

Marta KOZUŃ, Studenckie Koło Naukowe Biomechaników, Wydział Mechaniczny Politechnika Wroclawska, Wrocław

Anna NIKODEM, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Wrocław

WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE TKANKI KOSTNEJ GĄBCZASTEJ ZMIENIONEJ PATOLOGICZNIE

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki pomiarów gęstości fizycznej oraz wartości parametrów mechanicznych wyznaczonych w próbie jednoosiowego ściskania dla próbek tkanki kostnej gąbczastej osteoartrotycznej, pochodzących z głów ludzkich kości udowych. W pracy podjęto także próbę określenia korelacji pomiędzy gęstością fizyczną, a parametrami mechanicznymi tkanki kostnej. Gęstość fizyczna oraz parametry mechaniczne tkanki kostnej charakteryzują się najwyższą wartością dla próbek wyciętych z plastra II. Znalaziono również wysoką korelację pomiędzy gęstością hydrostatyczną, a modułem Young'a ($R^2 = 0,53$).

1. WSTĘP

Tkanka kostna zbudowana jest z macierzy kostnej składającej się z części mineralnej, zawierającej kryształ hydroksyapatytu, z komórek kostnych oraz włókien kolagenowych. Włókna kolagenowe nadają tkance kostnej sprężystość. Z drugiej strony, obecność soli mineralnych powoduje, iż tkanka ta jest krucha i sztywna. Dlatego też, tkanka kostna rozpatrywana jest jako kompozyt ceramiczno – polimerowy, którego fazą ceramiczną jest hydroksyapatyt, a mineralną włókna kolagenowe [6]. Tkanka kostna jest materiałem, którego budowa wewnętrzna i właściwości mechaniczne ulegają ciągłemu dopasowaniu do zmieniających się warunków obciążenia. Struktura tkanki kostnej jest związana z właściwościami mechanicznymi, a dostosowanie właściwości mechanicznych do zmiennych warunków obciążenia powoduje zmiany w strukturze tkanki kostnej [1].

Znajomość parametrów mechanicznych tkanki kostnej umożliwia ocenę rozkładów naprężeń i odkształceń występujących w kości pod wpływem obciążeń zewnętrznych. Poznanie mechanizmów odpowiedzialnych za powstawanie zmian patologicznych w tkance kostnej, może przyczynić się do rozwoju efektywniejszych metod zarówno diagnostycznych, jak również leczenia tkanki kostnej, które pomogą większej liczbie pacjentów. Z drugiej strony ważna jest również znajomość relacji zachodzących pomiędzy właściwościami mechanicznymi i strukturą tkanki kostnej. Zatem znajomość zależności występujących pomiędzy strukturą tkanki i jej mechaniką pozwoli na udoskonalenie metod diagnostyki i terapii tkanki kostnej. Pozwoli to również na określenie mechanizmów zmian tkanki kostnej prawidłowej w przypadki patologiczne. W przypadku zmian patologicznych wcześniej nierozpoznanych i nieopisanych, z punktu widzenia mechaniki, leczenie jest narażone na niepowodzenia. Analizując liczbę tego rodzaju przypadków występujących w kraju i na świecie, można zauważyć, iż w dalszym ciągu jest to problem społeczny. Dlatego też, jednym z najważniejszych zagadnień podejmowanych we współczesnej literaturze, dotyczącej

