

Złamanie przezkrętarzowe kości udowej – numeryczna analiza stabilności

Jakub Słowiński¹, Grzegorz Ziótkowski², Konrad Kudłacik³

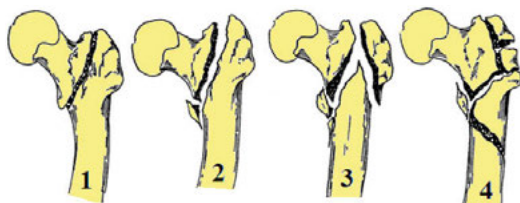
¹Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-370 Wrocław, tel.: +48 320 47 83, e-mail: jakub.slowinski@pwr.edu.pl

²Katedra Technologii Laserowych, Automatyzacji i Organizacji Produkcji, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska, ul. Łukasiewicza 5, 50-371 Wrocław

³Oddział Ortopedyczno-Urazowy Specjalistycznego Szpitala im. dra A. Sokotowskiego, ul. Sokotowskiego 4, 58-309 Wałbrzych

Wprowadzenie

Złamanie kości udowej to jeden z cięższych i często występujących urazów u osób powyżej 70. roku życia. Złamanie to bywa u osób w starszym wieku przyczyną znacznej niepełnosprawności, pogorszenia komfortu życia, a w niektórych przypadkach nawet śmierci. Tym samym niesie za sobą poważne reperkusje zdrowotne, społeczne i finansowe. Obecnie powszechną metodą stabilizacji złamań przezkrętarzowych kości udowej jest zespolenie za pomocą gwoźdźca krętarzowego. Stosuje się przy tym wiele wariantów gwoździ wraz z różnymi metodami ich blokowania. Celem przedstawionej analizy była ocena stabilności zespolenia złamania przezkrętarzowego stabilnego kości udowej, zrealizowanego za pomocą gwoźdźca krętarzowego firmy ChM w dwóch wariantach: ze śrubą szyjkową i pinem derotacyjnym oraz z samą śrubą szyjkową. Motywacją do niniejszych działań było pytanie, jakie pojawiają się w pracy klinicznej i które dotyczy faktycznego udziału pinu derotacyjnego w przenoszeniu obciążenia w układzie implant – kość. Analizowane w pracy złamanie przezkrętarzowe – typ I i II wg klasyfikacji Kyle'a to odpowiednio złamanie stabilne bez przemieszczeń i odłamów oraz złamanie stabilne z przemieszczeniem i odłamaniem krętarza mniejszego (Rys. 1) [1, 2].

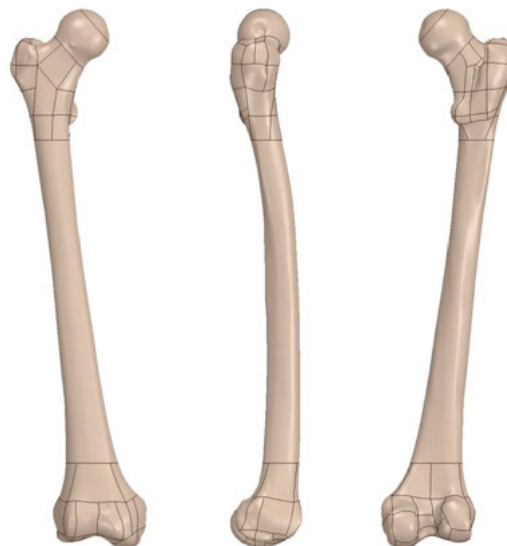


Rys. 1 Złamania krętarzowe wg klasyfikacji Kyle'a
Źródło: [3].

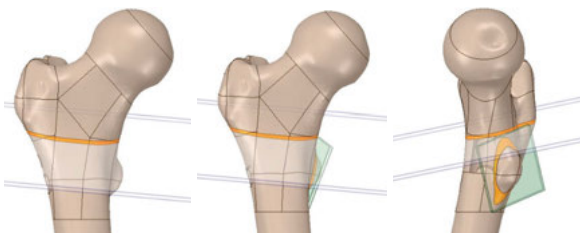
Materiał i metoda

Na potrzeby pracy przygotowany został model kości udowej ze stabilizującym złamanie gwoździem śródszpikowym. Geometria modelu kości opracowana została na podstawie modeli powierzchniowych dostępnych w repozytorium Anatomography prowadzonym przez Database Center for Life Science (Rys. 2). Następnie w modelu kości, zgodnie z klasyfikacją Kyle'a, wygenerowano szczeliny złamania o szerokości 2 mm (Rys. 3).

