

## OSZACOWANIE STABILIZACJI ZŁAMANIA TRZONU KOŚCI UDOWEJ PRZEZ PŁYTKĘ PRZYKOSTNĄ PRZY WYKORZYSTANIU METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

MAREK S. KOZIEN<sup>1\*</sup>, JACEK LORKOWSKI<sup>2</sup>, IWONA GÓRKA<sup>3</sup>,  
MAGDALENA KORNAGA<sup>3</sup>, OLIVIA GRZEGOROWSKA<sup>4</sup>,  
ANDRZEJ KOTELA<sup>2</sup>, IRENEUSZ KOTELA<sup>2</sup>

<sup>1</sup> POLITECHNIKA KRAKOWSKA, INSTYTUT MECHANIKI STOSOWANEJ,  
AL. JANA PAWŁA II 37, 31-864 KRAKÓW

<sup>2</sup> KLINIKA ORTOPEDII I TRAUMATOLOGII  
CENTRALNEGO SZPITALA KLINICZNEGO MSW W WARSZAWIE

<sup>3</sup> PAŃSTWOWA WYŻSZA SZKOŁA ZAWODOWA W NOWYM SĄCZU,  
INSTYTUT TECHNICZNY,  
UL. ZAMENHOFA 1A, 33-300 NOWY SĄCZ

<sup>4</sup> CENTRUM REHABILITACYJNE "ZDROWIE", KRAKÓW

\*E-MAIL: KOZIEN@MECH.PK.EDU.PL

### Streszczenie

Złamania kości długich mogą być leczone na kilka sposobów. Jednym z nich jest zastosowanie płytki przykostnej. Płytkę zamocowywana do kości umożliwia przeprowadzenie leczenia, ale z drugiej strony jest źródłem powstawania dodatkowych naprężeń w obszarach gdzie jest ona przytwierdzona do kości za pomocą śrub. Wartości naprężeń zależą od rozmiaru płytki i śrub, miejsca zamocowań oraz obciążeń zewnętrznych działających na kość. Celem pracy było określenie przemieszczeń kości długiej stabilizowanej implantem przykostnym, szczególnie w rejonie złamania. Z uwagi na wykorzystaną metodę analizy przy okazji oszacowano wartości naprężeń występujących w kości. W oparciu o obrazy radiologiczne trzydziestu leczonych chorych, wykonano analizę obciążeń występujących w przypadku złamań o typie poprzecznym i skośnym. Uzyskano potwierdzenie biomechanicznej stabilności złamania przy stabilizacji nawet czasowej co najmniej sześcioma śrubami. Zwiększenie liczby śrub wpływa korzystnie na stabilizację, szczególnie w przypadku złamań skośnych. Liczba śrub jest jednak ograniczona z uwagi na możliwość zniszczenia struktury kości. Symulacja została przeprowadzona metodą elementów skończonych przy zastosowaniu pakietu komputerowego Ansys. Dla uproszczenia analiz oraz w celu przetestowania możliwości wykorzystania uproszczonego podejścia wykorzystany został model płaski. Możliwość zastosowania takiego modelu w analizach uproszczonych wynika z faktu, że najczęściej śruby mocujące płytkę do kości rozmieszczane są wzdłuż jednej linii w przybliżeniu równoległej do osi kości. Wyniki analiz wskazują, że model płaski wydaje się być wystarczająco dokładny do okołooperacyjnej oceny sposobu stabilizacji złamania, mając na uwadze krótki czas potrzebny do zbudowania modelu.

**Słowa kluczowe:** złamanie, symulacja komputerowa, kość długa, metoda elementów skończonych, analiza naprężeń

[Inżynieria Biomateriałów 130 (2015) 20-26]

## ESTIMATION OF STABILIZATION OF FEMORAL SHAFT FRACTURES BY PARAOSTEAL PLATE USING FINITE ELEMENT METHOD

MAREK S. KOZIEN<sup>1\*</sup>, JACEK LORKOWSKI<sup>2</sup>, IWONA GÓRKA<sup>3</sup>,  
MAGDALENA KORNAGA<sup>3</sup>, OLIVIA GRZEGOROWSKA<sup>4</sup>,  
ANDRZEJ KOTELA<sup>2</sup>, IRENEUSZ KOTELA<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CRACOW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,  
INSTITUTE OF APPLIED MECHANICS,  
AL. JANA PAWŁA II 37, 31-864 KRAKOW, POLAND

<sup>2</sup> CLINICAL DEPARTMENT OF ORTHOPEDICS AND TRAUMATOLOGY,  
CENTRAL CLINICAL HOSPITAL OF THE MINISTRY OF INTERIOR  
IN WARSAW, POLAND

<sup>3</sup> STATE HIGHER VOCATIONAL SCHOOL IN NOWY SĄCZ,  
TECHNICAL INSTITUTE,  
UL. ZAMENHOFA 1A, 33-300 NOWY SĄCZ, POLAND

<sup>4</sup> REHABILITATION CENTRE "ZDROWIE", KRAKOW, POLAND

\*E-MAIL: KOZIEN@MECH.PK.EDU.PL

### Abstract

Long bone fractures can be treated in several ways. One of them is using the paraosteal plate. The plate mounted to a bone enables the therapy process, but it can also be a source of extra stresses in the mounting regions. Values of stresses depend on the plates' and screws' dimensions, number of screws, the mounting place and external loads acting on the bone. The aim of this paper was to determine displacements of long bone stabilized by the paraosteal implant, especially in the fracture area. Due to applied method of analysis, the stresses value occurring in the bone were also estimated. Based on radiological images of thirty patients, an analysis of transverse and oblique fractures burthen was performed. The biomechanical fracture stabilization by even temporary stabilization with at least six screws was confirmed. Increasing the number of screws affects profitably the stabilization, especially in the case of oblique fractures. Number of screws is limited by possibility of damage of bone's structure. The simulation was performed using a finite element method and application of the Ansys computer package. In order to simplify the analysis and to test the possibility of reduced attempt application, the plane model was applied. Possibility of application of such a model in simplified analyses is explained by the fact that usually the screws mounting plate to a bone are situated along one line parallel to the line of the bone axis. Results of the analysis show, that the plane model seems to be good enough to preoperative estimation of the way of fracture stabilization due to short time required to creation of the model.

