

# Powikłanie złamania kości udowej stabilizowanego gwoździem śródszpikowym – numeryczna analiza przypadku klinicznego

## Complication of a Femoral Fracture Treated by Intramedullary Nailing – Numerical Analysis of a Clinical Case

Jakub J. Słowiński<sup>1(A,D,E,F)</sup>, Konrad Kudłacik<sup>2(A,B,D,E)</sup>

<sup>1</sup> Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław, Polska

<sup>2</sup> Oddział Ortopedyczno-Urazowy Specjalistycznego Szpitala im. dr A. Sokołowskiego, Wałbrzych, Polska

<sup>1</sup> Department of Mechanics, Materials Science and Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Wrocław University of Science and Technology, Wrocław, Poland

<sup>2</sup> Orthopaedic and Trauma Department, Dr A. Sokołowski Specialist Hospital, Wałbrzych, Poland

### STRESZCZENIE

Celem pracy była numeryczna analiza przypadku złamania kości udowej stabilizowanego gwoździem śródszpikowym i potwierdzenie warunków, które doprowadziły do wykształcenia stawu rzekomego w miejscu złamania.

Niskoenergetyczne złamanie kości udowej stabilizowano za pomocą śródszpikowego gwoźdźa krętarzowego ChFN System z pinem derotacyjnym. Z wykorzystaniem metody elementów skończonych opracowany został układ kość-implant, który umożliwił obserwację pola przemieszczeń oraz odkształceń w rejonie szczeliny złamania. Obliczenia przeprowadzono na 3 wariantach modelu, z gwoździem tytanowym (10 mm i 12 mm) oraz stalowym (10 mm). Analiza rozkładu odkształceń wskazała, że największe ich wartości lokalizują się w szczelinie złamania i są wyższe w przypadku zastosowania implantu ze stopu tytanu (0-17% vs 0-11%). Ruchy międzyodłamowe powodowane przyłożonym obciążeniem były także wyższe w przypadku zastosowania implantu ze stopu tytanu. Analiza odkształceń wskazała, że odsetek elementów w obszarze szczeliny, potencjalnie zdolnych do tworzenia tkanki kostnej jest wyższy w przypadku zastosowania implantu stalowego.

Możliwe jest wskazanie miejsc, w których zajdzie niekorzystna odbudowa szczeliny złamania, co może doprowadzić do powstania stawu rzekomego. Zastosowanie implantu stalowego podnosi prawdopodobieństwo uzyskania stabilnego zrostu kostnego.

**Słowa kluczowe:** MeSH, hip fractures, pseudarthrosis, computer simulation

### SUMMARY

The aim of this paper is to conduct a numerical analysis of a case of femoral fracture treated by intramedullary nailing and confirm the conditions which led to the formation of a pseudarthrosis at the fracture site.

A low-energy femoral fracture was treated by placing a ChFN System intramedullary nail with a derotation pin. Using the finite element method, a bone-implant system was generated which made it possible to observe the displacement area and strains in the region of the fracture gap. The calculations were conducted for 3 variants of the model, using a titanium nail (10 mm and 12 mm) and a steel one (10 mm). Analysis of strain distribution indicated that the highest strain values occur in the fracture gap and that they are higher when a titanium alloy is used (0-17% vs 0-11%). Interfragmentary movements caused by an imposed load were also higher when a titanium alloy implant was used. Strain analysis showed that the percentage of elements in the gap area which are potentially able to grow bone tissue is higher when a steel implant is used.

It is possible to indicate sites where unfavourable fracture gap healing will take place, which may lead to the development of a pseudarthrosis. The use of a steel implant increases the probability of obtaining stable bone union.

**Key words:** MeSH, hip fractures, pseudarthrosis, computer simulation

## WSTĘP

Złamanie kości udowej to jedno z częściej występujących i jedno z poważniejszych jakie dotyka osoby w wieku powyżej 65 roku życia [1,2]. Złamania klasyfikowane jako przekrętarzowe stanowią około 50% złamań kości udowej. Wraz z szybko rosnącą populacją osób starszych liczba tych złamań stale się zwiększa. Szacuje się, że w USA przed 2050 rokiem ich liczba wyniesie 0,5 mln incydentów rocznie, podczas gdy na świecie do 2025 roku osiągnie poziom 6,25 mln rocznie [3,4]. Jedną z poważniejszych, możliwych komplikacji jest brak, mimo stabilizacji złamania, zrostu kostnego i w dalszej kolejności powstanie stawu rzekomego [5–7]. Konsekwencje złamania, jak i rokowanie są zawsze poważne i szczególnie w starszym wieku leczenie, ze względu na wysokie ryzyko komplikacji, powinno być dokładnie planowane [8–10]. Tego typu uraz, ze względu na ból, możliwe liczne czynniki niepowodzenia i komplikacje oraz znaczne ograniczenie mobilności pacjenta stanowi również poważny problem natury społecznej i ekonomicznej [11–14].

W przypadku skomplikowanych złamań najczęstszym typem postępowania jest leczenie operacyjne z wyjątkiem sytuacji, w których możliwe ryzyko przewyższa ewentualne korzyści. Jedną z możliwych technik jest stosowanie gwoździ śródszpikowych zarówno w leczeniu pierwotnym, jak i wtórnym (reoperacyjnym) [15]. W tym drugim przypadku gwoździowanie z rozwierceniem otworu pierwotnego stanowi złoty standard leczenia, chociaż pojawiają się prace, w których jest to kwestionowane [7,16–18].

Ponowne gwoździowanie to technika z wyboru, ponieważ przy znacznej utracie materiału kostnego w przypadku stawu rzekomego atroficznego, wszczepy kostne nie mają dla siebie efektywnego podłoża i przyczepu. Do podstawowych czynników warunkujących właściwy zrost kostny należą odpowiednia repozycja odłamów oraz odtworzenie waskularyzacji [10,19,20].

Odtwarzanie szczeliny złamania przebiega w efekcie współdziałania licznych czynników biologicznych i mechanicznych [8]. Aspekt mechaniczny procesu formowania zrostu kostnego może być pogłębiony poprzez analizę numeryczną, która umożliwia wskazanie ogólnych kierunków i tendencji w procesie leczenia złamania [21]. Daje także możliwość sprawdzenia wielu scenariuszy i wybór optymalnego rozwiązania w zależności od przyjętych kryteriów.

## CHARAKTERYSTYKA PRZYPADKU

Pacjentka (71 lat, 82 kg) objęta została leczeniem po doznanym urazie kości udowej zakwalifikowanym jako złamanieiskoenergetyczne i niestabilne (został oderwany krętarz mniejszy) – według klasyfikacji

## BACKGROUND

Femoral fractures are among the most frequent and more serious injuries among people over 65 years of age [1,2]. Fractures classified as pertrochanteric make up about 50% of femoral fractures. With the quickly growing elderly population, the incidence of these fractures is also increasing. It is estimated that, in the USA, the number will reach 0.5m annually before 2050 while in the world, the figure will reach 6.25m a year before 2025 [3,4]. One of the most important possible complications is bone non-union despite previous fracture stabilisation, followed by the development of a pseudarthrosis [5–7]. The prognosis and consequences of fractures are always serious and especially at older age treatment should be planned carefully due to a high risk of complications [8–10]. Because of the pain and the presence of many possible failure factors and complications as well as significant limitation of patient mobility, this type of injury also represents a serious social and economic problem [11–14].

