



# Numeryczna analiza stabilizacji złamania kości piszczelowej i strzałkowej

Jakub J. Słowiński<sup>1</sup>, Konrad Kudłacik<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-372 Wrocław, tel.: +48 320 47 83, e-mail: jakub.slowinski@pwr.edu.pl

<sup>2</sup>Oddział Ortopedyczno-Urazowy Specjalistycznego Szpitala im. dra A. Sokotowskiego, ul. Sokotowskiego 4, 58-309 Wałbrzych, tel.: +48 604 178 908, e-mail: konrad.kudlacik@zdrowie.walbrzych.pl

## Wprowadzenie

Kość piszczelowa jest jedną z najczęściej łamanych w ludzkim organizmie kośćmi długą. Ze względu na jej rolę w codziennej aktywności fizycznej, zapewnienie prawidłowej stabilizacji złamania rzutuje na komfort życia pacjenta. Prawidłowo podjęta rehabilitacja skraca czas powrotu do zdrowia, co z kolei ma ogromne przełożenia społeczne i ekonomiczne.

Według powszechnie stosowanej i zaaprobowanej w środowisku ortopedycznym skali AO, złamania analizowane w niniejszej pracy zostały opisane jako typ 43-A1. Uraz ten, zlokalizowany w dystalnym końcu kości poza obszarem powierzchni stawowych, zalicza się do złamań międzystawowych i przynasadowych. Przerwanie ciągłości tkanki kostnej następuje w jednej płaszczyźnie, dzieląc kość na dwie części. W opisywanym przypadku nastąpiło także złamanie kości strzałkowej, które jednak nie stanowi nieodłącznego elementu w tego typu złamaniu.

46-letnia chora trafiła do Szpitalnego Oddziału Ratunkowego z powodu złamania podudzia. Na podstawie diagnostyki radiologicznej rozpoznano złamanie 43-A1 wg klasyfikacji AO (Rys. 1). Złamanie dokonane w wyniku urazu, niemniej jednak jego okoliczności nie są jasne ze względu na stan neurologiczny chorej i utrudniony z nią kontakt. Złamanie poddano leczeniu operacyjnemu – stabilizacja złamania kości piszczelowej przy pomocy płyty kostnej bez stabilizacji złamania kości strzałkowej, co jest jedną z przyjętych technik operacyjnych. Kolejne kontrole w 2 i 4 miesiącu po zabiegu operacyjnym wskazały na destabilizację zespolenia, co było prawdopodobnie związane z pełnym obciążaniem operowanej kończyny. Niestety dalsze losy chorej są nieznane z powodu niezgłaszania się jej do kolejnych kontroli.

W ramach analizy zaproponowano 5 wariantów stabilizacji złamania obu kości uwzględniającej różne techniki unieruchomienia odłamów względem siebie.



**Rys. 1** Zdjęcia RTG sytuacji klinicznej – od lewej: przedoperacyjne, pooperacyjne, kontrolne po 4 miesiącach od zabiegu – dokumentacja kliniczna  
Źródło: Archiwum własne.

## Model numeryczny

## Modele geometryczne

Na potrzeby realizacji celu pracy, przy wykorzystaniu dokumentacji medycznej, przygotowano symulację rozkładu określonych parametrów mechanicznych dla 5 wariantów stabilizacji złamania kości piszczelowej i strzałkowej (Tabela 1, Rys. 2).

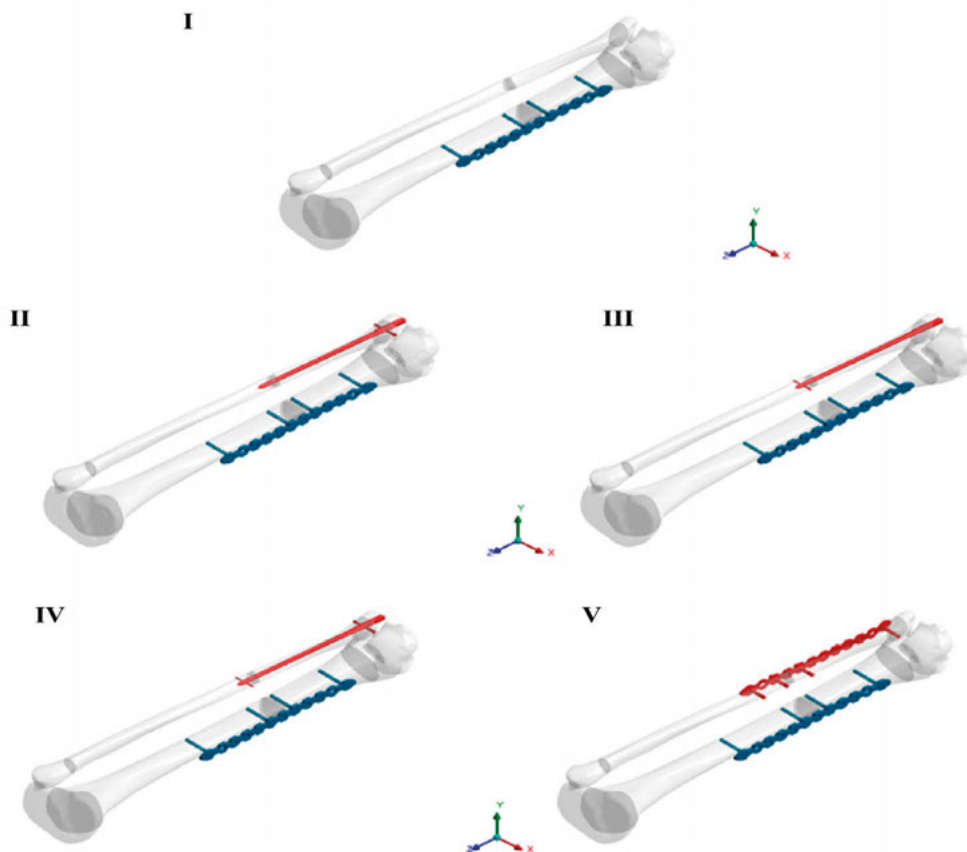
**Tabela 1** Opis metod stosowanych do stabilizacji złamania kości piszczelowej i strzałkowej