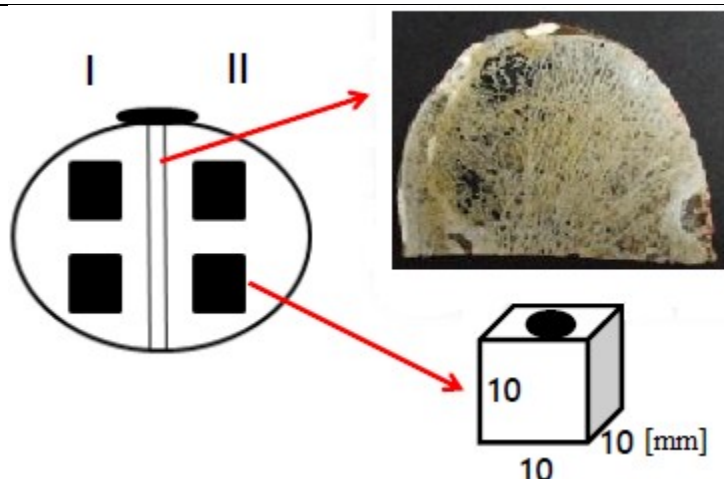
opisu tkanki kostnej jest poszukiwanie korelacji pomiędzy właściwościami mechanicznymi a strukturalnymi tkanki. Zagadnienie to, przysparza wiele problemów, a uzyskiwane wyniki w znacznym stopniu różnią się od siebie. Rozbieżności te związane są przede wszystkim z różnym sposobem realizacji pomiarów oraz z czynnikami mającymi ogromny wpływ na otrzymywane rezultaty. Te znaczące różnice, i to nawet w obrębie jednego gatunku, spowodowane są wpływem czynników, związanych bezpośrednio z próbką i pomiarem. Czynniki te można podzielić na dwie grupy: czynniki *in vivo* oraz czynniki *in vitro*. Do grupy czynników *in vivo*, związanych przyżyciowo z badanym materiałem badawczym, zaliczyć możemy między innymi: wiek, płeć, poziom składników chemicznych i hormonalnych w organizmie, poziom aktywności oraz stan zdrowia pacjenta, od którego pobrano materiał badawczy do badań. Do drugiej grupy – czynników *in vitro*, należą czynniki bezpośrednio związane z próbką i pomiarem, takie jak: sposób przechowywania i przygotowania próbek, rodzaj, kształt, wymiary, kierunek i region wycięcia próbki, rodzaj testu mechanicznego oraz prędkość odkształcania [1].

Ponadto, wciąż nie udało się znaleźć silnych korelacji pomiędzy mechaniką tkanki kostnej, a jej strukturą. Można więc stwierdzić, iż istniejący stan wiedzy na temat tkanki kostnej jest niepełny. Dlatego celem niniejszej pracy jest wyznaczenie parametrów mechanicznych tkanki kostnej patologicznie zmienionej oraz próba określenia korelacji występującej pomiędzy właściwościami mechanicznymi tkanki kostnej i jej parametrami strukturalnymi.

2. MATERIAŁ BADAWCZY I METODY BADAŃ

Materiał badawczy, pobrany w Akademickim Szpitalu Klinicznym we Wrocławiu od pacjentów ze zdiagnozowaną osteoartrozą zakwalifikowanych do zabiegów alloplastyki stawu biodrowego, stanowiły głowy kości udowych ($n=6$). Pacjenci różnili się między sobą wiekiem, masą, płcią, stroną pobrania oraz stopniem zaawansowania choroby zwyrodnieniowej. Głowę kości udowej podzielono na dwa regiony: region I oraz region II (Rys. 5). Każdy z preparatów do chwili przygotowania próbek przechowywano w temperaturze -20°C . Za pomocą przecinarki precyzyjnej Accutom-5®, firmy STRUERS przygotowano 39 sześciennych próbek o wymiarach $10 \times 10 \times 10$ [mm], z czego 15 próbek przygotowano z regionu I, a 24 próbki z regionu II. Dodatkowo wycięto także plaster o grubości 0,7 mm, w celu obserwacji mikrostruktury tkanki kostnej pod mikroskopem. Do chwili przeprowadzania pomiarów próbki były przechowywane w temperaturze pokojowej.

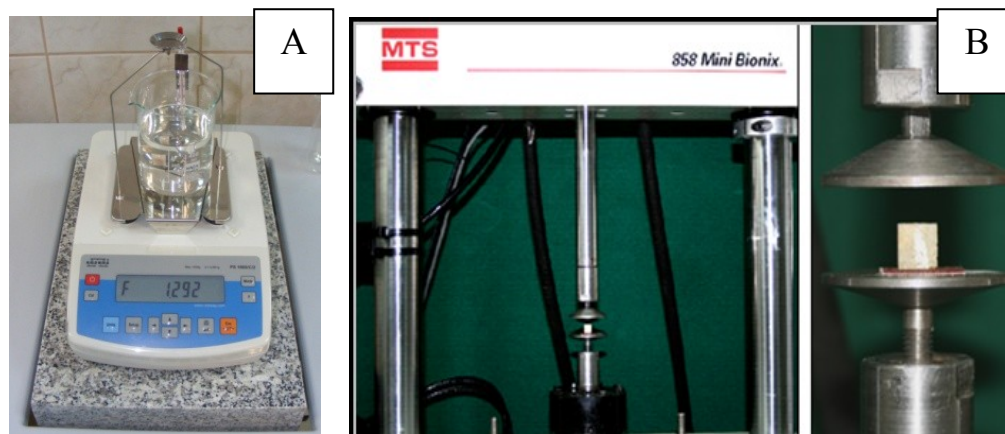
W pierwszym etapie badań, dla każdej z próbek określono wartość gęstości fizycznej. Wartości gęstości pozornej wyznaczono na podstawie znajomości masy i objętości próbki, podczas gdy wartości gęstości rzeczywistej tkanki kostnej zmierzono za pomocą wagi elektronicznej RADWAG wyposażonej w system do pomiaru gęstości hydrostatycznej (Rys. 6A).



