

Właściwości mechaniczne istoty zbitej kości pęcínowej koni

BERNARD TUREK, CEZARY WAJLER*, ZDZISŁAW KŁOS, TOMASZ SZARA**

Katedra Chorób Dużych Zwierząt z Kliniką, **Katedra Nauk Morfologicznych Wydziału Medycyny Weterynaryjnej SGGW, ul. Nowoursynowska 166, 02-787 Warszawa

*Katedra Ceramiki Specjalnej Wydziału Inżynierii Materiałowej i Ceramiki AGH, Al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków

Turek B., Wajler C., Kłós Z., Szara T.

Mechanical properties of the cortical bone of the proximal phalanx in horses

Summary

The modulus of elasticity for the cortical bone in horses presented in the literature ranges between 1.75 and 20 GPa. The aim of the study was to determine the mechanical properties of the cortical bone of the proximal phalanx in horses in the three-point-bending test.

Material and methods: The cortical bone was obtained from 10 horses (40 bones), both male and female, aged between 2-15 years. Bones were collected within 24 hours post mortem, dissected free of soft tissues, and then wrapped in plastic bags to prevent drying, and stored at -20 degrees Celsius. For the investigation, rectangular pieces of cortical bone were taken from the dorsal part of the bone. To determine the mechanical properties of the cortical bone the three-point-bending test was performed using the universal testing machine (Zwick 1435). All specimens were loaded with speed 2 mm/min to failure. During the testing procedure the following parameters were determined: maximum force, strength for bending, deformation for maximum force, modulus of elasticity and destroying work.

Results and discussion: During investigation, the cortical bone from the dorsal part of the bone was exclusively tested because of its clear development. Mean values estimated during the tests were as follows: the modulus of elasticity 3.41 GPa, maximum force (F_{max}) 605.32 N, deformation for F_{max} 1.59 mm, strength for bending 110.61 MPa, destroying work 0.32 Nm. Most of the bones used during the investigations were collected from horses of unknown breed killed in slaughter houses. Bones were collected only from healthy horses older than 2-years-of-age. Due to the lack of information about the breed, use of the horse and its feeding, determining the influence of these factors on the results was not possible. The dispersion of the results were significant and ranged for the elastic modulus between 1.37-6.66 GPa. An explanation for this can be the factor of using bones from different horses from different conditions like age, feeding, training, etc.

Conclusions: Results of the elastic modulus achieved in our test are lower than the ones in horses and humans for long bones, which ranged between 16 and 20 GPa.

Keywords: horse, proximal phalanx, cortical bone, mechanical properties

Dokładne poznanie struktury i właściwości mechanicznych kości jest niezbędne w rozwiązywaniu problemów dotyczących zarówno istniejących metod leczenia złamań, jak i wdrażania nowych (25, 27). Budowa i skład chemiczny kości zostały dosyć dokładnie poznane (6, 22). Kość wykazuje typową strukturę anizotropową i jej właściwości mechaniczne zależą od kierunku działających sił (21). Właściwości mechaniczne zarówno całych kości śródreżca trzeciej koni, jak i właściwości mechaniczne istoty zbitej zostały dość dokładnie opisane (12, 23). Brak natomiast takich danych dotyczących kości pęcínowej. Złamania tej kości zdarzają się najczęściej spośród wszystkich złamań (26, 28), należy więc poświęcić im nieco uwagi. W leczeniu złamań kości pęcínowej zazwyczaj

wykorzystywana jest metoda osteosyntezy z użyciem śrub stalowych, których sprężystość wynosi około 200 GPa. W przypadku kości istnieją duże rozbieżności. Moduł sprężystości istoty zbitej u człowieka zawiera się w granicach 17-25 GPa (2, 20, 21). Sprężystość istoty zbitej kości śródreżca III konia podawana przez Hansona i wsp. (12) wynosi od 1,75 GPa do 3,37 GPa przy obciążeniach stosowanych, odpowiednio, od strony bocznej i dłoniowej. Podobne wartości, wynoszące 3,05 GPa, podają Lawrence i wsp. (15). Według Schryvera (23) sprężystość wynosi od 17 do 18,4 GPa. W związku z tak dużymi różnicami podawanymi przez różnych autorów i braku danych dla kości pęcínowej postanowiono określić niektóre właściwości mechaniczne istoty zbitej kości pęcínowych koni.

Celem przeprowadzonych badań wytrzymałościowych było określenie właściwości mechanicznych istoty zbitej kości pęcinowej w teście na trójpunktowe zginanie.