**Keywords:** fracture, computer simulation, long bone, finite element method, strength analysis

[Engineering of Biomaterials 130 (2015) 20-26]

## Wstęp

Złamania kości długich mogą być leczone na kilka sposobów. Jednym z nich jest zastosowanie płyty przykostnej np. Zespol. Do zadań płyty należy przenoszenie obciążeń z odłamu proksymalnego na dystalny i odwrotnie. Płyty powinny być wystarczająco sztywne, aby zapobiec przemieszczeniom odłamów kostnych. Najważniejszym celem zastosowania płyt pozostaje zapewnienie optymalnych warunków do szybkiego i prawidłowego wzrostu kostnego [1].

Jedną z powszechnie stosowanych metod przybliżonego rozwiązywania problemów mechaniki ciał odkształcalnych, mających szerokie zastosowanie w projektowaniu konstrukcji jest metoda elementów skończonych – MES [2,3]. W ostatnich dziesięciokach lat coraz częściej metodę tę stosuje się do symulacji zagadnień szeroko rozumianej biomechaniki, w tym analiz wytrzymałościowych pojedynczych kości, stawów [4-10], segmentów kręgosłupa [11], zębów wraz z wypełnieniami [4]. Autorzy stosowali wcześniej MES do symulacji odkształceń kości strzałkowej i piszczelowej przy ich leczeniu [6,7] oraz do wyznaczenia naprężeń w rzepce [12]. Zasadniczym problemem analiz ilościowych metody do analiz wytrzymałościowych kości jest opis własności materiału, z jakiego zbudowana jest kość. Materiał ten cechuje się niejednorodnością i zwykle nieizotropowością (w szczególności brakiem ortotropii). Dla przypadku kości długich wiąże się to z budową wewnętrzną w postaci nieregularnych beleczek kostnych, które jednak w skali makro tworzą określone łuki najczęściej wzdłuż linii kierunków naprężeń głównych (np. łuki gotyckie w obrębie końca bliższego kości udowej). Ponadto warstwa korowa kości ma inną budowę i własności mechaniczne. Powoduje to trudność w wyodrębnieniu tak zwanego reprezentatywnego elementu objętościowego (RVE), a w spojrzeniu szerszym trudność w homogenizacji materiału kości. Mimo wspomnianych ograniczeń od wielu lat dokonywane są próby symulacji odpowiedzi kości długich na obciążenia zewnętrzne przy zastosowaniu modeli wytrzymałości materiałów, a szerzej mechaniki ciał odkształcalnych. W tym celu budowane są modele MES zarówno o charakterze płaskim jak i przestrzennym.

Celem pracy jest określenie przemieszczeń kości długiej stabilizowanej implantem przykostnym, szczególnie w rejonie złamania, przy zastosowaniu różnej liczby śrub mocujących oraz doborze najlepszego rozwiązania możliwego do zastosowania w procesie leczenia.

## Materiał i metodyka

W oparciu o obrazy radiologiczne reprezentatywnej grupy trzydziestu chorych, wykonane w projekcji przednio-tylnej uzyskano wzorcowy model przekroju czołowego kości udowej, przechodzący przez środek głowy kości udowej.

Rozważono przypadki złamania o typie skośnym (dwa przypadki różniące się kątem złamania tj. 30°, 45°) i złamania poprzecznego (0°). Zastosowano analizę MES typu płaskiego, jako jeden z przekrojów kości wybierając przekrój czołowy kości udowej. Symulacje wykonano przy wykorzystaniu pakietu komputerowego *Ansys*.

Aby dokonać dokładnej analizy odkształceń i naprężeń występujących podczas leczenia badanych złamań należało zbudować przestrzenny model kości udowej i na jego podstawie wykonać poszczególne symulacje. W celu przetestowania modelu uproszczonego oraz mając na uwadze charakter wstępny analizy wpływu zastosowanego implantu, a w szczególności sposobu jego zamocowania do kości, w prezentowanej pracy rozważono jedynie analizę przeprowadzoną dla przekroju czołowego kości przy zastosowaniu modelu płaskiego układu. Model MES kości wraz z płytką stabilizującą oraz sposób zamodelowania złamań przedstawiono na RYS. 1.

## Introduction

Long bone fractures can be treated in several ways. One of them is using the paraosteal plate, e.g. Zespol. The plate's task is to transfer the load from proximal to distal fraction and vice versa. Plates should be inflexible enough to prevent fraction displacements. The most important purpose of using it, is to ensure optimal conditions for rapid and proper bone healing [1].

One of the commonly used methods of approximate strength problem solving in solid mechanics, having wide application in the design of the structure is a finite element method (FEM) [2,3]. In recent decades more and more often it has been used to simulate issues of broad understood biomechanics, including strength analysis of single bones, joints [4-10], spine segments [11], teeth with fillings [4]. A FEM method was earlier used by authors to simulate fibula and tibia deformations during treatment [6,7] and to set down the stress in kneecap [12]. The main quantitative analysis problem of the method used to bone strength analysis, is a material properties description, of which the bone is built. This material is non-homogeneous and usually anisotropic (especially non-orthotropic). In the case of long bones it is connected with the internal structure in the form of irregular trabeculae, which, however, in the macro scale create defined arches. Most frequently along the line of the main stress directions (e.g. gothic arches within the proximal femur). Moreover, the bone cortical layer has different structure and mechanical properties. It results in difficulties to identify the so called representative volume element (RVE), and, in the wider look, also a difficulty in homogenizing the bone material. Despite mentioned limitations, for many years, attempts have been made to simulate the response of the long bones to external loads using models of material strength, and wider - solid mechanics. In order to achieve this goal, both kinds of FEM model are built: plane or volume.