Rys. 5. Miejsce i sposób przygotowania próbek tkanki kostnej gąbczastej z zaznaczonymi regionami, z których przygotowano próbki

Parametry mechaniczne tkanki kostnej zostały wyznaczone na podstawie charakterystyk naprężenie – odkształcenie uzyskanych w teście jednoosiowego ściskania z użyciem maszyny 858 MTS Mini Bionix (Rys. 6B). Prędkość odkształcenia wynosiła $0,01s^{-1}$. Dodatkowo, w celu wyeliminowania efektów krańcowych, do pomiarów zastosowano papier ścierny o grubości ziarna 100. Badania przeprowadzono w Zakładzie Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej.

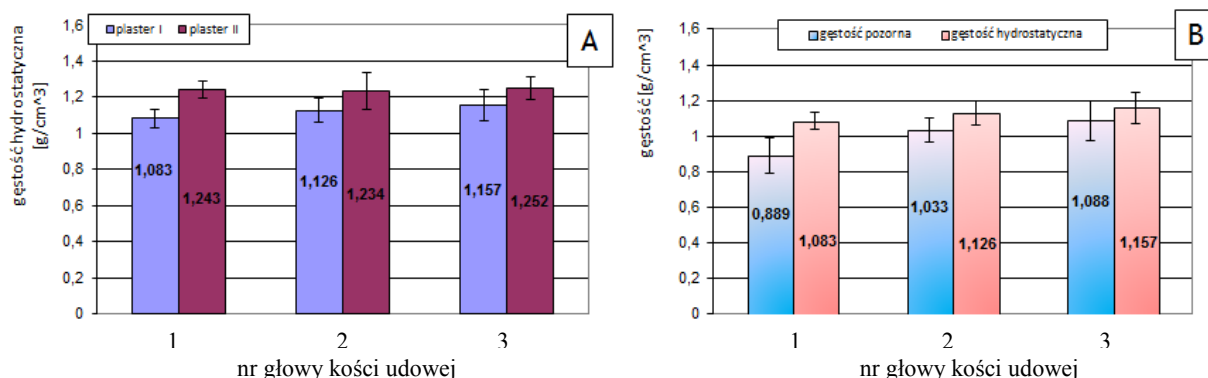
Analizowanymi parametrami mechanicznymi były: moduł Young'a, określający sprężystość materiału, granica sprężystości, wytrzymałość na ściskanie, ciągliwość oraz energia odkształcenia, która jest miarą zdolności próbki do gromadzenia energii przed jej pęknięciem. Im wyższa wartość energii odkształcenia tym bardziej materiał jest ciągliwy. Ciągliwość rozumiana jest jako różnica odkształceń próbki w chwili zerwania i w punkcie umownej sprężystości, wyrażona w procentach [1].



Rys. 6. Stanowisko pomiarowe: A. Waga elektroniczna RADWAG wyposażona w system do pomiaru gęstości oraz B. Maszyna 858 MTS Mini Bionix