Materiał i metody

Badania wytrzymałościowe ocenianych kości przeprowadzono w Pracowni Badań Wytrzymałościowych Katedry Ceramiki Specjalnej Wydziału Inżynierii Materiałowej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie.

Do badań wykorzystano czterdzieści kości pęcinowych pochodzących od dziesięciu koni obojga płci, w wieku od 2 do 15 lat. Kości były pobierane w ciągu 24 godzin po śmierci, a następnie pakowane w polietylenowe torebki i przechowywane w temperaturze -20°C .

W badaniach wykorzystano substancję zbitą pochodzącą ze środkowej części grzbietowej powierzchni kości pęcinowej. W celu uzyskania prostopadłościennych fragmentów istoty zbitej zamrożoną kość pęcinową mocowano w imadle i cięto piłką ręczną. Uzyskano po trzy próbki istoty zbitej z każdej kości. Wykonano pomiary wysokości i szerokości próbek za pomocą suwmiarki z elektronicznym wyświetlaczem z dokładnością do setnej części milimetra. Na tej podstawie obliczano pole powierzchni każdej z badanych próbek.

Badania wytrzymałościowe wykonywano za pomocą Uniwersalnej Maszyny Wytrzymałościowej Zwick 1435. Próbki kości po ich rozmrożeniu obciążano z prędkością 2 mm/min. Pomiar odkształcenia odbywał się z dokładnością do 1/100 mm. Rozstaw podpór w każdym przypadku wynosił 40 mm. Początkowa wartość siły wynosiła 0,1 N. Próbkę uważano za zniszczoną, kiedy występował spadek obciążającej ją siły o 90% w stosunku do wartości maksymalnej tej siły. Maszyna wytrzymałościowa była połączona z układem komputerowym generującym wykres zależności pomiędzy siłą F wyrażoną w newtonach [N] i odkształceniem ε w milimetrach [mm]. Test na trójpunktowe zginanie pozwolił określić następujące właściwości badanej próbki: siłę maksymalną F_{\max} , to znaczy najwyższą wartość siły zanotowaną przez czujnik pomiaru wyrażoną w newtonach [N], wytrzymałość na zginanie σ w megapaskalach [MPa], oznaczającą zdolność materiału do przenoszenia obciążeń bez jego zniszczenia, odkształcenie ε przy sile maksymalnej wyrażone w milimetrach [mm], moduł sprężystości E w gigapaskalach [GPa] oraz pracę zniszczenia W_z w newtonach razy metr [Nm].

Tab. 1. Właściwości sprężyste próbek istoty zbitej kości pęcinowej konia badanych metodą trójpunktowego zginania

Miary statystyczne	Siła max. F_{\max} [N]	Odkształcenie przy F_{\max} [mm]	Wytrzymałość na zginanie [MPa]	Moduł sprężystości E [GPa]	Praca zniszczenia [Nm]
Średnia	523,84	1,75	107,96	3,61	0,32
Odchylenie standardowe	294,61	0,31	19,50	1,53	0,14
Wartość min.	80,84	1,34	70,42	1,94	0,13
Wartość max.	952,20	2,24	151,03	6,66	0,66

Moduł sprężystości istoty zbitej kości wyliczano na podstawie równania:

$$E = \frac{l_v^3}{4bh^3} \frac{\Delta F}{\Delta \varepsilon}$$

gdzie: E – moduł sprężystości liczony przy metodzie trójpunktowego zginania, l_v^3 – rozstaw podpór, b – szerokość badanej próbki, h – wysokość badanej próbki, ΔF – przyrost siły na badanym odcinku, $\Delta F = F_2 - F_1$, $\Delta \varepsilon$ – odkształcenie próbki w badanym odcinku.

Do obliczenia modułu sprężystości wykorzystywano wartości siły i odkształcenia znajdujące się w zakresie proporcjonalności ΔF , $\Delta \varepsilon$.

Wyniki i omówienie

Uzyskane wyniki przedstawiono w tab. 1.