The aim of this study is to determine displacement of the long bone stabilized by the paraosteal implant, especially in the region of fracture, using different amounts of fixing screws and choosing the best solution that would be possible to use in the treatment process.

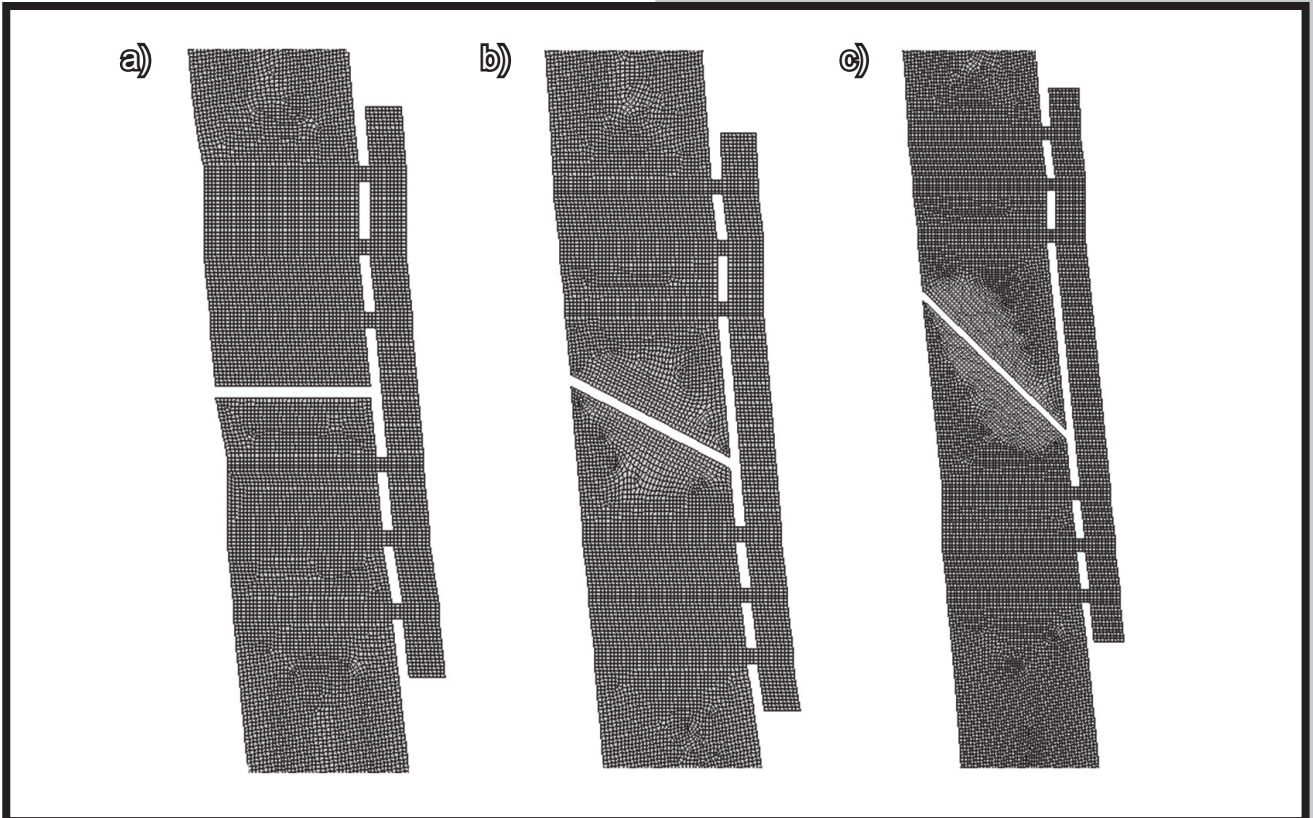
## Methods

Based on radiological images of thirty representative patients, that were made in the anterior-posterior projection, the reference model of the femur frontal section view, passing through the centre of femoral head, was made.

Cases of oblique fractures (two different cases for fractures: 30°, 45°) and transverse fracture (0°) were concerned. A plane FEM analysis was used, choosing the femur frontal section as one of the bone sections. Simulations using computer package *Ansys* were performed.

To make an exact deformation and stress analysis, which occur during fracture treatment, a three-dimensional femur model was built, to perform particular simulations on its basis. In order to simplify the analysis and to test the possibility of reduced attempt application, only the frontal section of the bone analysis using plane FEM was considered in presented analysis. The nature of initial impact of implant used, especially its attachment to the bone were analysed. The model of the bone with paraosteal plate and form of modelling of fractures are presented in FIG. 1.





**RYS. 1. Model MES kości udowej wraz ze stabilizatorem dla złamania prostego (a), skośnego pod kątem 30° (b) i skośnego pod kątem 45° (c).**

**FIG. 1. FEM model of a bone with mounted plate stabilizer for different types of fractures: transverse (0°) – (a), oblique (30°) – (b) and oblique (45°) – (c).**

Z uwagi na przyjęty model płaski założono, że śruby mocujące płytkę stabilizującą położone są w płaszczyźnie przekroju kości. Możliwość zastosowania takiego modelu w analizach uproszczonych wynika z faktu, że najczęściej śruby mocujące płytkę do kości rozmieszczone są wzdłuż jednej linii w przybliżeniu równoległej do osi kości. Ponadto przyjęto, że śruby tworzą integralną całość zarówno z kością w obszarze kontaktu (z uwagi na gwint) jak też i z płytką w obszarze kontaktu (z uwagi na dopasowanie średnicy otworów i śruby w trakcie przygotowywania płytki do montażu). Założono też, że obszar kontaktu pomiędzy płytką a kością jest swobodny, co oznacza że nie wprowadzono w modelu MES elementów kontaktowych, a w praktyce, że całe obciążenie w miejscu złamania przenoszone jest przez płytkę wraz ze śrubami.

