://www.cineca.it/hosted/LTM-IOR/back2net/ISB_mesh/mesh_list.html
7. J. Prevot, J. P. Metaizeau, J. N. Ligier, P. Lascombes, E. Lesur, G. Dautel: “Elastic stable intramedullary nailing (E.S.I.N.)”. Edition Techniques – Encycl. Med. Chir. (Paris, France). Surgical techniques – Orthopedics – Traumatology, 44-018, 1993, 13.