In complex fractures, the most popular treatment is surgery, except for situations when the possible risk exceeds possible benefits. Intramedullary nailing is a possible technique both in primary and secondary (revision surgery) treatment [15]. In the latter case nailing with reaming is a gold standard of treatment, although some works have questioned its status [7, 16–18].

Renailing is a treatment of choice because when there is a significant loss of bone material in an atrophic-type pseudarthrosis, there is no efficient contact surface for bone implants. The basic determinants of appropriate bone adhesion comprise appropriate repositioning of fragments and restitution of vascular supply [10,19,20].

The healing of the fracture gap results from the cooperation of numerous biological and mechanical factors [8]. The mechanical aspect of the formation of bone union can be enhanced by a numerical analysis serving to indicate general directions and trends in fracture treatment [21]. It also offers the possibility of testing numerous scenarios and selecting an optimum solution depending on the criteria adopted.

## CASE CHARACTERISTICS

A female patient (71 years old, 82 kg) was treated following a femur injury qualified as a low-energy, unstable (the lesser trochanter was detached), Boyd and Griffin type IV, intertrochanteric fracture with

Boyda i Griffina był to IV typ złamania – międzykrętarzowe złamanie z objęciem trzonu kości udowej. Zabieg wszczepienia implantu odbył się w piątej dobie po urazie – chora wymagała przygotowania internistycznego, obejmującego wyrównanie ciśnienia oraz parametrów morfotycznych krwi. Do stabilizacji złamania wykorzystano gwóźdź śródśpikowy krętarzowy firmy ChM, model ChFN System z pinem derotacyjnym. Skuteczną pionizację chorej uzyskano w trzeciej dobie po zabiegu. Stan zrostu szczeliny monitorowano, wykonując zdjęcia RTG w pierwszej dobie po zabiegu oraz po upływie 6 tygodni, a następnie w 6, 12, 15, 18 i 21 miesiącu po wykonaniu zabiegu. Na zdjęciach tych obserwowano stopniowe powstawanie stawu rzekomego. W 21 miesiącu po operacji doszło do uszkodzenia implantu i destabilizacji zespolenia, wymagającego powtórnej operacji i wszczepienia nowego implantu.

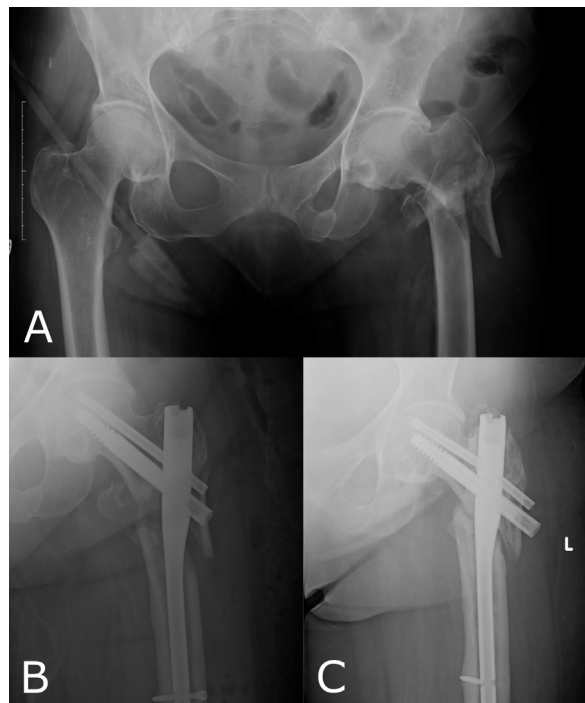
### MODEL GEOMETRYCZNY

W ramach symulacji numerycznej posłużono się metodą elementów skończonych w środowisku programu Ansys 16.2. Model kości został opracowany na bazie danych pochodzących z obrazowania metodą tomografii komputerowej. Dane kliniczne, do których model został następnie adaptowany, pochodziły ze zdjęć RTG wykonanych na kolejnych etapach leczenia. W opracowanym modelu geometrycznym kości wygenerowano następnie szczelinę złamania o sze-

subtrochanteric extension. The insertion of an intramedullary nail took place on the fifth day after the injury as the patient required normalisation of her overall health status, including blood pressure and hematological parameters. A ChFN System intramedullary nail with a derotation pin (ChM) was used to stabilise the fracture. The patient was able to stand up on the third post-operative day. The progress of bone union was monitored with radiographs obtained on the first day after the surgery, after 6 weeks, and subsequently at 6, 12, 15, 18 and 21 months after the surgery. The radiographs showed gradual development of a pseudarthrosis. Twenty-one months after the surgery the implant was damaged, resulting in destabilisation of the fixation requiring re-operation and the placement of a new nail.

### GEOMETRIC MODEL

The numerical stimulation using the finite element method was conducted in the Ansys 16.2 environment. A bone model was developed based on computed tomography data. The clinical data to which the model was later adapted came from the radiographs obtained during consecutive stages of the treatment. A 2 mm wide fracture gap was subsequently generated in the geometric bone model, and the lesser trochanter, which was detached during the



Ryc. 1. Ułożenie odłamów: A – przedoperacyjne, B – pooperacyjne, C – staw rzekomy

Fig. 1. Radiographs of the fracture: A – preoperative, B – postoperative, C – pseudarthrosis

rokości 2 mm oraz usunięto, oderwany od kości w trakcie urazu, krętarz mniejszy. Model gwoździa wykonano na bazie pomiarów własnych i podstawowych parametrów dostępnych w katalogu producenta. Modele kości i implantu zostały następnie połączone w jeden zespół, a do ich dyskretyzacji został wykorzystany 10-węzłowy element tetraedyczny. Właściwości materiałowe implantu (dwa warianty implantu: ze stopu tytanu Ti-6Al-4V i ze stali implantowej 316L) oraz tkanek zostały zebrane w Tabeli 1.

Podczas przygotowywania symulacji posłużono się modelem obciążenia zaproponowanym przez Będzińskiego – Ryc. 2 [22].

W dalszej części analizy w oparciu o teorię Perrena i Cordeya oraz uzyskane wartości odkształceń, ze szczeliny złamania wyodrębniono te elementy, których odkształcenia pozwalają na formowanie się tkanki kostnej, chrzęstnej lub włóknistej [23].

Analizę wpływu materiału na rozkład odkształceń i przemieszczeń w modelu przeprowadzono dla wariantu gwoździa o średnicy 10 mm, w przypadku analizy wpływu średnicy na pole rozkładu odkształceń i przemieszczeń, gwóźdź w obu przypadkach wy-

injury, was removed. A model of the nail was made on the basis of measurements made by the authors and basic parameters available in the manufacturer's catalogue. The models of the bone and the implant were then connected and a 10-node tetraedric element was used for their discretization. The implant material properties (two implant variants: titanium alloy Ti-6Al-4V and implant steel 316L) and tissue properties are collated in Table 1.

The load model proposed by Będziński was used to prepare the simulation (Fig. 2) [22].