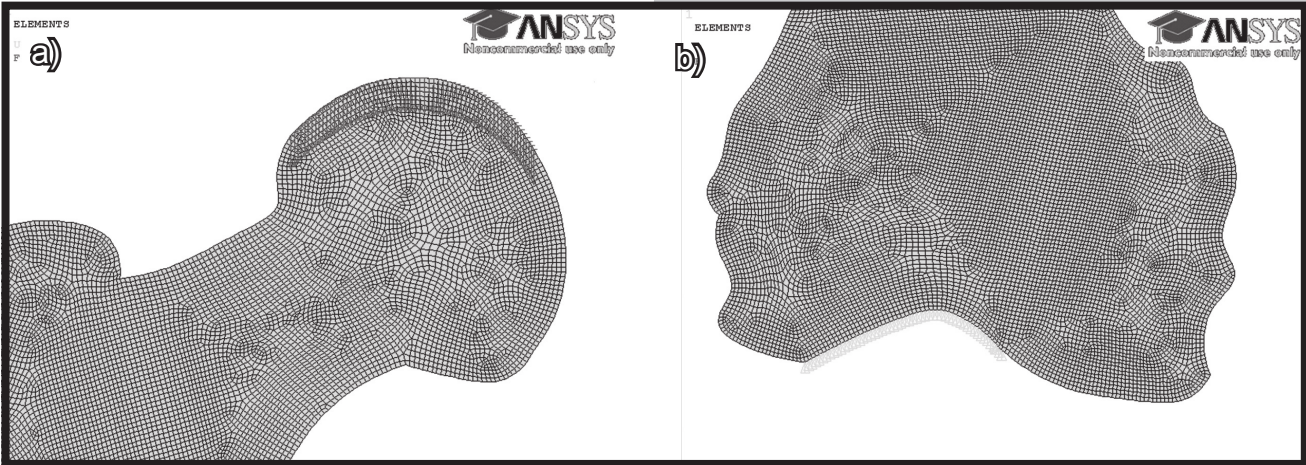
Obciążenie kości w stawie biodrowym zamodelowano poprzez wprowadzenie sił zewnętrznych o charakterze statycznym działających na wybranym fragmencie osi o kierunku pionowym modelującym obciążenie analogiczne do standardowego ciężaru człowieka bądź o kierunku pionowym modelującym obciążenie równe ciężarowi człowieka z dodatkowymi siłami działającymi w płaszczyźnie czołowej w kierunku dobowym bądź doprzyśrodkowym (RYS. 2a) w wyniku przeciążenia zewnętrznego. Sposób podparcia kości w stawie kolanowym zamodelowano poprzez zablokowanie przemieszczeń na wybranym fragmencie osi (RYS. 2b).

Do analiz wzięto kość udową o długości 700 mm. Materiał kości zamodelowano jako jednorodny i izotropowy o własnościach:  $E = 15 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0,29$ . Kość stabilizowana jest przez stalową płytkę o grubości 9 mm i długości zmiennej w zakresie od 100 mm do 150 mm w zależności od liczby i ustawienia śrub mocujących daną płytkę. Średnica każdej ze śrub wynosi 3,5 mm, ich długość dobrana jest do średnicy kości. Odległość płytki od kości wynosi 5 mm.

Due to used plane model it was assumed that the screws mounting the paraosteal plate are situated in the plane of the cross-section of the bone. Possibility of application of such model in simplified analyses is explained by the fact that usually the screws mounting plate to a bone are situated along one line parallel to the line of the bone axis. Moreover it was assumed that the screws are integral with a bone in region of contact (due to thread) and with a plate in region of contact (due to matching of the diameters of holes and diameter of screws during individual preparing of the plate to its mounting). Moreover, it was assumed that contact between plate and bone is free. It means that no contact FEM elements were used. It means that in practice the whole loading in place of fracture are acting on plate with screws.

The load of the bone in the hip joint was modelled by inserting static external forces, operating on the selected axis fragment of the vertical direction. This approach enabled the load modeling by analogy to the standard weight of the man (FIG. 2 a). We have also used the vertical direction, modeling the load equal to the standard weight of the man with additional forces acting in the frontal plane lateral and medial as a result of external overload. The way of the bone support in the knee joint was modelled by blocking the displacements on the selected fragment of the axis (FIG. 2 b).

A 700 mm long femur was taken to the analysis. The bone material was modelled as homogeneous and isotropic with the following properties:  $E = 15 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0.29$ . The bone is stabilized by a 9 mm thick steel plate, which length ranging from 100 mm to 150 mm, depending on the amount and setting of screws, which were used for plate fixation. The diameter of each screw is 3.5 mm, their length is fitted to the diameter of the bone. The distance to the bone is 5 mm.



**RYS. 2. Model MES obciążenia zewnętrznego (a) i warunków brzegowych (b).  
FIG. 2. FEM models of external loadings (a) and boundary conditions (b).**

Przyjęto, że stabilizatory i śruby wykonane są z jednorodnej i izotropowej stali o własnościach:  $E = 210 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0,29$ . Obliczenia zostały wykonane przy zastosowaniu pakietu komputerowego metody elementów skończonych Ansys. Struktury były zamodelowane przy wykorzystaniu dwuwymiarowych elementów strukturalnych plane42 pracujących w zakresie płaskiego stanu naprężeń.

