PODSUMOWANIE

Celem niniejszej pracy było wyznaczenie stałych elastycznych kości gąbczastych opierając się na metodach mikrotomograficznych . Mikroanaliza kości beleczkowej z zastosowaniem mikrotomografu wykazała, że metoda ta jest doskonała do wyznaczania własności materiałowych bardzo małych obiektów i doskonale nadaje się też do pomiarów pojedynczych beleczek.

Badania wykonywane były z użyciem mikrotomografu Nanotom oraz maszyny wytrzymałościowej firmy Deben, która była doskonale dostosowana do pracy z mikrotomografem.

Próbki pobrano od bydła w różnym wieku: 1.5, 5.5 oraz 8 letnich z nasady kości udowej.

Wykorzystano również maszynę do cięcia kości oraz szereg programów do obróbki obrazu, a następnie do obróbki danych.

Zastosowanie mikrotomografii do badania struktury kości jest pomysłem innowacyjnym, gdyż wcześniej stosowano do takich pomiarów metody akustyczne. Wyższość metod akustycznych nad mikrotomograficznymi polega na tym, że można otrzymać wyniki badając kość w całości, bez konieczności wycinania mniejszych kawałków. Natomiast metody mikrotomograficzne są dokładniejsze ze względu na skalę w jakiej można obserwować strukturę (mikro, a nawet nano).

Otrzymane wyniki – porowatość, Moduł Young’a i gęstość zostały skorelowane z wynikami z innych publikacji.

Otrzymane dane porównano z szeregiem publikacji naukowych i zweryfikowano z wiedzą teoretyczną na temat tkanki kostnej.

Moduł Young’a zależy mocno od porowatości kości, im większa porowatość, tym mniejszy Moduł Young’a.

Wartością ciekawą również, otrzymaną z pomiarów jest BV/TV, które również wpływa na wartość Modułu Young’a w sposób dokładnie odwrotny do porowatości. Im większy BV/TV tym większy Moduł Young’a.

Gęstość, która uzależniona jest od BV/TV w sposób prawie, że liniowy [20], ma też wpływ na Moduł Young’a w ten sam sposób jak BV/TV. Im większa gęstość, tym większ Moduł Young’a.

Nie bez znaczenia jest kierunek działania siły, gdyż struktura wewnętrzna beleczek może ustawić się względem działającej siły prostopadle bądź równolegle. Ze względu na fakt, że nie posiadano (na tym etapie) informacji o kierunkach głównych kości – poprzeczny, podłużny – przez co nie można było wykonać odpowniednich analiz. Kości były wycinane, biorąc pod uwagę kryterium: gęstości, anatomicznego pochodzenia i porowatości. Nie wykonano analiz, mających na celu ustalenie, kierunków głównych. Wycięte więc kostki mogą swymi kierunkami, wzdłuż których zostały wycięte pokrywać się z kierunkami głównymi, bądź mogą zupełnie od nich odbiegać. W celu uzyskania rzetelnych informacji na temat kierunków głównych należałoby dokonać pomiaru anizotropii całej kości i wycięciu sześcianów wzdłuż głównych kierunków.

Mimo braku informacji o głównych kierunkach zaobserwowano jednak różne wartości modułów Young’a w zależności od kierunku pomiaru (nawet umownego), mimo tej samej gęstości kości (czy też porowatości). Jest to spowodowane unikalną strukturą i składem beleczek kostnych.

Analiza różnic w Module Young’a dla różnych anatomicznych części kości wykazała, że główka – część kości, będąca składową stawu biodrowego charakteryzuje się dużo większym Modułem Young’a niż krętarz, który anatomicznie odpowiedzialny jest za połączenia między mięśniami i ścięgnami.