Model gwoźdźca śródszpikowego (Rys. 4) opracowano na podstawie modelu powierzchniowego uzyskanego poprzez skanowanie rzeczywistego obiektu za pomocą technicznego tomografu komputerowego (napiecie lampy – 220 kV, natężenie

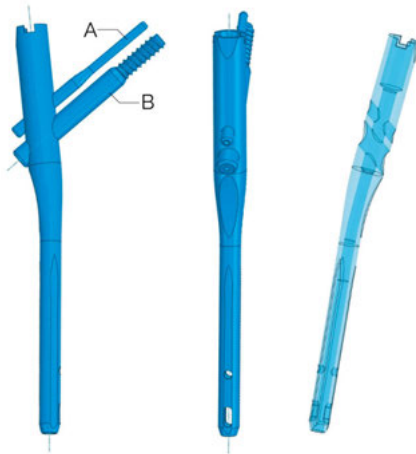


Rys. 2 Model kości udowej prawej, rzut z przodu i z dołu
Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 3 Model złamania przekrętarsowego wg Kyle'a, typ I (po lewej) i typ II (po środku i po prawej)

Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 4 Model gwoźdźnia śródszpikowego ze śrubką rekonstrukcyjną (A) i pinem derotacyjnym (B)

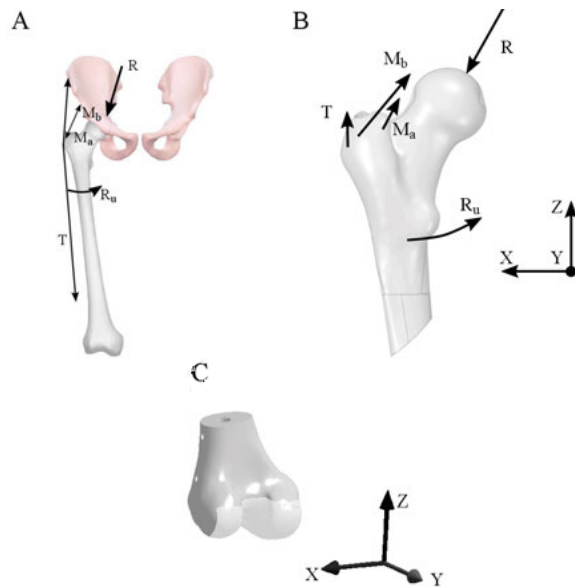
Źródło: Opracowanie własne.

lampy – 280 μ A, czas pojedynczej projekcji – 2s, filtr – miedziany 1,5 mm, liczba projekcji – 500, rozdzielczość – 170,41 μ m).

Odtworzone w środowisku programu SpaceClaim modele objętościowe zostały następnie przeniesione do środowiska Ansys Mechanical 18.2, gdzie poddano je dyskretyzacji oraz przyłożono warunki brzegowe w postaci umocowania modelu i jego obciążenia.

Dyskretyzację dla modelu kości przeprowadzono z wykorzystaniem elementów heksahedralnych wyższego rzędu, dzięki czemu na poziomie siatki elementów skończonych wprowadzono podział na tkankę zbitą i gąbczastą. Model implantu, ze względu na skomplikowany kształt, podzielono z wykorzystaniem elementów czworociennej wyższego rzędu. Właściwości materiałowe przyjęte na potrzeby analizy przedstawia tabela 1. Model umocowano na końcu dalszym poprzez odebranie wszystkich stopni swobody węzłom powierzchniowym w obszarze powierzchni stawowych. W każdym z analizowanych przypadków zastosowano ten sam schemat obciążenia – model obciążenia stawu biodrowego wg Będzińskiego. Obciążenie uwzględniało oddziaływanie mas tułowia na głowę kości udowej R, oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego T, siłę oddziaływania mięśni odwodźcicieli M_a i M_b oraz siłę oddziaływania mięśni rotatorów R_u . Rysunek 5 przedstawia rozkład poszczególnych sił w stawie biodrowym oraz w kości udowej. Wartości poszczególnych zadanych sił i ich składowych obciążających model przedstawia tabela 2 [4].