Złamanie proste kości zamodelowano w postaci przerwy w materiale kości o szerokości 3 mm. Założono, istnienie przerwania ciągłości struktury kości oraz niewielkich jej ubytków. Tak duża wartość odległości spowodowana była częstym brakiem drobnych fragmentów kostnych korelującym z brakiem zastosowania elementów skończonych typu kontaktowego w tym obszarze i konieczności spełnienia warunku nie zachodzenia na siebie analizowanych obszarów wskutek odkształcenia kości. Analogicznie zamodelowano złamanie skośne o kącie nachylenia szczeliny złamania  $30^\circ$  i  $45^\circ$ . Rozważono obciążenie pionowe o całkowitej wartości 500 N oraz obciążenie poziome o całkowitej wartości 50 N, działające alternatywnie dobiecnie i doprzyśrodkowo w płaszczyźnie czołowej. Rozważono przypadki stabilizacji z użyciem 2 - 8 śrub.

## Wyniki

Przeprowadzone symulacje dla złamania poprzecznego oraz złamań skośnych prowadzą do następujących obserwacji. W przypadku złamań poprzecznych lub skośnych o kącie nachylenia szczeliny złamania  $30^\circ$  przy zastosowaniu 4 lub więcej śrub największe przemieszczenia względne fragmentów złamanej kości pojawiają się przy obciążaniu jednobiegunowo. Zmniejszenie ilości śrub zwiększa przemieszczenia względne. Jedna śruba umocowana w danym odcinku kości, nie jest w stanie utrzymać w stabilnym położeniu odcinków kostnych, nawet czasowo. Zwiększenie liczby śrub ma korzystny wpływ również na oszacowany rozkład naprężeń i utrzymanie stabilności w całym układzie, tworzonym przez kość i płytkę ze śrubami. Podczas zastosowania co najmniej 6 śrub rozkład naprężeń układu się podobnie przy złamaniach poprzecznych i skośnych  $30^\circ$  i  $45^\circ$ . Zastosowanie większej liczby śrub ma korzystny wpływ na równomierny rozkład naprężeń. Na RYS. 3 pokazano przykładową mapę sumy przemieszczeń (a) oraz naprężeń zastępczych von Misesa (b) w przypadku złamania skośnego o kącie  $45^\circ$  i użycia stabilizatora o sześciu śrubach dla kości obciążonej jedynie siłą pionową o wartości 500 N. Dokonane symulacje pokazują, że na zachowanie układu poza obciążeniami pionowymi, mają również wpływ siły działające w płaszczyźnie poziomej.

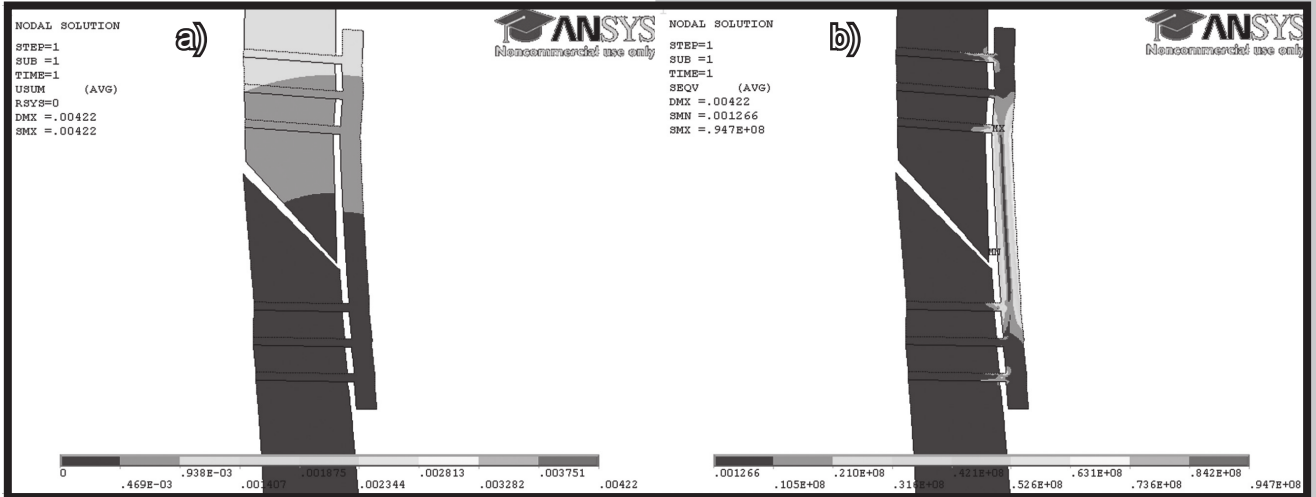
It was assumed, that the stabilizers and screws were made of homogeneous and isotropic steel with properties:  $E = 210 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0.29$ . Analyses were performed by application of the finite element package Ansys. The structures were modelled by 2D structural solid element plane42 with the option of the plane stress analysis.

The simple bone fracture was modelled as a 3 mm wide gap in the bone material. An existence of the bone structure disruptions and small cavities were assumed. Such a large distance value was caused by a frequent lack of small bone fragments correlated with the lack of application of the contact type finite elements in this area, and also the necessity to meet the condition of no overlapping analyzed areas as a bones' deformation result. Similarly, oblique fractures of the fracture gap angle of  $30^\circ$  and  $45^\circ$  were modelled. A total vertical load of 500 N and a total horizontal load of 50 N acting alternatively lateral and medial in the frontal section were considered, as well as stabilization cases with 2 - 8 screws.