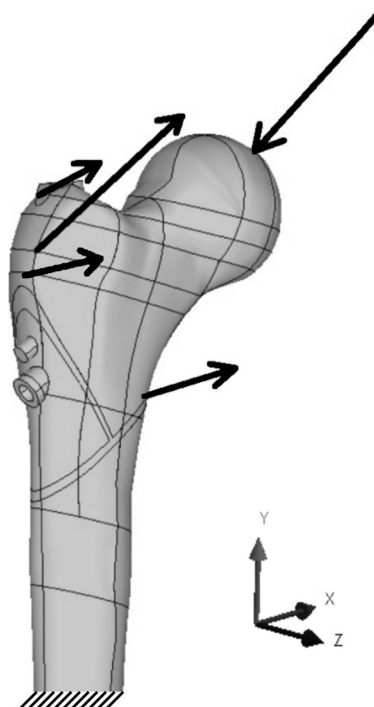
The subsequent part of the analysis was based on the Perren and Cordey theory and the strain values obtained previously. The elements whose strain made it possible to form bone, cartilaginous or fibrous tissue were selected from the fracture gap [23].

The analysis of the influence of the material on the distribution of strain and displacements in the model was conducted for a nail diameter of 10 mm. In the analysis of the influence of the diameter on the area of the distribution of strain and displacements, the nail was made of titanium in both cases. This choice of parameters was related to the fact that a 10

Tab. 1. Właściwości materiałowe elementów modelu

Tab. 1. Material properties of the model

|           | Spongy bone tissue | Spongy bone tissue | Titanium alloy Ti-6Al-4V | Implant steel 316L | Inter-fragment gap |
|-----------|--------------------|--------------------|--------------------------|--------------------|--------------------|
| E [MPa]   | 480                | 18600              | 105000                   | 210000             | 10                 |
| $\nu$ [-] | 0.42               | 0.3                | 0.33                     | 0.33               | 0.4                |



Ryc. 2. Warunki brzegowe – siły obciążające

Fig. 2. Boundary conditions of the model

konany był ze stopu tytanu. Taki wybór parametrów związany był z zastosowaniem w leczeniu gwoździem ze stopu tytanu o średnicy 10 mm.

Na podstawie założeń pracy oceniono rozkład odkształceń i przemieszczeń w obrębie badanego złamania okołokrętarzowego kości udowej w oparciu o 3 modele: złamanie ustabilizowane gwoździem śródspikowym o średnicy 10 mm wykonanym z tytanu i ze stali oraz gwoździem śródspikowym o średnicy 12 mm wykonanym z tytanu.

## WPLYW ZMIANY MATERIAŁU NA ODKSZTAŁCENIA

Rozkład odkształceń w badanych modelach wskazuje, że największe wartości odkształceń występują w szczelinie złamania.

Odkształcenia w szczelinie złamania modelu z gwoździem ze stopu tytanu wynoszą od 0% do 17%. W sąsiedztwie samego gwoździa nie przekraczają 2%. W okolicy podkrętarzowej zwiększają się osiągając wartość 10-17% w rejonie krętarza mniejszego (Ryc. 3).

Rozkład odkształceń w modelu z gwoździem stalowym jest podobny, przy czym wartości zawierają się w przedziale 0%-11,8%. Podobnie jak w poprzednim modelu, także tutaj największa wartość odkształceń koncentruje się w okolicy krętarza mniejszego i wynosi 11,8%, natomiast w okolicy gwoździa nie przekracza 1,4% (Ryc. 4).

W obu przypadkach uzyskane wartości odkształceń pozwalają na formowanie się tkanki kostnej w okolicy krętarza większego oraz wokół samego gwoździa, przy czym więcej elementów jest w modelu z gwoździem stalowym. W obrębie okolicy podkrętarzowej (zwłaszcza w części przyśrodkowej) obserwuje się odkształcenia przekraczające dopuszczalny poziom dla formowania się tkanki kostnej (w tym obszarze może powstawać tkanka chrzęstna lub włóknista). Tu także obszar ten jest większy w modelu z gwoździem tytanowym.

Zastosowanie gwoździa ze stopu tytanu stwarza warunki, w których ponad 61% elementów uzyskuje odkształcenia dopuszczalne dla tkanki kostnej, 38% dla tkanki chrzęstnej i ponad 0,5% dla tkanki włóknistej. W przypadku zastosowania gwoździa ze stali uzyskano ponad 72% elementów tkanki kostnej, 27% tkanki chrzęstnej i 0% tkanki włóknistej.

## WPLYW MATERIAŁU NA PRZEMIESZCZENIA

Analizę przemieszczeń zrealizowano w odniesieniu do układu współrzędnych przedstawionego na Ryc. 2. Oś x układu przebiega poziomo w płaszczyźnie czołowej i jest skierowana do środka. Oś y prze-

mm diameter titanium nail was used in the treatment.

On the basis of the assumptions, the distribution of strain and displacements was evaluated in the area of the peritrochanteric femoral fracture according to 3 models of fracture stabilisation (titanium intramedullary nail with a diameter of 10 mm, steel intramedullary nail with a diameter of 10 mm, and titanium intramedullary nail with a diameter of 12 mm).

## THE INFLUENCE OF MATERIAL ON STRAIN

The distribution of strain in the three models indicates that the highest strain occurs in the fracture gap.

In the model with a titanium nail, strain in the fracture gap is between 0% and 17%, not exceeding 2% near the nail. It increases in the subtrochanteric area to reach 10-17% near the lesser trochanter (Fig. 3).

The distribution of strain in the model with a steel nail is similar, with values falling in the range of 0%-11.8%. Similarly to the previous model, the highest strain also concentrates around the lesser trochanter, at 11.8%, not exceeding 1.4% near the nail (Fig. 4).

In both cases the strain values are sufficient to lead to bone formation near the greater trochanter and near the nail itself. More elements are present in the steel nail model. In the subtrochanteric area (especially in its medial part), there is strain exceeding the acceptable level for bone formation (cartilaginous and fibrous tissue can form in this area). This area is also bigger in the titanium nail model.

The use of a titanium nail creates conditions in which 61% of the elements are exposed to strain acceptable for bone tissue formation, 38% have acceptable strain values for cartilaginous tissue formation and over 0.5% have strain values conducive to fibrous tissue formation. In the steel nail model, over 72% of the elements allow for bone tissue formation, with 27% allowing for cartilaginous tissue formation and 0% allowing for fibrous tissue formation.

## THE INFLUENCE OF MATERIAL ON DISPLACEMENTS

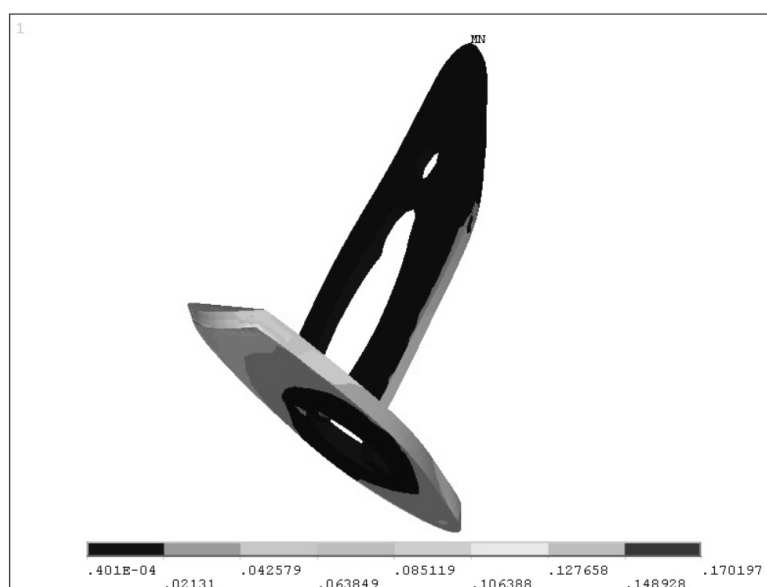
An analysis of displacements was conducted using a coordinate system presented in Fig. 2. The x axis of the system runs horizontally in the coronal plane and is directed towards the centre. The y axis runs verti-

biega pionowo i jest skierowana ku górze, oś z przebiega poziomo w płaszczyźnie strzałkowej i jest skierowana do przodu.