Porównanie jednak własnych wyników eksperymentalnych z innymi publikacjami wykazało znaczne różnice w wartościach modułu Young’a przy podobnych wartościach gęstości. Mimo, że zachowuje on tendencję wzrostową wraz ze wzrostem gęstości kości, a także zachowuje się liniowo dla małych wartości BV/TV (poniżej 0,5), wzrost ten jest niewielki w stosunku do wartości otrzymanych w innych opracowaniach, w których to obserwuje się znaczy wzrost wartości modułu Young’a już dla małych wartości BV/TV, co więcej ich rozrzut jest większy w ramach tej samej gęstości.

W opracowaniach tych jednakowoż uzyskane wyniki odnoszą się do różnych kości, z różnych zwierząt, z różnego typu kości i różnych kierunków bez wyszczególnienia dokładnego miejsca pobrania próbki. W publikacji [20] badano kość korową, czyli zbitą, która przez różnice w gęstości i składzie pierwiastkowym od kości gąbczastej ma inne właściwości mechaniczne. W publikacji [14] natomiast korzystano z metod ultradźwiękowych w celu wyznaczenia stałych materiałowych. Jest to metoda, która odnalazła szerokie zastosowanie w diagnostyce medycznej. Daje ona szerokie możliwości badania całej struktury kostnej *in vivo*, a także *in vitro.*  Pozwala ona na badanie całych kości, ograniczeniem jej jest jednak to, że potrzebny jest dostęp do badanej kości z dwóch stron, co sprowadza się do badań: kości piętowej i kości palców. Nie ma możliwości uzyskania informacji na temat kości udowej, co uniemożliwia właściwe porównanie własnych wyników z tymi w publikacji. W publikacji [10] natomiast zgadza się rodzaj kości pobrany do badań (kość udowa – część bliższa), ale bez konkretnego miejsca pobrania próbki. Jak już zauważono wcześniej moduły Young’a mogą się znacznie różnić, biorąc pod uwagę te aspekty.

Dodatkowo wykorzystując do badań maszynę wytrzymałościową, której elementy mają swoje własne własności sprężyste, otrzymuje się wypadkowe odkształcenie całej aparatury, zamiast wyodrębnionego odkształcenia próbki. Zakres, w którym kość zachowuje się sprężyście jest bardzo wąski (0-0,01% odkształcenia początkowej długości), jest więc newralgicznym, by nie zaburzyć tego pomiaru. Jest to więc czynnik, który może w sposób ewidentny sfałszować wyniki i zaniżać otrzymany moduł Young’a. W przyszłości w celu ominięcia otrzymania wypadkowej sprężystości całej aparatury pomiarowej, dobierze się eksensometr, który umieści się tylko w obrębie danej próbki i otrzyma wartość wydłużenia właściwą tylko dla niej. Ponadto będzie się korzystać z DVC, które umożliwi analizę przemieszczeń beleczek kostnych po wykonaniu testów ściskania, na podstawie pomiarów tomograficznych. Umożliwi to wykonanie kompletnego obrazu rozłożenia sił w kości w 3D. Pozwoli to później na stworzenie programu umożliwiającego symulację zachowania kości pod wpływem obciążenia, imitując jej zachowanie w rzeczywistości.

Przedstawiona w niniejszej pracy problematyka nie wyczerpuje w całości zagadnienia związanego ze względu na małą ilość próbek i niemożność ustalenia powtarzalności wyników.

Niniejsza praca ukazuje jak zmieniają się parametry materiałowe kości w zależności od rodzaju kości, miejsca pobrania próbki, gęstości, porowatości i kierunku działania siły. Założenia teoretyczne i anatomiczne funkcje kości, potwierdziły się w surowych badaniach na suchej kości.

Wyznaczone w tej pracy parametry materiałowe mogą posłużyć w przyszłości do wytwarzania implantów, które będą w sposób perfekcyjny imitowały zachowanie żywej tkanki kostnej, adaptując się do otoczenia, a także do wszelkich zmian zachodzących w organizmie, trybu życia czy starzenia się. Jest to krok do przodu w zapewnieniu coraz to lepszych i skuteczniejszych metod wytwarzania wysokiej jakości implantów i ułatwiania życia ludziom dotkniętych różnymi schorzeniami tkanki kostnej.