Wariant	Opis
I – płytka piszczel	stabilizacja kości piszczelowej odbywa się tylko za pomocą płytki, brak stabilizacji kości strzałkowej, wariant zastosowany w leczeniu opisywanej pacjentki
II – płytka + gwóźdź 1a	stabilizacja kości piszczelowej odbywa się za pomocą płytki, stabilizacja kości strzałkowej poprzez zastosowanie gwoźdźcia śródszpikowego blokowanego wkretem w części dystalnej kości
III – płytka + gwóźdź 1b	stabilizacja kości piszczelowej odbywa się za pomocą płytki, stabilizacja kości strzałkowej poprzez zastosowanie gwoźdźcia śródszpikowego blokowanego ponad szczeliną złamania
IV – płytka + gwóźdź 1ab	stabilizacja kości piszczelowej odbywa się za pomocą płytki, stabilizacja kości strzałkowej poprzez zastosowanie gwoźdźcia śródszpikowego blokowanego zarówno ponad szczeliną złamania, jak i w części dystalnej kości
V – płytka + płytka	stabilizacja obu kości piszczelowej odbywa się za pomocą płytek

Źródło: Opracowanie własne

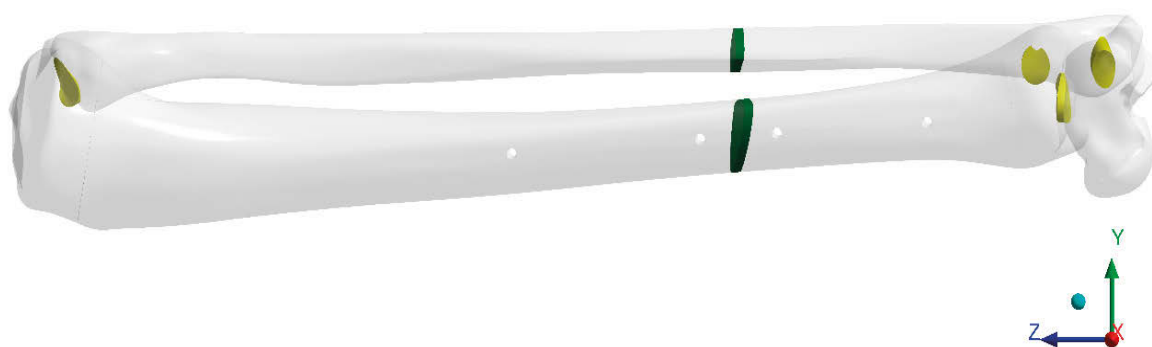
Opracowany model numeryczny zespołu kości uwzględnił także kość skokową. Objętościowe modele geometryczne kości powstały na bazie modeli powierzchniowych pozyskanych z bazy BodyParts3D/Anatomography [1]. W celu odtworzenia szczeliny złamania kości została przecięta płaszczyznami w taki sposób, aby wygenerować objętość. Dolna (bliżej dystalnego końca kości) płaszczyzna została umieszczona na wysokości 120 mm od dalszego końca kości piszczelowej, nachylona względem osi Z pod kątem 10°. Górna z płaszczyzn podziału powstała przez odsunięcie (offset) od dolnej (dystalnej) płaszczyzny złamania o 3 mm. Odtworzono także więzozrosty, którymi połączono ze sobą kości (Rys. 3).