Rozkład przemieszczeń w szczelinie złamania dla gwoźdźcia tytanowego przedstawiono na Ryc. 5. Wzdłuż osi x największe przemieszczenie występuje w szczelinie podkrętarzowej i wynosi  $270\text{ }\mu\text{m}$  w kierunku przyśrodkowym. Najmniejsze przemieszczenie występuje w okolicy krętarza większego i wynosi około  $100\text{ }\mu\text{m}$ . Wzdłuż osi y największe przemieszczenia występują w szczelinie podkrętarzowej i wynoszą  $780\text{ }\mu\text{m}$  w części przedniej i  $-508\text{ }\mu\text{m}$  w części tylnej

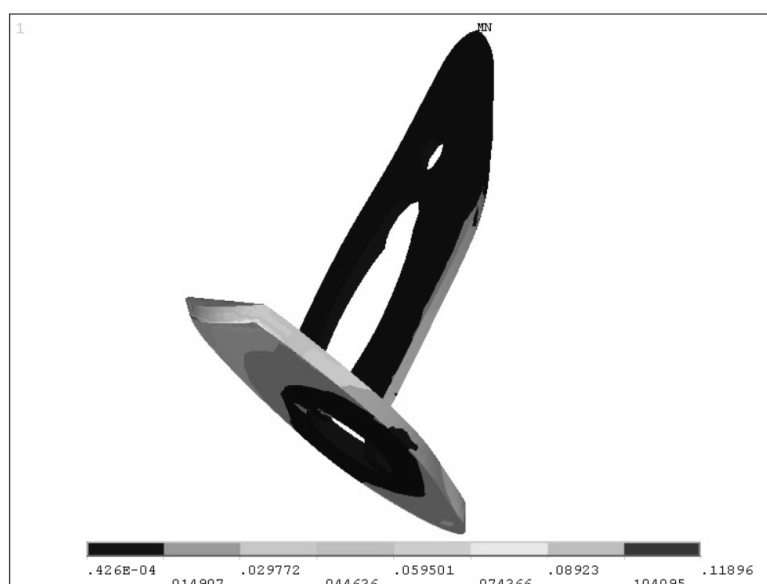
cally upwards, the z axis runs horizontally in the sagittal plane in the back-to-front direction.

The distribution of displacements in the fracture gap for the titanium nail is presented in Fig. 5. Along the x axis, the biggest displacement occurs in the subtrochanteric gap, amounting to  $270\text{ }\mu\text{m}$  in the medial direction. The smallest displacement, of approximately  $100\text{ }\mu\text{m}$ , occurs near the greater trochanter. Along the y axis, the biggest displacements occur in the subtrochanteric gap, amounting to  $780\text{ }\mu\text{m}$  in the front part and  $-508\text{ }\mu\text{m}$  in the rear part of the gap. This distribution of displacements indicates



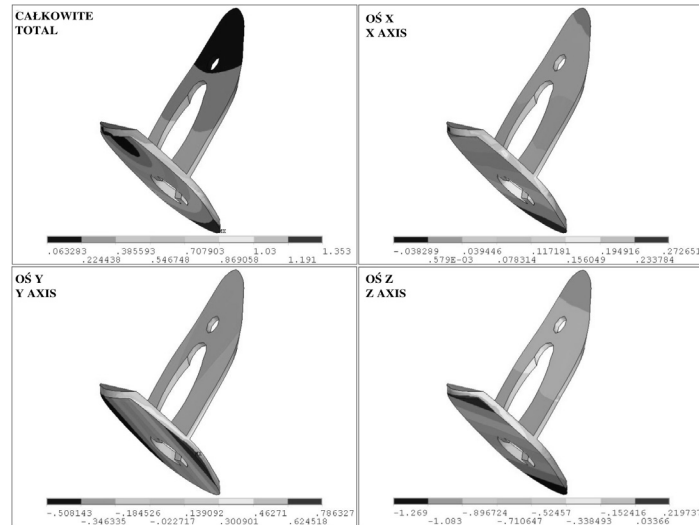
Ryc. 3. Odształcenia w szczelinie złamania dla modelu z gwoździem ze stopu tytanu

Fig. 3. Distribution of strains in the fracture gap in the model with a titanium nail



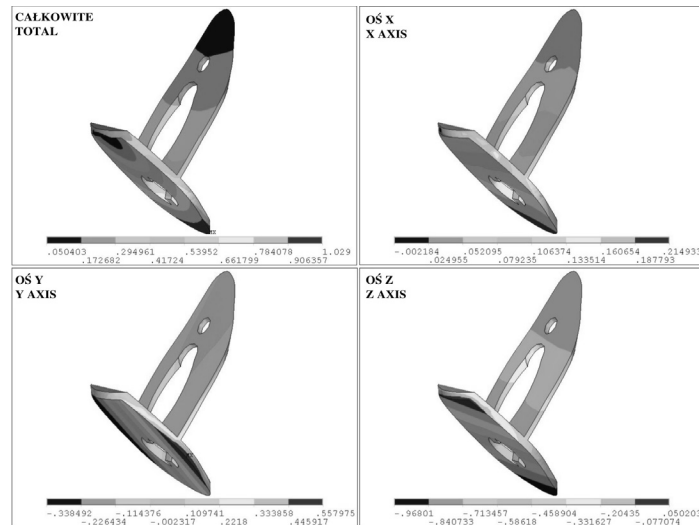
Ryc. 4. Odształcenia w szczelinie złamania w modelu z gwoździem ze stali implantowej

Fig. 4. Distribution of strains in the fracture gap in the model with a steel nail



Ryc. 5. Rozkład przemieszczeń w modelu z gwoździem wykonanym ze stopu tytanu

Fig. 5. Distribution of displacements in the model with a titanium nail



Ryc. 6. Rozkład przemieszczeń w modelu z gwoździem wykonanym ze stali implantowej

Fig. 6. Distribution of displacement in the model with a steel nail

szczeliny. Taki rozkład przemieszczeń wskazuje, że odcłamy przybliżają się w części przedniej szczeliny, a oddalają w części tylnej. Przeszaczenia wzdłuż osi z wynoszą od  $-1269 \mu\text{m}$  w części tylnej szczeliny złamania do  $219 \mu\text{m}$  w jego części przedniej.

Rozkład przemieszczeń w szczelinie złamania dla gwoździa stalowego przedstawia Ryc. 6. Wzdłuż osi x największe przemieszczenie wynosi  $215 \mu\text{m}$  – zlokalizowane w części bocznej szczeliny podokrętarzowej, w kierunku przysrodkowym. Przeszaczenia wzdłuż osi y wynoszą  $786 \mu\text{m}$  w części przedniej szczeliny i  $-508 \mu\text{m}$  w części tylnej. Wzdłuż osi z przeszaczenie w części tylnej szczeliny wynosi  $-968 \mu\text{m}$ , a części przedniej  $97 \mu\text{m}$ .

that fragments move towards one another in the front part of the gap and further away in the rear part. The displacements along the z axis are between  $-1269 \mu\text{m}$  in the rear part of the fracture gap and  $219 \mu\text{m}$  in its front part.