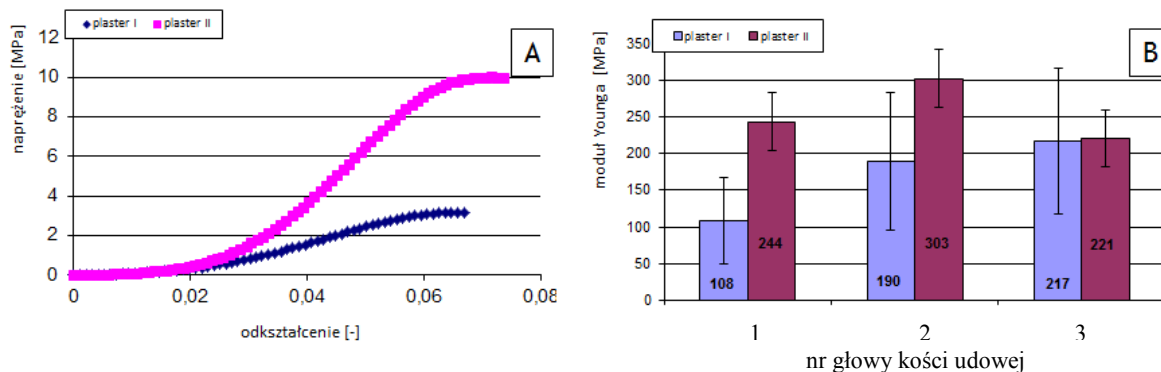
3. WYNIKI

Wartość gęstości hydrostatycznej tkanki kostnej gąbczastej dla każdej z głów zawiera się w zakresie od 1,055 do 1,409 g/cm³, natomiast wartość gęstości pozornej zawiera się w zakresie od 0,757 do 1,360 g/cm³. We wszystkich analizowanych przypadkach gęstość hydrostatyczna ma wartość większą o 7-17% w porównaniu z gęstością pozorną (Rys. 7). Otrzymane wyniki wskazują, iż dla każdej głowy kości udowej wartości gęstości pozornej i hydrostatycznej są większe dla próbek wyciętych z regionu II.



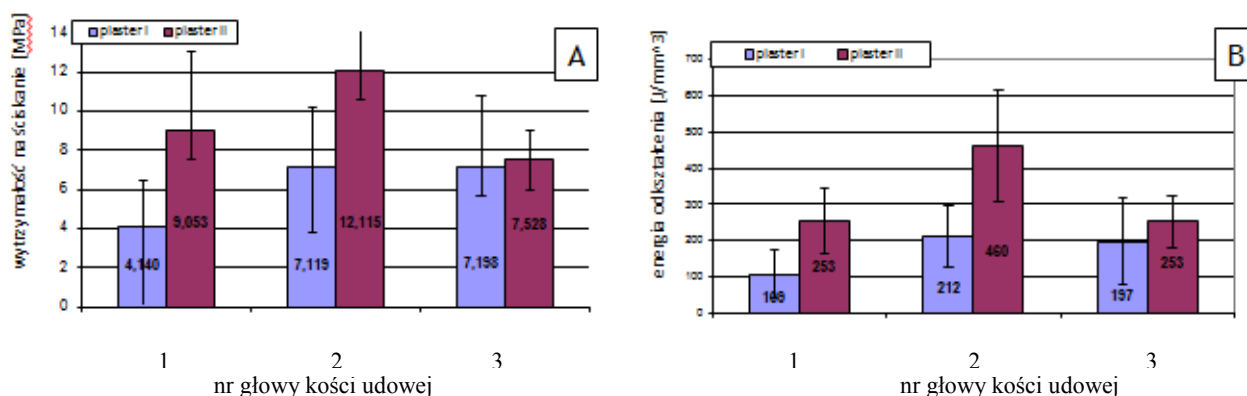
Rys. 7. A. Wartości gęstości hydrostatycznej dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I oraz plastra II, B. Porównanie wartości gęstości hydrostatycznej dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I

Charakter krzywych naprężenie – odkształcenie zmienia się w zależności od głowy i regionu, z którego przygotowano próbki (Rys. 8), co powoduje duże różnicowanie w wartościach parametrów mechanicznych. Najwyższe wartości wytrzymałości na ściskanie uzyskano dla próbek tkanki kostnej gąbczastej przygotowanych z regionu II (o 34% w stosunku do próbek wyciętych z regionu I). Próbki te posiadają najwyższe wartości modułu Young'a oraz najwyższe wartości energii odkształcenia (Rys. 9).



Rys. 8. A. Przykładowe krzywe naprężenie – odkształcenie dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, B. Porównanie wartości modułu Young'a dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I oraz plastra II

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, iż istnieje wysoka korelacja pomiędzy gęstością hydrostatyczną, a modułem Young'a ($R^2 = 0,53$). W przypadku gęstości pozornej korelacja ta jest słabsza i wynosi $R^2 = 0,49$.