W efekcie prowadzonych prac uzyskano 4 warianty stabilizacji złamania – 2 typy złamania i 2 typy stabilizacji (Rys. 6).



Rys. 5 Schemat obciążenia stawu biodrowego wg modelu Będzińskiego (A), przyłożenie sił do kości udowej (B)

Źródło: [4].

Tabela 1 Właściwości materiałowe przyjęte w trakcie analizy

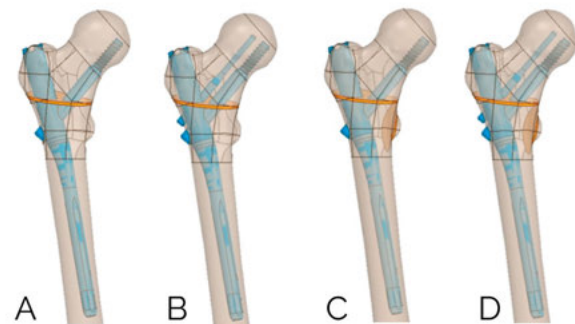
Materiał	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [-]
tkanka zbita	18000	0,3
tkanka gąbczasta	450	0,42
materiał szczeliny złamania	10	0,4
implant	105000	0,34

Źródło: Opracowanie własne na podstawie [4].

Tabela 2 Zestawienie wartości zadanych sił i ich składowych obciążających model

	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]
R	245	-35	-651
M_a	-44	-11,5	33
M_b	-151,5	-101	109
T	-20,5	-7,5	0
R_u	-21	-178,5	165

Źródło: Opracowanie własne na podstawie [4].



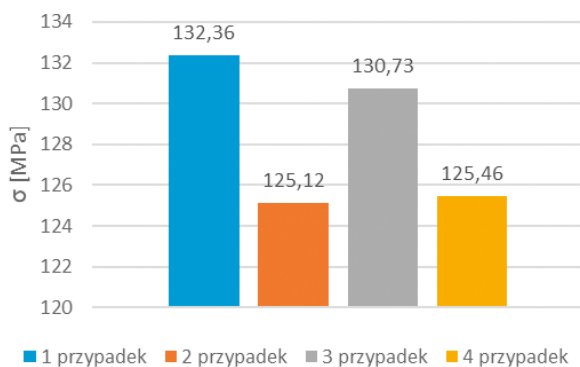
Rys. 6. 4 warianty modelu opracowane na potrzeby analizy: typ I bez pinu derotacyjnego, typ I z pinem derotacyjnym, typ II bez pinu derotacyjnego, typ II z pinem derotacyjnym

Źródło: Opracowanie własne.

W ramach obliczeń uzyskano rozkłady przemieszczeń w trzech osiach głównych oraz naprężenia zredukowane Hubera-Misesa, które przedstawiono w postaci tabel. W zakresie opisu uzyskanych naprężeń zredukowanych ograniczono się do ich opisu w obszarze końca bliższego ze względu na – w zależności od wariantu – obecność pinu derotacyjnego.

Przemieszczenia odczytano dla każdego modelu według globalnego układu odniesienia zorientowanego zgodnie z rysunkiem 5. Przemieszczenia w osi X w odniesieniu do pozostałych były najmniejsze i także najmniej zróżnicowane pomiędzy wariantami. Maksymalne przemieszczenia węzłowe odnotowane na głowie kości udowej mieściły się w zakresie 0,2-0,22 mm. W każdym z czterech przypadków największe przemieszczenia występowały w bliższej części kości udowej w okolicy głowy i szyjki, co skutkowało zgięciem kości w płaszczyźnie czołowej. Przemieszczenia o znacznie większych wartościach odnotowano wzdłuż osi Y – dla wszystkich wariantów mieściło się ono w zakresie 11,5-11,75 mm, co wskazywało na wygięcie kości w płaszczyźnie strzałkowej. Przemieszczenia w osi Z układu odniesienia mieściły się z kolei w przedziale 1,55-1,74 mm i odnotowano je w części tylnej głowy kości udowej. Przebieg izol linii przemieszczeń wzdłuż osi Z wskazuje na nieznaczną rotację kości. Nieznacznie większe wartości przemieszczeń odnotowano dla typu II złamania, ze względu na utratę zdolności nośnej kości w obszarze krętarza mniejszego i osłabienie łuku Adamsa.