The distribution of displacements in the fracture gap for the steel nail is presented in Fig. 6. Along the x axis, the biggest displacement ( $215 \mu\text{m}$  in the medial direction) is found in the lateral part of the subtrochanteric gap. Displacements along the y axis are  $786 \mu\text{m}$  in the front part of the gap and  $-508 \mu\text{m}$  in the rear part. Along the z axis, the displacement in the rear part of the gap is  $-968 \mu\text{m}$  and in the front part, it is  $97 \mu\text{m}$ .

Porównując maksymalne przemieszczenia w szczelinie złamania dla obu rodzajów gwoźdźa wzdłuż wszystkich trzech osi współrzędnych widać, że w każdej płaszczyźnie w przypadku gwoźdźa ze stopu tytanu uzyskano wyższe wartości niż dla gwoźdźa stalowego – Ryc. 7.

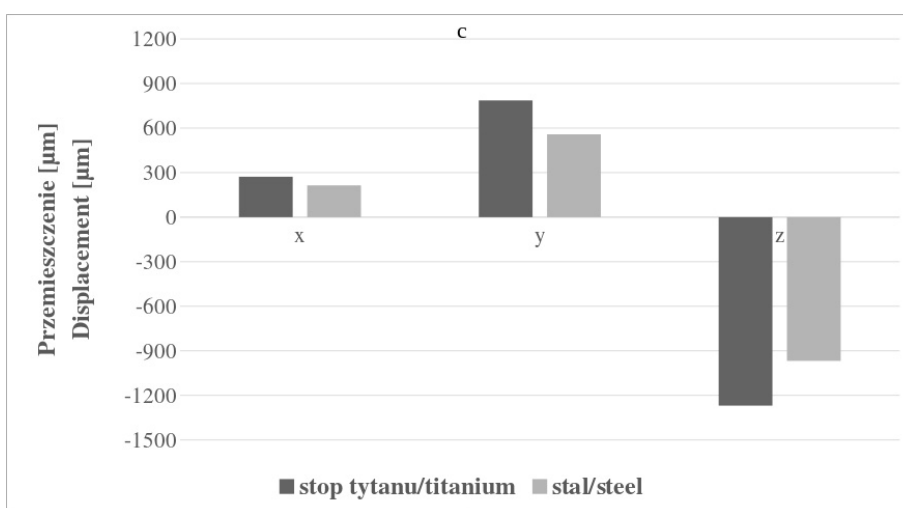
A comparison of maximum displacements in the fracture gap for the two types of nails along all three coordinate axes shows that the values were higher for the titanium nail than for the steel nail in all three planes (Fig. 7).

### WPLYW ZMIANY ŚREDNICY NA ODKSZTAŁCENIA

Rozkład odkształceń dla gwoźdźa o średnicy 12 mm wskazuje na mniejszą ich wartość względem implantu o średnicy 10 mm. Maksymalne odkształcenia przekraczają nieznacznie 14%, a w obrębie szczeliny podkrętarzowej w okolicy gwoźdźa śródspikowego przyjmują wartości zauważalnie poniżej 2% (Ryc. 8).

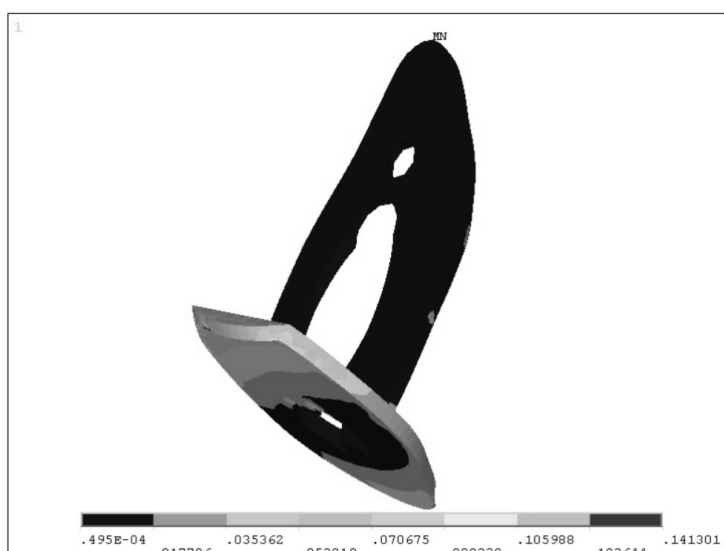
### THE INFLUENCE OF NAIL DIAMETER ON STRAIN

The distribution of strain for the nail with a 12 mm diameter indicates smaller strains in comparison with the implant with a 10 mm diameter. Maximum strain slightly exceeds 14% and in the subtrochanteric gap area near the intramedullary nail, the strain is noticeably below 2% (Fig. 8).



Ryc. 7. Wykres maksymalnych wartości przemieszczenia wzdłuż poszczególnych osi w zależności od rodzaju materiału gwoźdźa śródspikowego

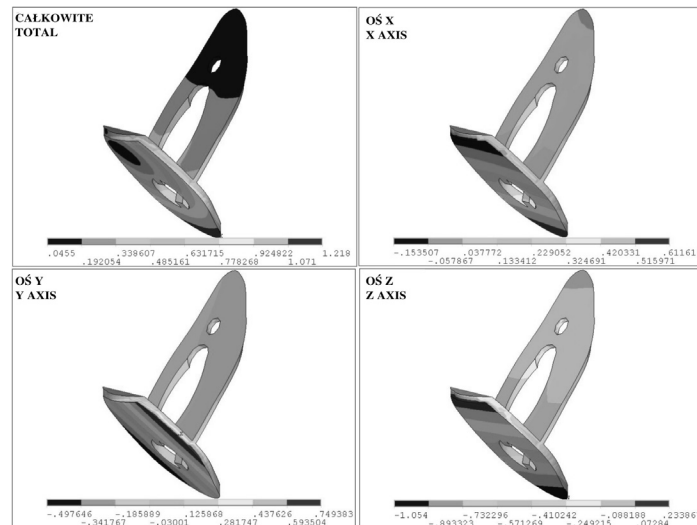
Fig. 7. Maximum displacement values along each axis according to the material of the intramedullary nail



Ryc. 8. Odkształcenia w szczelinie złamania dla modelu z gwoździem o średnicy 12 mm

Ryc. 8. Distribution of strains in the fracture gap in the model with a 12 mm diameter nail





Ryc. 9. Rozkład przemieszczeń w modelu z gwoździem tytanowym o średnicy 12 mm  
Fig. 9. Distribution of displacements in the model with a 12 mm diameter titanium nail

W dalszej części analizy wyodrębniono ze szczeliny złamania te elementy, których odkształcenia pozwalają na formowanie się tkanki kostnej lub chrzęstnej i porównano je dla obu średnic gwoździ. Zarówno dla gwoźdźa o średnicy 10 mm oraz 12 mm, elementy tworzące tkankę kostną skoncentrowane są w okolicy krętarza większego oraz wokół gwoźdźa, przy czym obszar nowotworzącej się tkanki kostnej jest znacznie większy w przypadku gwoźdźa o średnicy 12 mm. Rozkład odkształceń dla elementów spełniających warunki powstania tkanki chrzęstnej wskazuje, że mniejszy obszar jej powstania występuje w przypadku gwoźdźa o większej średnicy – uzyskano o 3% więcej elementów tkanki kostnej (63,8%) i o 3% mniej elementów tkanki chrzęstnej niż w gwoździu o średnicy 10 mm.