## Results

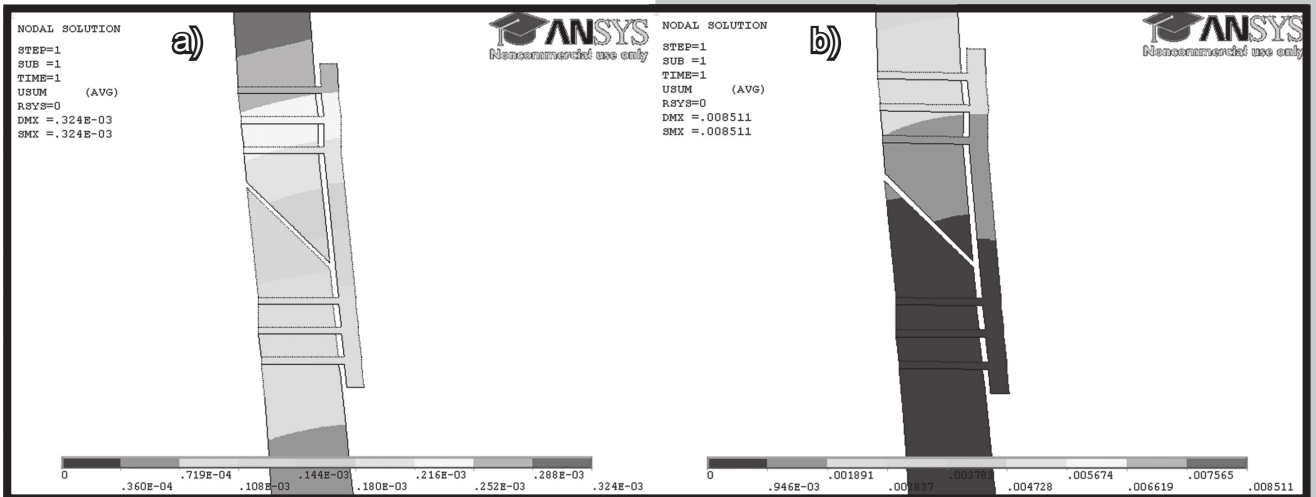
Simulations that were made for the transverse and oblique fractures lead to the following observations. In the case of transverse or oblique fractures with the fracture gap angle of  $30^\circ$ , by using four or more screws, the higher relative displacements of the bone's parts appears with unipolar loading. Reducing the number of screws increases the relative displacements. One screw fastened in one particular bone fragment is not able to maintain stable position of the bone fragments, even temporarily. The increasing number of screws has a beneficial effect on the estimated stress distribution and stability in the whole system, formed by the bone and the plate with screws. By using at least 6 screws, the stress distribution is similar in both: transverse and oblique fractures  $30^\circ$  and  $45^\circ$ . The application of higher number of screws has a beneficial effect on the homogeneous stress distribution. In FIG. 3 there were shown exemplary map sum of displacements (a) and equivalent von Mises stress (b) for the case of oblique fracture with the fracture gap angle of  $45^\circ$ , using the plate with six screws and for bone loaded only by vertical force of 500 N. The simulation shows that the behaviour of the system beyond the vertical loads, is also influenced by the forces acting in horizontal plane.





**RYS. 3.** Mapa wartości przemieszczeń (a) i naprężeń zastępczych von Misesa przy symulacji złamania ukośnego pod kątem  $45^\circ$  (b), przy użyciu stabilizatora o sześciu śrubach i obciążeniu jedynie siłą pionową o całkowitej wartości 500 N.

**FIG. 3.** Maps of displacements (a) and equivalent von Mises stress (b) for oblique fracture ( $45^\circ$ ), stabilizer with six screws and bone loaded by vertical force of 500 N.



**RYS. 4.** Mapa wartości przemieszczeń przy symulacji złamania ukośnego pod kątem  $45^\circ$ , przy użyciu stabilizatora o sześciu śrubach i obciążeniu siłą pionową o całkowitej wartości 500 N oraz siłą poziomą o całkowitej wartości 50 N działającą w lewo (a) i w prawo (b).

**FIG. 4.** Maps of displacements for oblique fracture ( $45^\circ$ ), stabilizer with six screws, bone loaded by vertical force of 500 N and horizontal force of 50 N acting to left (a) and to right (b).

Zwrot takich sił ma istotne znaczenie na rozkład naprężeń na płycie. Siły zwrócone zgodnie ze zwrotem osi x, w stronę pionowej osi ciała, mają niekorzystny wpływ na układ obciążeń, a więc i proces leczenia. Siły takie powodują, że zastosowany implant nie jest w stanie utrzymać części złamanej kości bez niekorzystnych odkształceń w obszarze złamania. Górny odcinek złamanej kości, nakłada się na dolny, przy przyjętych typach elementów skończonych. Oznacza to w praktyce powstanie dodatkowych naprężeń w obszarze złamania. Natomiast niewielkie siły zwrócone odwrotnie na osi x, nie mają tak negatywnego wpływu na interakcje w obrębie zespolenia i szczeliny złamania. Na RYS. 4 pokazano wpływ działania sił obciążenia poziomego na przemieszczenia kości w postaci mapy sumy przemieszczeń. Pokazano przypadek złamania skośnego o kącie  $45^\circ$ , użycia stabilizatora o sześciu śrubach dla kości obciążonej siłą pionową o wartości 500 N oraz siłą o wartości 50 N działającą poziomo alternatywnie w dwóch kierunkach. Mapy te warto porównać z RYS. 3a, na którym przedstawiono te same mapy dla przypadku bez obciążenia poziomego.

The turn of such forces is important to stress distribution on the plate. Forces turned in accordance with the turn of x-axis, towards the vertical body axis, have an adverse effect on the load system, and thus the healing process. Such forces cause, that the implant used, is not able to maintain the part of broken bone without adverse deformations in the fracture. The superior fragment of the broken bone overlaps the inferior one by established types of finite elements. In practice it means, that additional stresses in the fracture occur. In contrast, the opposite small forces on the x-axis do not have such negative influence on an interaction of the fusion and the fracture gap. In FIG. 4 the influence of the horizontal force on bone's displacements in the form of map sum of displacements was shown. It were shown the two cases of oblique fracture with the fracture gap angle of  $45^\circ$ , using plate with six screws loaded by vertical force of 500 N and horizontal force acting separately in two directions. The maps may be compared with this from FIG. 3a obtained for the case without horizontal load.

