

Streszczenie

W medycynie i implantologii ważną rolę odgrywa znajomość własności mechanicznych kości. W typowej kości wyróżnić można dwie tkanki: kość zbitą i kość gąbczastą. Kość gąbczasta ma niezwykle złożoną strukturę przestrzenną, w której przeplatają się obszary ściśle do siebie przylegających beleczek kostnych z obszarami porów, wypełnionych w organizmie przez tłuszcz, szpik oraz inne tkanki miękkie. Bardzo ważny jest rozwój modeli komputerowych pozwalających przewidywać własności mechaniczne kości na podstawie precyzyjnych pomiarów nieniszczących tak, aby mogły zostać zaadaptowane i wykorzystane w przyszłości w praktyce klinicznej.

Celem niniejszej pracy było przeprowadzenie symulacji komputerowych własności mechanicznych tkanki kostnej. Dane wejściowe do modelowania uzyskano w oparciu o wysokorozdzielcze pomiary mikrotomograficzne. Ponieważ głównym celem było opracowanie metodologii modelowania własności mechanicznych tkanki kostnej, w badaniach zdecydowano się wykorzystać kości zwierzęce. Opracowana metodologia pozostanie taka sama dla kości ludzkich, natomiast wykorzystanie w badaniach zwierząt rzeźnych zagwarantowało łatwy dostęp do dużej liczby zróżnicowanych próbek, nie wymagało również zgody komisji etycznej. Metodologia ta oparta została na metodzie elementów skończonych z wykorzystaniem opracowanego dedykowanego biomechanicznego modelu układu kostno-mięśniowego.

Pierwszy etap pracy polegał na uzyskaniu reprezentacji cyfrowej 6 wołowych kości udowych (koniec bliższy) na podstawie pomiaru mikrotomograficznego w niższej rozdzielczości w skali makro (45,6 μm). Następnie z każdej kości wypreparowano do zobrazowania w 7-krotnie wyższej rozdzielczości w skali mezo (6,5 μm) statystycznie reprezentatywne sześciennie próbki kości gąbczastej o objętości 1 cm^3 w łącznej liczbie 70 sztuk. Dla każdej próbki wyznaczono eksperymentalnie parametry materiałowe w 3 prostopadłych kierunkach z użyciem miniaturowej maszyny do ściskania, w tym dla wybranych próbek w trakcie obrazowania tomograficznego.

W kolejnym etapie przeprowadzono precyzyjną rejestrację cyfrową opartą na lokalnych deskryptorach pomiędzy próbkami kości gąbczastej a zrekonstruowanymi kośćmi udowymi w celu uzyskania informacji o ich pozycji i orientacji w przestrzeni trójwymiarowej. Pozwoliło to na zestawienie tożsamyh obszarów uzyskanych w wyższej i niższej rozdzielczości. Dzięki temu

możliwy był również dobór parametrów binaryzacji w oparciu o porównanie wyznaczonych parametrów morfometrycznych (morfologicznych, topologicznych i teksturowych), a także zorientowanie przestrzenne wyników pomiarów mechanicznych wyciętych sześciennych próbek tkanki kostnej względem układu odniesienia związanego z kością udową. Na podstawie analizy głównych osi anizotropii przeprowadzonej dla próbek, skorygowano wielkości obszarów po ich obrocie do orientacji zgodnej z wyznaczonymi osiami. Zbadano korelacje statystyczne pomiędzy wyznaczonymi parametrami opisującymi strukturę oraz eksperymentalnymi danymi materiałowymi, uzyskując wartości i zależności zgodne z danymi literaturowymi. Kości udowe zostały poddane segmentacji i binaryzacji z użyciem parametrów wyznaczonych po rejestracji obszarów, wyznaczono również maski binarne obejmujące obszar zajmowany przez kości.

Przetworzone i przeanalizowane dane posłużyły do wielkoskalowych symulacji komputerowych. Po dyskretyzacji obszarów próbek kości gąbczastej zorientowanych zgodnie z głównymi osiami anizotropii, wykonano serię testów ściskania i ścinania metodą elementów skończonych w celu wyznaczenia pełnej postaci tensora sztywności. Wejściowe parametry beleczek kostnych określono w oparciu o porównanie z parametrami materiałowymi uzyskanymi w pomiarach. Na podstawie wyników uzyskanych z symulacji oraz analizy morfometrycznej (frakcji objętościowej oraz stopnia anizotropii) wyznaczono parametry modelu Zysseta–Curniera uśredniającego właściwości mechaniczne w symetrii ortotropowej. Otrzymane w ten sposób zależności posłużyły do zmapowania w zdyskretyzowanych kościach udowych uśrednionych właściwości w obrębie zajmowanym przez kość gąbczastą, zaś kości zbitej przypisane zostały właściwości izotropowe. Następnie wykorzystano model biomechaniczny układu kostno-mięśniowego dla kończyny tylnej krowy, zgodny z wartościami anatomicznymi, do przeprowadzenia symulacji statycznego stanu obciążenia metodą elementów skończonych. Do porównania z docelowym mapowaniem wykorzystano cztery uproszczone schematy: izotropowy z tą samą stałą wartością frakcji objętościowej dla kości zbitej i gąbczastej, izotropowy z dwoma różniącymi się stałymi wartościami frakcji objętościowej dla kości zbitej i gąbczastej, izotropowy z mapowaniem rzeczywistej frakcji objętościowej dla kości gąbczastej oraz ortotropowy dla kości gąbczastej nieuwzględniający rzeczywistej orientacji głównych osi anizotropii. Wykazano, że dopiero pełne mapowanie ortotropowe z uwzględnieniem rzeczywistej frakcji objętościowej i orientacji dla kości gąbczastej, wraz z przyjęciem odrębnych właściwości dla kości zbitej pozwala na uzyskanie rozkładów naprężeń i odkształceń zgodnych z aktualnym stanem wiedzy.

Opracowana metodologia została zaprojektowana do przewidywania zmian własności mechanicznych kości w czasie adaptacji funkcjonalnej pod wpływem obciążeń zewnętrznych. Uzyskane wyniki pomiarowe i modele komputerowe mogą stanowić również podstawowe źródło informacji do wykorzystania podczas dalszych wyspecjalizowanych opracowań, w tym dla danych uzyskanych podczas wysokorozdzielczego obrazowania *in vivo* dla kości ludzkich.

Słowa kluczowe

kość udowa, kość gąbczasta, mikrostruktura, własności mechaniczne, anizotropia, MES

05.11.2024
Jakub Kamiński