### WPLYW ZMIANY ŚREDNICY NA PRZEMIESZCZENIA

Ryc. 9 przedstawia rozkład przemieszczeń dla gwoźdźa o średnicy 12 mm. Analiza rozkładu przemieszczeń dla obu gwoździ wskazuje na niewielkie różnice. Wartości przemieszczeń wzdłuż osi y i z są zbliżone, natomiast wzdłuż osi x znacząco wzrosło przemieszczenie przy zastosowaniu gwoźdźa o większej średnicy (maksymalna różnica to 350  $\mu\text{m}$ ).

Na Ryc. 10 przedstawiono zestawienie maksymalnych wartości przemieszczeń dla obu średnic gwoździ i wzdłuż wszystkich osi.

### DYSKUSJA

Przeprowadzona analiza tego konkretnego przypadku klinicznego wskazuje, że warunki mechaniczne

W further analysis, elements whose strain made it possible to form bone or cartilaginous tissue were identified in the fracture gap and compared for both nail diameters. For both the nail with a 10 mm and the one with a 12 mm diameter, the elements forming bone tissue are concentrated around the greater trochanter and near the nail, with the area of the newly forming bone tissue being significantly bigger in the model with the nail with a 12 mm diameter. The distribution of displacements for the elements which are exposed to strain promoting cartilaginous tissue formation indicates that this area is smaller in the model with a bigger nail diameter, which includes 3% more bone (63.8%) tissue elements and 3% fewer elements promoting cartilaginous tissue than in the model with the nail with a 10 mm diameter.

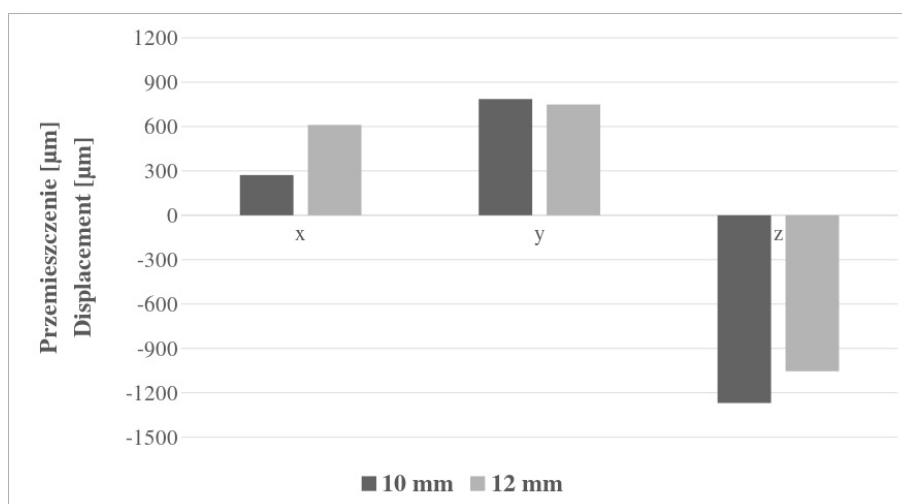
### THE INFLUENCE OF NAIL DIAMETER ON DISPLACEMENTS

Fig. 9 presents the distribution of displacements for the nail with a 12 mm diameter. Analysis of displacement distribution for the two nails indicates small differences. Displacement values along the y and z axes are similar, while the displacement along the x axis grew significantly when the nail with a bigger diameter was used (maximum difference of 350  $\mu\text{m}$ ).

Fig. 10 collates the maximum values of displacements for the two nail diameters along all axes.

### DISCUSSION

Our analysis of this particular clinical case indicates that mechanical conditions in the fracture gap



Ryc. 10. Wykres maksymalnych wartości przemieszczenia wzdłuż poszczególnych osi w zależności od średnicy gwoździa śródszpikowego

Fig. 10. Maximum displacement values along each axis according to the diameter of the intramedullary nail



Ryc. 11. Zdjęcie kontrolne po 18 miesiącach po zabiegu

Fig. 11. 18-month postoperative follow-up radiograph

ne w szczelinie złamania były nieodpowiednie do powstania tkanki kostnej. Ocena rozkładu odkształceń pozwala stwierdzić, że przy zastosowaniu gwoździa o średnicy 10 mm, niezależnie od rodzaju materiału, z którego jest on wykonany, nowotworząca się tkanka kostna występuje w tych samych częściach/miejscach szczeliny złamania. Znaczącą różnicę stanowi obszar jej tworzenia. W przypadku gwoździa stalowego, elementów, których odkształcenia nie przekraczają 2% i które w związku z tym przekształcają się w elementy tkanki kostnej, jest o 11% więcej niż w przypadku zastosowania gwoździa ze stopu tytanu.

were inappropriate for bone tissue formation. The findings of the analysis of displacement distribution show that for the 10 mm nail diameter, regardless of material type used to make an implant, formation of bone tissue occurs in the same parts of the fracture gap. A significant difference is noted with regard to the size of the area where new bone forms as the use of a steel nail results in 11% more elements whose strain does not exceed 2% and which, as a result, transform into bone tissue elements, in comparison with the use of a titanium nail.

Ocena rozkładu przemieszczeń wskazuje na obecność ruchu między odłamami przy zastosowaniu gwoździ z obu materiałów. Takie zjawisko jest pożądane, gdyż stymuluje procesy naprawcze uszkodzonej tkanki kostnej [21]. W obu przypadkach kierunek ruchu jest podobny, różnice stanowią wartości przemieszczeń, co przekłada się bezpośrednio na warunki do tworzenia zrostu kostnego. Według dostępnej literatury zakres ruchu między odłamami warunkujący zrost kostny zawiera się w przedziale 150  $\mu\text{m}$  – 1000  $\mu\text{m}$  [24,25]. Odnosząc wartość tego przedziału do uzyskanych wyników widać, że w przypadku gwoźdź z stopu tytanu przemieszczenia wzdłuż osi z wykraczają o 300  $\mu\text{m}$  poza dopuszczalne wartości. Natomiast przemieszczenia wzdłuż osi x oraz osi y mieszczą się w podanym zakresie. Analiza sumaryczna wszystkich przemieszczeń wskazuje, że najkorzystniejsze warunki do tworzenia tkanki kostnej przy zastosowaniu gwoźdź z stopu tytanu występują w części międzykrętarzowej szczeliny złamania oraz w przedniej części podkrętarzowej szczeliny złamania.

W przypadku zastosowania gwoźdź stalowego wszystkie wartości przemieszczeń mieszczą się w podanym przedziale. Rozkład sumaryczny wskazuje na korzystniejsze warunki dla powstania tkanki kostnej nie tylko w okolicy międzykrętarzowej, ale także i podkrętarzowej.

Porównując warunki biomechaniczne dla tworzenia się tkanki kostnej w szczelinie złamania dla obu rodzajów gwoźdź widać, że zastosowanie stabilizacji z wykorzystaniem gwoźdź stalowego znacznie je poprawia. Jak wskazuje Goodship, zastosowanie stabilizacji stanowi kompromis pomiędzy rozwiązaniem zbyt podatnym i zbyt sztywnym. Wysoka podatność stabilizatora podnosi poziom ruchu międzyodłamowego ponad akceptowany poziom podczas gdy zbyt wysoka sztywność, poprzez zjawisko stress shielding, upośledza formowania tkanki bliznowatej, co w obu przypadkach prowadzi do braku zrostu [26].