Modele geometryczne gwoździ oraz płytek stworzono na podstawie istniejących rozwiązań polskiego producenta – ChM®. Za wzorec posłużyła płytka rekonstrukcyjna 5.0ChLP, natomiast za wzorcową geometrię gwoźdźcia śródszpikowego posłużył produkt oznaczony jako Charfix (gwoździec kości strzałkowej).



**Rys. 2** Warianty stabilizacji złamania 43-A1

Źródło: Archiwum własne.



**Rys. 3** Układ elementów kostnych z więzozrostami (kolor żółty) i szczeliną złamania (kolor zielony)  
Źródło: Archiwum własne.

## Dyskretyzacja

Dyskretyzację opracowanych modeli geometrycznych przeprowadzono z wykorzystaniem elementów prostopadłościennych wyższego rzędu, tj. 20-węzłowych, z trzema translacyjnymi stopniami swobody. Ze względu na duże skomplikowanie powierzchni, w siatce pojawiały się elementy czworościenne wyższego rzędu typu tetra – 10-węzłowe, z trzema translacyjnymi stopniami swobody. Wokół otworów pod wkręty mocujące płytki i gwoździe siatka elementów skończonych została zagęszczona, ze względu na spodziewane w tych miejscach koncentracje naprężeń. W kroku kolejnym siatka elementów skończonych położona została na nasady kości długich oraz na kość skokową. Ze względu na mnogość krzywizn oraz brak spodziewanych lokalnych koncentracji naprężeń zdecydowano się na wykorzystanie jedynie elementów czworościennych. Ostatnią część stanowiła dyskretyzacja osprzętu medycznego, tj. gwoździ, płytek oraz wkrętów do mocowania. Tutaj podobnie jak w przypadku nasad kości wykorzystane zostały elementy czworościenne, lecz ze względu na możliwość pojawienia się koncentracji naprężeń w implantach i wkrętach siatka została zagęszczona w całej objętości tych modeli.

## Właściwości materiałowe

Kolejnym, po przygotowaniu modelu geometrycznego oraz jego dyskretyzacji, etapem pracy nad modelem numerycznym było nadanie elementom właściwości materiałowych (Tabela 2). Odzworowanie szczeliny złamania modelu powstało przez określenie wartości materiałowych modelu obliczeniowego jako bardzo niskie. Wynika to z faktu, że w nieciągłości, w trakcie procesu gojenia tworzy się skrzep, którego właściwości materiałowe są znacząco niższe nawet od parametrów kości [2].

**Tabela 2** Właściwości materiałowe

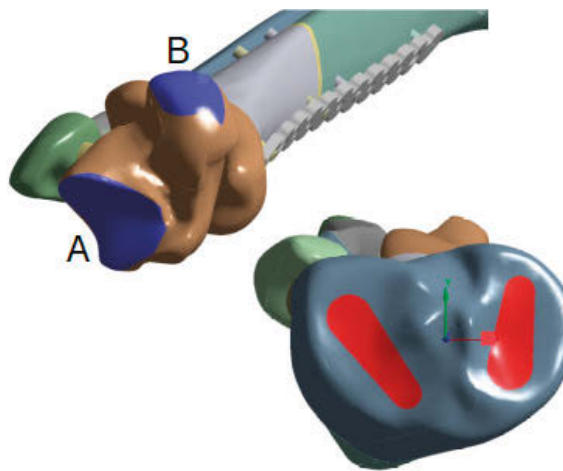
Materiał	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [-]
tkanka kostna korowa	12600	0,4
tkanka kostna gąbczasta	155	0,3
szczelina złamania	10	0,3
stop tytanu Ti-6Al-4V	105000	0,34

Źródło: [3].

W celu wierniejszego odwzorowania budowy kości uwzględniono podział na tkankę kostną zbitą i gąbczastą, uwzględniając zmianę grubości tej pierwszej w zależności od lokalizacji. Dla kości skokowej przyjęto jednorodną grubość tkanki kostnej zbitej. Dla więzozrostów przyjęte zostały parametry materiałowe identyczne jak dla tkanki kostnej gąbczastej. Dla całości odwzorowanego osprzętu wykorzystano parametry materiałowe stopu tytanu Ti-6Al-4V, powszechnie wykorzystywanego w chirurgii kostnej.

## Warunki brzegowe

Połączony układ kości wraz z implantami został następnie zamocowany, co zostało zrealizowane poprzez odebranie wszystkich stopni swobody wybranym węzłom powierzchniowym należącym do kości skokowej – odpowiednio węzłom powierzchni stawowej piętowej tylnej (A) oraz powierzchni kości łódkowatej (B). Obciążenie modelu przeprowadzono poprzez przyłożenie siły do powierzchni stawowych kości piszczelowej o kierunku zgodnym z osią kości, odwzorowując w ten sposób nacisk masy ciała podczas stania obunożnego (Rys. 4). Połączenia pomiędzy elementami zrealizowano poprzez kontakt związany.