## Dyskusja

Metoda elementów skończonych jest powszechnie stosowaną metodą we współczesnej mechanice ciał odkształcalnych. Służy ona do znajdowania rozwiązań przybliżonych - lecz wystarczająco dokładnych - zagadnień w wytrzymałości materiałów [2,3]. W celu zbudowania poprawnego modelu odpowiednie założenia dotyczące:

- typu modelu ciała odkształcalnego (typu zastosowanego elementu skończonego),
- stosowanego opisu materiału (równania konstytutywne),
- zamodelowania sposobów podparcia elementów (warunki brzegowe),
- zamodelowania obciążeń zewnętrznych muszą być zdefiniowane i zastosowane.

Pozwala to na przeprowadzenie analizy wytrzymałościowej wybranego elementu strukturalnego, w szczególności układu kość/staw.

Zasadniczym ograniczeniem w zastosowaniu MES do analiz o charakterze ilościowym jest trudność zamodelowania własności mechanicznych kości (niejednorodność, brak izotropii). Kolejną trudnością jest uogólnione (nieosobnicze) zamodelowanie geometrii kości w ujęciu przestrzennym wraz z zamodelowaniem warunków brzegowych (interakcji z sąsiednimi kośćmi w stawach) oraz zamodelowania obciążeń zewnętrznych, również o charakterze incydentalnym.

W oparciu o przedstawione analizy można stwierdzić, że bazując na metodzie elementów skończonych możliwe jest zbudowanie prostego, lecz wystarczająco dokładnego z punktu widzenia stawianego celu, dwuwymiarowego (płaskiego) modelu kości udowej (w odróżnieniu od powszechnie stosowanych obecnie modeli trójwymiarowych, których utworzenie wymaga czasu, a precyzja modelowania nie jest oczywista z uwagi na modelowanie kształtów, własności materiałowych i warunków brzegowych). Wyniki analiz pozwalają na określenie przemieszczeń (i pomocniczo naprężeń) występujących w płytce i śrubach mocujących, a przede wszystkim w rejonie złamania.

Rezultaty analiz wskazują na istotne znaczenie liczby zastosowanych śrub mocujących. W przypadku zamocowania płytki stalowej na dwóch śrubach kość ulega z jednej strony większemu rozwarciu, a w kości występuje koncentracja naprężeń blisko rejonu złamania. W przypadku zwiększenia liczby śrub przemieszczenia względne fragmentów złamanej kości zmniejszają się. Już przy mocowaniu przy wykorzystaniu czterech śrub widać, że obciążenia przenoszone są bardziej przez płytkę i zmniejsza się rozwarcie złamania. Najbardziej optymalnym z tego punktu widzenia rozwiązaniem jest zastosowanie płytki zamocowanej przy użyciu sześciu śrub. Dalsze zwiększanie liczby śrub jest jednak ograniczone z uwagi na naruszenie struktury kości.

W niniejszej pracy ograniczono się do zastosowania modelu płaskiego. Model ten może być rozszerzony na model przestrzenny, co zwiększyłoby dokładność analizy w sensie ilościowym. Rozszerzeniem analiz może być również wzięcie pod uwagę stabilizatora o innych rozmiarach, bądź mocowanego przy zastosowaniu śrub o innych średnicach, rozmieszczonych inaczej niż wzdłuż jednej linii, bądź wykonanych z innego materiału. Można również zasymulować inne rodzaje i wartości obciążeń. W dokładniejszych analizach o charakterze ilościowym należałoby również zwrócić uwagę na modelowanie materiału kości oraz postać hipotezy wyciężeniowej [4,13]. Zastosowanie modelu płaskiego pomimo wątpliwości przedstawianych w literaturze wydaje się sensowne z punktu widzenia klinicznego, pozwala bowiem na szybką okołooperacyjną analizę i stworzenie modelu działania chirurgicznego.

## Discussion

The finite element method is commonly used in contemporary applied solid mechanics. The method is sufficiently accurate to approximate, strength analysis of materials [2,3]. For building appropriate model the suitable assumptions concerning:

- type of applied model of solid body (type of used finite element),
- adequate description of the material (constitutive equations),
- the element support modelling (boundary conditions),
- modelling the external loads must be defined and applied.

It allows to make the chosen structural element strength analysis, in particular the bone/anastomosis system.

The fundamental limitation in using FEM for quantitative analysis is the difficulty in mechanical bone properties modelling (non-homogeneity, anisotropy). Another difficulty is the general (not individual) modelling of the three dimensional bone geometry, including boundary conditions (interactions with next bones in joints) and modelling the external loads, also with incidental nature.

Based on presented analysis, it can be concluded, that it is possible to create a simple, but good enough from the formulated aim, plane finite element model of femur bone (alternate to commonly used three dimensional ones, which building is time consuming and the obtained precision of modelling is not obvious due to problems with modelling of shapes, material properties and boundary condition). The results can be helpful to determine displacements (and by the occasion stresses) occurring in the plate and fixing screws materials, and mainly in region of bone fracture.

The results indicate the importance of the number of fixing screws. In the case of fixing the steel plate using two screws, the bone becomes more divergent on one side, and there is a stress concentration near the fracture area. When more screws are used, relative displacements of parts of fractured bone decreases. By using only four screws it can be seen, that the load is transferred more by the plate and the opening of fracture fissure decreases. The most optimal seems to be the use of the plate fixed by six screws. Higher number of screws are limited by possibility of damage of bone's structure.