Zwiększenie średnicy gwoźdź o 2 mm powoduje wzrost liczby elementów odpowiadających tkance kostnej o 3%. Pomimo, że jest to zmiana niewielka, należy zauważyć, że zmniejszenie wartości odkształceń w szczelinie złamania może mieć korzystny wpływ na postęp zrostu kostnego.

Rozkład przemieszczeń dla obu średnic gwoźdź jest zbliżony. Zastosowanie gwoźdź o większej średnicy jedynie redukuje przemieszczenie wzdłuż osi z o 200  $\mu\text{m}$ . W pozostałych płaszczyznach zakres ruchu jest podobny.

Odnosząc powyższe obserwacje do materiału klinicznego należy stwierdzić, że zastosowana stabilizacja złamania okołokrętarzowego kości udowej w postaci gwoźdź śródszpikowego ze stopu tytanu

Analysis of the distribution of displacements indicates the presence of movement between fragments for both types of nail material. This is a desirable phenomenon as it stimulates repair processes in the damaged bone tissue [21]. In both cases the direction of movement is similar, while the values of displacements are different, which directly influences conditions for bone formation. According to the available literature, the range of movement between fragments which promotes bone union is between 150  $\mu\text{m}$  and 1000  $\mu\text{m}$  [24,25]. A comparison of this value and the results obtained in our study shows that displacements along the z axis exceed the acceptable values by 300  $\mu\text{m}$  when a titanium nail is used, while displacements along the x and y axes fall within the desirable range. The summary analysis of all displacements indicates that, when a titanium nail is used, the most beneficial conditions for bone formation occur in the intertrochanteric segment of the fracture gap and in the front part of the subtrochanteric fracture gap.

When a steel nail is used, all displacement values fall within the desirable range. The summary distribution indicates that more favourable conditions for bone tissue growth occur not only in the intertrochanteric area but also in the subtrochanteric area.

A comparison of biomechanical conditions for bone tissue formation in the fracture gap for the two nail types shows that they are improved significantly when with a steel nail is used for fracture stabilisation. As indicated by Goodship, the use of stabilisation is a compromise between a solution that would be too flexible or too rigid. High stabiliser plasticity increases the level of interfragmentary movements above the acceptable level while excessive rigidity, impairs the formation of scar tissue because of stress shielding, with both scenarios leading to no-union [26].

Using a nail 2 mm bigger in diameter leads to an increase of 3% in the number of bone-forming elements. While this is small change, it should be noted that each decrease in strain value in the fracture gap can have a beneficial influence on the progress of bone union.

The distribution of displacements for both nail diameters is similar. The use of a nail with a bigger diameter reduces only the displacement along the z axis by 200  $\mu\text{m}$ , with movement ranges in the other planes remaining similar.

When the above observations are applied to the clinical case in question, it emerges that the stabilisation of the peritrochanteric femoral fracture with an intramedullary nail made of a titanium alloy did not ensure favourable conditions for bone union. The strain and displacement distribution, especially within the subtrochanteric gap indicates the presence of

nie zapewniła dogodnych warunków do powstania zrostu kostnego. Rozkład odkształceń, jak i przemieszczeń, zwłaszcza w obrębie szczeliny podkrętarzowej, wskazuje na niedostateczne warunki dla tworzenia się tkanki kostnej. Porównując wyniki symulacji stabilizacji złamania gwoździem ze stopu tytanu z dokumentacją radiologiczną można zaobserwować pewne zależności, które potwierdzają, że odtworzono w tej symulacji warunki biomechaniczne występujące w miejscu złamania. Kontrolne zdjęcie radiologiczne po 18 miesiącach od zabiegu operacyjnego wskazuje obecność szczeliny złamania w okolicy podkrętarzowej i zrost w obrębie krętarza większego kości udowej. W symulacji, w miejscu konsolidacji odłamów, odkształcenia nie przekraczały 2%, co w oparciu o teorię Perrena, pozwala na zrost kostny. W szczelinie podkrętarzowej wartości odkształceń przekraczają zakresy dopuszczające tworzenie tkanki kostnej. Dodatkowo obserwowane wtórne przemieszczenie odłamu dalszego w kierunku przyśrodkowym odzwierciedlone jest w symulacji, gdzie wyraźnie zaznaczone jest przemieszczenie wzdłuż osi x w tym kierunku. Na tej podstawie można stwierdzić, że wpływ na powstanie stawu rzekomego miały nieprawidłowe warunki biomechaniczne dla powstania tkanki kostnej.

Ocena warunków biomechanicznych w szczelinie złamania wskazuje, że zastosowanie implantu stalowego poprawia te warunki, zmniejszając ryzyko zaburzeń zrostu. W analizie nie zmieniono parametrów geometrycznych gwoźdza, zmieniono jedynie materiał. Implant stalowy ogranicza ruch między odłamaniami do wartości dopuszczalnych oraz zmniejsza odkształcenia w większej części szczeliny złamania poniżej 2%. Na tej podstawie można stwierdzić, że zastosowanie gwoźdza stalowego w analizowanym przypadku klinicznym mogłoby zmniejszyć ryzyko zaburzeń zrostu. Koresponduje to z wynikami uzyskanymi przez Kozubę w trakcie oceny wpływu zmiany materiału zespalającego złamanie szyjki kości udowej [27]. W przytoczonej pracy autorzy wskazują na polepszenie warunków biomechanicznych w szczelinie złamania przy zastosowaniu implantów stalowych.

## **PODSUMOWANIE**

Symulacja numeryczna umożliwia wskazanie miejsc, w których zajdzie niekorzystna odbudowa szczeliny złamania, co może doprowadzić do powstania stawu rzekomego. W połączeniu z wiedzą kliniczną, symulacja może ułatwić wybór określonego typu implantu, a co za tym idzie, może także stanowić narzędzie prognostyczne dla określenia warunków zrostu kostnego.

Zastosowanie gwoźdza stalowego podnosi wytrzymałość układu kość-implant i istotnie przyczynia

insufficient conditions for bone tissue formation. A comparison of the radiographs and the simulation results for fracture stabilisation with a titanium nail reveals certain correlations which confirm that the simulation appropriately reflects the biomechanical conditions at the fracture site. Radiographs obtained at 18 months after the surgery indicated the presence of the fracture gap in the subtrochanteric area and union near the greater trochanter of the femur. In the simulation, displacements at the site of fragment consolidation did not exceed 2%, which allows for bone adhesion according to the Perren theory. The displacement in the subtrochanteric gap exceeds acceptable ranges for bone tissue formation. Additionally, the observed medial redisplacement of the distal fragment is reflected in the simulation, where there is clear displacement along the x axis in this direction. It is thus possible to state that the development of a pseudarthrosis was influenced by biomechanical conditions that were inappropriate for bone tissue formation.

Analysis of biomechanical conditions in the fracture gap indicates that they are improved by decreasing the risk of bone union disturbances when a steel implant is used. In the analysis, the change of material was not combined with a change of the geometric parameters of the nail. The use of a steel implant restricts movement between fragments to acceptable values and decreases strain in a larger part of the fracture gap below 2%. Thus, it can be stated that the use of the steel nail in the clinical case analysed could have reduced the risk of bone union disturbances. This is compatible with the results obtained by Kozub in an evaluation of the effects of change of implant material in a fracture of the femoral cervix [27]. Kozub indicates an improvement in biomechanical conditions in the fracture gap when steel implants are used.