Rys. 9. A. Wartości wytrzymałości na ściskanie dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I i II oraz B. Wartości energii odkształcenia dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I i II

4. WNIOSKI I DYSKUSJA

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki badań eksperymentalnych, których celem było wyznaczenie parametrów mechanicznych tkanki kostnej gąbczastej osteoartrotycznej pochodzącej z głów kości udowej pacjentów, zakwalifikowanych do zabiegu alloplastyki stawu biodrowego.

Na podstawie otrzymanych wyników, można stwierdzić, iż istnieje duże zróżnicowanie w wartościach parametrów mechanicznych. W każdym z analizowanych przypadków, próbki przygotowane z rejonu II posiadają wyższe parametry mechaniczne w stosunku do próbek wyciętych z warstwy podchrzęstnej, podczas gdy wyniki badań zdrowej tkanki kostnej, prezentowane przez innych autorów [2][3][4][5][7], pokazują, iż to tkanka kostna pochodząca z warstwy podchrzęstnej charakteryzuje się wyższą wartością gęstości oraz większą wytrzymałością. Ponadto, próbki tkanki kostnej przygotowane z warstwy podchrzęstnej posiadają najniższą wartość energii odkształcenia, co świadczy o ich dużej kruchości. Rozrzut uzyskanych wyników może świadczyć o różnym stopniu zaawansowania choroby zwyrodnieniowej u poszczególnych pacjentów oraz może być spowodowany obecnością zmian patologicznych. Niższa wartość wytrzymałości próbek wyciętych z warstwy podchrzęstnej, może dowodzić, iż doszło do zmineralizowania tkanki kostnej, co w konsekwencji prowadzi do wzrostu kruchości i obniżenia wytrzymałości. Tezę tę należałoby potwierdzić poprzez dodatkowe badania np. składu chemicznego tkanki kostnej. W celu uzyskania pełniejszego opisu rozwoju zmian zwyrodnieniowych w rejonie stawu biodrowego człowieka należałoby przeprowadzić również badania strukturalne i histologiczne tkanki kostnej. Uzyskanie modelu opisującego powstawanie i rozwój zmian patologicznych w tkance kostnej, mogłoby przyczynić się do udoskonalenia metod diagnostycznych oraz metod leczenia choroby zwyrodnieniowej.

PODZIĘKOWANIE

Niniejsza praca stanowi część projektu badawczego N N518 505139 pt.: „*Wpływ procesów mineralizacji tkanki kostnej na patomechanizm choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego*”.

LITERATURA

- [1] An Y.H., Mechanical testing of bone and bone implant interface, CRC Press LLC, 2000
- [2] Burr D.B., Forwood M.R., Fyhrie D.P., Martin R.B., Schaffler M.B., Turner C.H., Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures, *Journal of Bone Mineral Research*, Vol. 12, 1997, pp. 6–15
- [3] Bayraktar H.H., Morgan E.F., Comparison of the elastic properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, 2004, pp. 27-35
- [4] Deliganni D. D., Tanner K. E., Mechanical behaviour of trabecular bone of the human femoral head in females, *Journal of Material Science: Materials in Medicine* 2, 1991, pp. 168-175
- [5] Nikodem A., Bedziński R., Mechanical and structural anisotropy of human cancellous femur bone, *Journal of Vibroengineering*, 2009, Vol. 11, No. 3, pp. 571-576
- [6] Nikodem A., Ścigała K., Impact of some external factors on the values of mechanical parameters determined in tests on bone tissue, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 12, 2010, pp. 85-93
- [7] Schoenfeld C.M., Lautenschlager E.P., Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head, *Medical and Biological Engineering*, 1974, pp. 313-317

THE MECHANICAL PROPERTIES OF THE HUMAN PATHOLOGICAL TRABECULAR BONE

Summary. The puposes of this study were to evaluate the mechanical properties of human pathological trabecular bone from adult human femoral heads removed during surgery for hip-joint replacement and to measure bone densities. The correlations between the mechanical properties and bone densities were also considered. The results showed that mechanical properties of the specimens from region II are higher than those obtained from region I. The correlation between the bone density and mechanical properties is high ($R^2 = 0,53$).