**Rys. 4** Zamocowanie modelu (kolor niebieski) oraz obciążenie (kolor czerwony)  
Źródło: Archiwum własne.

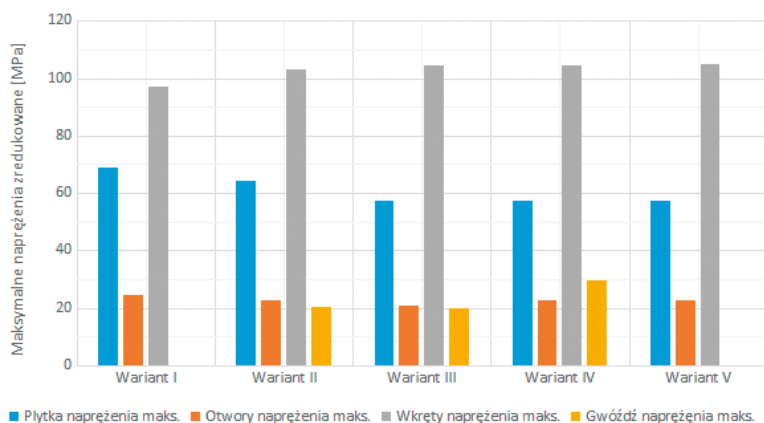
## Wyniki

## Dyskusja

Dla zaprezentowanych wariantów stabilizacji przeprowadzono analizę przemieszczeń oraz naprężeń zredukowanych w wybranych obszarach modelu.

### Przemieszczenia


Dla zadanych warunków brzegowych i dla każdego wariantu stabilizacji odnotowano tendencję polegającą na zginaniu kości w kierunku do tytu oraz na stronę boczną. Dla wariantu pierwszego, stosowanego w opisywanym przypadku klinicznym, zauważono jedynie, że przemieszczenia na stronę boczną modelu są nieznacznie większe. Pozostałe wartości przemieszczeń były zbliżone dla wszystkich przypadków stabilizacji.



**Rys. 5** Wykres naprężeń maksymalnych w implantach i otworach nawierconych pod ich mocowanie  
Źródło: Opracowanie własne.

### Naprężenia

Analiza naprężeń zredukowanych dla wszystkich typów stabilizacji wykazała, że wariant pierwszy charakteryzował się największymi wartościami naprężeń odnotowanymi w płytce kostnej. Pośród tych typów stabilizacji, w których wykorzystywany był gwoździe kostny, najwyższe naprężenia zostały odnotowane dla wariantu IV. Należy jednak zaznaczyć, że różnice pomiędzy wartościami naprężeń, jakie odnotowano w implancie płytkowym, w gwoździu śródszpikowym, we wkrętach kostnych oraz otworach przygotowanych pod wkręty kostne były znikomo różne pomiędzy wariantami stabilizacji (Rys. 5).

Zaprezentowana wstępna analiza porównawcza stabilizacji złamania kości piszczelowej i strzałkowej wykazała, że zaproponowane warianty stabilizacji można uznać za porównywalne. W żadnym z przypadków, dla zadanego modelu obciążenia, nie obserwowano destabilizacji układu. Fakt obciążania kończyny, wynikający z równomiernego stania obunożnego bez dodatkowej podpory, należałoby uznać za bliski niekorzystnemu. Zgodnie z zaleceniami klinicznymi, pacjenci nie mogą przeciążać kończyny powyżej 20% masy ciała. W prezentowanym przypadku nieznaczna masa ciała pacjentki mogła być czynnikiem, który dla zastosowanego układu obciążenia nie doprowadził do natychmiastowej destabilizacji. Obserwowana w trakcie kontroli klinicznej destabilizacja układu kość – implant wskazuje, w odniesieniu do uzyskanych wyników, że zastosowanie innego typu stabilizacji nie zwiększyłoby znacząco szans na powodzenie leczenia. Pozwala to wnioskować, że zastosowana stabilizacja była prawidłowa i adekwatna do zastanej sytuacji. Ze względu na brak kontaktu z pacjentką stan stabilizacji pozostaje nieznanym. Można domniemywać, że w przypadku dalszego obciążenia, obserwowany podczas ostatniej kontroli efekt może się jedynie pogłębiać, prowadząc do deformacji kończyny i powstania stawu rzekomego. 

### Podziękowanie

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

### Literatura

1. *BodyParts3D/Anatomy: Select parts and Make Embeddable...*, <http://lifesciencedb.jp/bp3d/>, dostęp: 28.04.2018.
2. J. Cegoñino, J.M. Aznar García, M. Doblaré, D. Palanca, B. Seral, F. Seral: *A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method*, *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 7(5), 2004, 245-256.
3. W. Torbic: *Biomateriały, Tom 4*, Wydawnictwo EXIT.