## **CONCLUSION**

A numerical simulation makes it possible to indicate places where unfavourable union may occur in the fracture gap, which can lead to the development of a pseudarthrosis. Combined with clinical experience, simulation can facilitate the selection of a particular implant type and so become a prognostic tool for determining conditions of bone union.

The use of a steel nail increases the strength of the bone-implant system and significantly improves bone union in the fracture gap. The higher plasticity

się polepszenia odtwarzania zrostu kostnego w szczelinie złamania. W przypadku gwoźdźa tytanowego jego większa podatność predestynuje tkanki w obszarze szczeliny złamania do bardziej intensywnego tworzenia tkanki chrzęstnej a tym samym podnosi ryzyko powstania stawu rzekomego.

Uzyskane wyniki każą się zastanowić nad możliwością powrotu do stosowania implantów stalowych. Blisko dwukrotnie wyższy ciężar implantów stalowych nie powinien stanowić kluczowego czynnika wyboru wobec ich korzystnych właściwości (odporność korozyjna, wysoka biogodność) i niższej, niż w przypadku implantów ze stopów tytanu, ceny.

## PODZIĘKOWANIA

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

a titanium nail means that the tissues in the fracture gap more intensively transform into cartilaginous tissue, which increases the risk of a pseudarthrosis.

The results of our analysis pose the question of reintroducing steel implants for osteosynthesis. The fact that steel implants are nearly two-fold heavier should not be a key selection factor considering their beneficial properties (corrosion resistance, high biocompatibility) and lower price in comparison with titanium alloys.

## ACKNOWLEDGEMENTS

The calculations were made using the resources of the Wrocław Centre for Networking and Supercomputing (<http://www.wcss.pl>), calculation grant No. 397.

## PIŚMIENICTWO / REFERENCES

1. Stevens JA, Olson S. Reducing falls and resulting hip fractures among older women. *Home Care Provid* 2000;5:134-41.
2. Court-Brown CM, Caesar B. Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury* 2006;37:691-7.
3. Liporace FA, Egol K, Koval KJ. Operative treatment of intertrochanteric hip fractures: an overview of modern advances and techniques. *Oper Tech Orthop* 2002;12:83-91.
4. Mnif H, Koubaa M, Zrig M, Trabelsi R, Abid A. Elderly patient's mortality and morbidity following trochanteric fracture. A hundred cases prospective study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:505-10.
5. Reichert P, Rutowski R, Zimmer K, Gosk J, Greczner T, Urban M. Przyczyny powstawania i morfologia stawów rzekomych kości długich. *Adv Clin Exp Med* 2006;15:833-42.
6. Kącki W, Jasiewicz B, Radło P. Stabilizacja śródszpikowa i wydłużanie na gwoździu śródszpikowym – dwuetapowe leczenie pourazowego stawu rzekomego uda ze skróceniem. *Studium przypadku. Ortop Traumatol Rehabil* 2014;6:661-7.
7. Tzioupis C, Giannoudis PV. Prevalence of long-bone non-unions. *Injury* 2007;38, Suppl:S3-9.
8. Szczesny G. Zrost kostny i jego zaburzenia. *Przegląd literatury. Ortop Traumatol Rehabil* 2015;6:437-54.
9. Wang Y, Zhang J, Wei W. Vascularised iliac bone grafting in the treatment of femoral neck nonunion in young adults: a retrospective study. *Hip Int* 2015;25:264-9.
10. Hierholzer C, Glowalla C, Herrler M, et al. Reamed intramedullary exchange nailing: treatment of choice of aseptic femoral shaft nonunion. *J Orthop Surg Res* 2014;9:88.
11. Chirodian N, Arch B, Parker MJ. Sliding hip screw fixation of trochanteric hip fractures: Outcome of 1024 procedures. *Injury* 2005;36:793-800.
12. Maimaitiyiming A, Amat A, Rehei A, Tusongjiang M, Li C. Treatment of the femoral shaft nonunion with double plate fixation and bone grafting: A case series of 14 patients. *Injury* 2015;46:1102-7.
13. Giannoudis P V., Atkins RR. Management of long-bone non-unions. *Injury* 2007;38 Suppl 2:1-2.
14. Metsemakers WJ, Roels N, Belmans A, Reynders P, Nijs S. Risk factors for nonunion after intramedullary nailing of femoral shaft fractures: Remaining controversies. *Injury* 2015;46:1601-7.
15. Loubignac F, Chabas JF. A newly designed locked intramedullary nail for trochanteric hip fractures fixation: Results of the first 100 TrochantericTM implantations. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:139-44.
16. Banaszkiwicz PA, Sabboubeh A, McLeod I, Maffulli N. Femoral exchange nailing for aseptic non-union: not the end to all problems. *Injury* 2003;34:349-56.
17. el Mounni M, Leenhouts PA, ten Duis HJ, Wendt KW. The incidence of non-union following unreamed intramedullary nailing of femoral shaft fractures. *Inj J Care Inj* 2009;40:205-8.
18. Megas P, Syggelos SA, Kontakis G, et al. Intramedullary nailing for the treatment of aseptic femoral shaft non-unions after plating failure: Effectiveness and timing. *Injury* 2009;40:732-7.
19. Beredjiklian PK, Naranja RJ, Heppenstall RB, Brighton CT, Esterhai JL. Results of Treatment of 111 Patients With Nonunion of Femoral Shaft Fractures. *Univ Pennsylvania Orthop J* 1999;12:52-6.
20. Niedźwiedzki T, Brudnicki J, Niedźwiedzki Ł. Leczenie zaburzeń zrostu trzonu kości udowej gwoździem śródszpikowym. Niepowodzenie leczenia. *Ortop Traumatol Rehabil* 2007;9:377-83.
21. Pakuła G, Słowiński JJ, Ściągła K. Biomechanics of distal femoral fracture fixed with an angular stable LISS plate. *Acta Bioeng Biomech* 2013;15:57-65.

22. Będziński R. Biomechanika inżynierska – Zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej; 1997.
23. Vetter AC. Mechanobiology of Healing and Regeneration of Bone. Berlin: Humboldt University; 2010.
24. Goodship AE, Kenwright J. Micromovement tibial. Bone Jt J 1985;67-B:650-5.
25. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, et al. Effects of Mechanical Factors on the Fracture Healing Process. Clin Orthop Relat Res 1998;132-47.
26. Goodship AE, Watkins PE, Rigby HS, Kenwright J. The role of fixator frame stiffness in the control of fracture healing. An experimental study. J Biomech 1993;26:1027-35.
27. Kozub B, Matuszczyk Ł, Łagan S. Analiza wytrzymałościowa MES złamania szyjki kości udowej stabilizowanej gwoździem śródspikowym typu Gamma. Aktual Probl Biomech 2012;6:59-64.

---

**Liczba słów/Word count:** 6353

**Tabele/Tables:** 1

**Ryciny/Figures:** 11

**Piśmiennictwo/References:** 27

*Adres do korespondencji / Address for correspondence*

*Jakub J. Słowiński*

*Smoluchowskiego 25, 50-370 Wrocław*

*tel. 71 320 4783, jakub.slowinski@pwr.edu.pl*

*Otrzymano / Received*

*21.03.2016 r.*

*Zaakceptowano / Accepted*

*13.05.2016 r.*