Naprężenia zredukowane odnotowane w modelu gwoździa śródszpikowego umieszczono na wykresie (Rys. 7). Uwidoczniona została tendencja wskazująca nieznacznie wyższe wartości naprężeń w wariantach stabilizacji pozbawionych pinu derotacyjnego. Jego obecność odciążała w pewnym stopniu śrubę rekonstrukcyjną, co skutkowało spadkiem naprężeń. Nieznaczny tylko spadek ich wartości w wariantach z obecnym pinem nie wskazuje na jego istotną rolę w tym zakresie. Koncentracja naprężeń lokalizowała się w każdym przypadku stabilizacji w tym samym obszarze implantu – na krawędziach otworu, przez który przechodziła śruba. W materiale kostnym największe naprężenia lokalizowały się także w obszarze śruby.



Rys. 7 Maksymalne wartości naprężeń odnotowane w modelu gwoździa śródszpikowego

Źródło: Opracowanie własne.

Przeprowadzona analiza, mimo że w uproszczeniu, wskazuje na zauważoną już na poziomie klinicznym tendencję – brak pinu derotacyjnego nie rzutuje w sposób zauważalny na stabilność układu kość – implant w przypadku złamań stabilnych typu I i II wg klasyfikacji Kyle'a. Także w przypadku przemieszczeń węzłowych nie odnotowano wiążących różnic między wariantami stabilizacji. W celu pogłębienia analizy konieczne jest przeprowadzenie symulacji numerycznej, w której uwzględniony zostanie tarciowy charakter połączenia implantu i śruby z kością.

Bez względu na charakter stabilizacji jest bardzo istotne, aby pacjenci podejmujący w ramach rehabilitacji aktywność ruchową obciążali stabilizowaną kończynę w ograniczonym stopniu, na poziomie 20-30% obciążenia nominalnego. Każdy pacjent przed podjęciem aktywności powinien nauczyć się oceniać to obciążenie tak, aby nie doszło do uszkodzenia implantu i destabilizacji złamania. Jednocześnie ważne jest, aby pacjent prowadził tę oszczędzającą aktywność, która stanowi bodziec warunkujący adaptacyjną przebudowę tkanki w obszarze złamania i sąsiadującym z nim. Właściwie prowadzona rehabilitacja przyspiesza proces zrostu, skraca okres rehabilitacji i prowadzi do szybkiego powrotu do pełnej sprawności i aktywności, w tym zawodowej.

Literatura

1. M. Bednarenko, I. Kotela, W. Zieńczuk, A. Korzec: *Osteosynteza śródszpikowa w leczeniu złamań przekrętarzowych kości udowej na podstawie własnych doświadczeń w stosowaniu gwoździ Gamma i prętów Endera*, Przegl. Lek., 65(1), 2008, 37-42.
2. M. Kolaśniewski: *Leczenie niestabilnych złamań krętarzowych w populacji powyżej 60 roku życia. Randomizowane, prospektywne badanie porównujące stabilizację zewnątrzszpikową i wewnątrzszpikową*, UM im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, 2016.
3. A.I. Botean, I.A. Takacs, M. Hardau: *The Study of Massive Trochanterion Fractures*, 2011, 294-297.
4. J.J. Słowiński, K. Kudłacik: *Analysis of the Impact of Configuration of the Stabilisation System for Femoral Diaphyseal Fractures on the State of Stresses and Displacements*, Appl. Bionics Biomech., 8, 2018, 1-10.

Podziękowanie

Obliczenia wykonano z wykorzystaniem zasobów Wrocławskiego Centrum Sieciowo-Superkomputerowego (<http://www.wcss.pl>), grant obliczeniowy nr 397.