The presented work is limited to the plane model. It can be extended to the three-dimensional model, which would increase the analysis precision in quantitative meaning. A stabilizer with different diameters, fixed with different diameters screws, located in the other way than along one line and made of different material, could also be taken into consideration as an analysis extension. Other types and values of the loads can be simulated. In more detailed quantitative analysis also bone material modelling and form of the equivalent stress should be taken into account [4,13]. Using the plane model, despite doubts presented in the literature, seems to make sense from the clinical point of view, as it allows quick perioperative analysis and creating the model of surgical action.

Działające na względnie długich dźwigniach mięśnie, w przypadku złamań kości długich powodują nadmierne obciążenia, których wielkości przekraczają wytrzymałość mechaniczną układu stabilizator - kości. Rodzaj złamania, jego postać i charakter zależą od wielu czynników, analogicznie wytrzymałość struktury biomechanicznej powstałej w wyniku stabilizacji złamania. Decydujące znaczenie ma rodzaj, kierunek i wielkość działających sił. Ewentualne powtórne uszkodzenie kości bądź zespolenia zależy również od stanu układu kostnego, związanego z wiekiem i zdrowiem człowieka. W okresie rozwojowym pojawiają się złamania podokostnowe typu zielonej gałązki. Są to złamania bardziej stabilne, z dodatkowym "stabilizatorem wewnętrznym" jakim jest okostna. Natomiast u osób starszych złamania osteoporotyczne wieloodłamowe nie mają tego typu dodatkowej stabilizacji [14]. Nakłada się na to inny metabolizm kości.

Z wytrzymałościowego punktu widzenia można postawić zagadnienie doboru wielkości stabilizatora oraz liczby i średnicy zastosowanych śrub mocujących. Zwykle dobór ten dokonywany jest przez lekarza mając na względzie jego doświadczenie kliniczne, rodzaj złamania oraz wielkość kości. W niniejszej pracy dokonano symulacji interakcji stabilizatora ze złamaną kością, mając na uwadze różną liczbę zastosowanych śrub mocujących, z punktu widzenia stabilizacji złamania, określając powstałe przemieszczenia przy wybranych obciążeniach zewnętrznych kości w zakresie statycznym.

## Wniosek

Płaski model MES wydaje się być korzystnym do okołoperacyjnej oceny sposobu stabilizacji złamania. Jego zastosowanie jest zalecane i uzasadnione w niektórych przypadkach leczenia przez krótki czas wymagany do jego powstania.

Muscles acting on relatively long levers, in the case of long bone fractures create excessive stresses, which size exceeds the mechanical strength of the stabilizer, which is the bone structure. The fracture type, its form and feature depend on many factors, and so does the strength of biomechanical structure resulting from the stabilization of the fracture. The type, direction and size of acting forces are critical. Possible second bone or anastomosis damage depend on the state of skeletal system, connected with the age and health of the man. In the juvenility greenstick fractures appear. Subperiosteal fractures are more stable, with an additional, internal stabilizer, which is periosteum. In contrast, osteoporotic fractures leading to multiple fractures in elderly people, do not have this type of additional stabilization [14]. It is due to a different metabolism in the bones.

From the point of view of the strength, an issue of the stabilizer's size selection and the fixing screws diameter can be raised. This selection is usually made by the doctor, taking into consideration his/her experience, type of the fracture and the size of the bone. In this research the simulation of interaction between stabilizer and bone was made, taking into account different number of screws, from the point of view of stabilization effect, determining simulated displacements by chosen external loads of the bone in a static range.

## Conclusion

The plane FEM model seems to be favourable to perioperative estimation of fracture stabilization way. Its application is justified and recommended in some cases by short time required to create the model.

## Piśmiennictwo

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław (1997).
- [2] Zienkiewicz O.C.: Introductory Lectures on the Finite Element Method, CISM Lectures and Courses - No. 130. Springer, Wien-New York (1982).
- [3] Zienkiewicz O.C., Taylor R.L., Zhu J.Z.: The Finite Element Method - its Basis and Fundamentals. Butterworth-Heinemann Elsevier. Oxford (2013).
- [4] Będziński R. (Ed.) Mechanika Techniczna t. XII. Biomechanika. Instytut Podstawowych Problemów Techniki. Warszawa (2011).
- [5] Keyak J.H., Rossi S.A., Jones K.A., Skinder H.B.: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *Journal of Biomechanics* 31 (1998) 125-133.
- [6] Kozień M.S., Lorkowski J., Szczurek S., Hładki W., Trybus M.: Komputerowa symulacja izolowanego rozejścia więzozrostu strzałkowo-piszczelowego metodą elementów skończonych. *Przegląd Lekarski* 65(1) (2008) 50-53.
- [7] Kozień M.S., Lorkowski J.: Application of the finite element method to deformation and stress analysis of tibia and fibula with one side blocked growth plate. *Annals of Anatomy* (2006) 188.

## References

- [8] Lotz J.C., Cheal E.J., Hayes W.C.: Fracture prediction for the proximal femur using finite element method. Part I - linear analysis. Part II - nonlinear analysis. *Journal of Biomechanical Engineering* 113 (1991) 353-365.
- [9] Prendergast P.J.: Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. *Clinical Biomechanics* 12 (1997) 343-366.
- [10] Reitbergen B., Huiskes R., Eckstein F., Ruegsegger P.: Trabecular bone tissue in the healthy and osteoporotic human femur. *Journal of Bone and Mineral Research* 18 (2003) 1781-1788.
- [11] Wolański W., Tejszerska D.: Analiza biomechaniczna odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka w sytuacji zastosowania stabilizacji. *Modelowanie Inżynierskie* 38 (2009) 295-300.
- [12] Kozień M.S., Lorkowski J., Pałka W.: Strength Analysis of Human Patella. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 26(3) (2006) 77-83.
- [13] Milewski G.: Strength hypotheses for hard tissues of teeth. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 4(1) (2002) 803-804.
- [14] Błaszczak J.W.: Biomechanika kliniczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa (1998).