Do badań wybrano tylko istotę zbitą z powierzchni grzbietowej, gdyż jest ona w tej części dobrze wykształcona. Złamanie próbek poddanych badaniom wytrzymałościowym następowało zawsze w miejscu ich obciążania. Uzyskane wartości średniej arytmetycznej z pomiarów modułu sprężystości istoty zbitej kości pęcinowych koni określone w teście na trójpunktowe zginanie są zbliżone do wyników prezentowanych przez Hansona i Lawrenca (12, 15), ale znacznie odbiegają od wyników przedstawianych przez Schryvera (23), podającego wartości zbliżone do 20 GPa. Różnicowanie wyników było dość znaczne i w przypadku modułu sprężystości jego wartości wahały się od 1,37 GPa do 6,66 GPa. Wy tłumaczeniem dla tak dużej dyspersji uzyskanych wyników może być fakt użycia do badań kości pochodzących od koni różnych ras, wieku, żywienia i treningu.

Właściwości mechaniczne kości są bardzo zróżnicowane i wynikają z jej struktury anizotropowej (20). Wpływ na te właściwości ma wiele czynników, takich jak: masa ciała, płeć, rasa, wiek, sposób żywienia. Pośrednio mają one związek ze strukturą tkanki kostnej i jej gęstością (7). Wraz ze wzrostem gęstości kości wzrasta jej moduł Younga i wytrzymałość kości (7, 8). W zależności od istniejących przyżyciowo obciążeń kość w obrębie jej istoty zbitej przybiera różną grubość. W przypadku kości MC III istota zbita jest zdecydowanie grubsza po stronie grzbietowej, bocznej i przyśrodkowej niż po stronie dłoniowej (29).

Ruch konia jest istotnym czynnikiem wpływającym na zmiany gęstości i przebudowę kości (11, 14, 23). Wzrost aktywności ruchowej konia powoduje zwiększenie gęstości obciążanych kości i ich przebudowę (11, 15, 16), co pociąga za sobą wzrost wytrzymałości kości (17, 23). Zaobserwowano pozytywną korelację pomiędzy prędkością, z jaką porusza się koń a wytrzymałością istoty korowej kości śródreżca trzeciej (9). Najwięk-

szą wytrzymałość obserwuje się tuż po zakończeniu kariery sportowej (15).

Wytrzymałość mechaniczna kości uzależniona jest również od ich kształtu i umiejscowienia w organizmie (1, 13, 18). Decydującym czynnikiem mającym wpływ na właściwości mechaniczne kości długich jest ich struktura rurowa zarówno w skali mikro, jak i makro (6). Wraz ze wzrostem ilości osteonów zwiększa się moduł sprężystości i wytrzymałość (22). Sztywność kości wzrasta wraz ze zwiększeniem ich pola powierzchni przekroju poprzecznego (12). Kierunek oddziaływania sił ma również wpływ na wytrzymałość kości (1, 20). Największa wytrzymałość obserwowana jest przy obciążeniach wzdłuż długiej osi kości (19, 20).

Unikalne właściwości fizyczne tkanki kostnej są pochodną zarówno składnika organicznego (21% masy kości), jak i nieorganicznego (71% masy kości). Duża zawartość włókien kolagenowych w kości stanowiących 95% osseiny sprawia, że cechuje się ona dużą elastycznością. Z kolei obecność związków mineralnych – głównie hydroksyapatytu – decyduje o twardości kości znajdującej swój wyraz w dużej wytrzymałości na ściskanie (6, 7). Wraz ze wzrostem zawartości wapnia w kości wzrasta moduł Younga (3).

Większość kości użytych do badań własnych pochodziła od koni mieszańców poddanych ubojowi w rzeźni. Wiadome jest, że rasa konia ma wpływ na właściwości mechaniczne kości (12), jednak obok czynnika rasowego o właściwościach mechanicznych kości decyduje szereg innych, takich jak wiek konia i jego wytrenowanie (15, 24) oraz rodzaj żywienia (23). Brak szczegółowych informacji na ten temat uniemożliwia oczywiście określenie wpływu poszczególnych czynników.

Kości nie pobierano od koni młodszych niż dwa lata, tj. przed zakończeniem wzrostu. W każdym przypadku kości były pozyskiwane jak najszybciej po śmierci zwierzęcia, nie później niż 24 godziny. Wydłużenie czasu od momentu śmierci do pobrania kości mogłoby mieć duży wpływ na zmianę właściwości mechanicznych badanego materiału, co wynika głównie ze zmniejszenia wilgotności tkanki kostnej.

Ideałem byłoby używanie do badań kości świeżych, wyizolowanych bezpośrednio po śmierci konia. Ze względów technicznych było to jednak niemożliwe. W tej sytuacji znaczenia nabiera sposób przechowywania wyizolowanych kości, zwłaszcza że metoda konserwacji kości wpływa na ich właściwości mechaniczne.

Zaobserwowano na przykład znaczący spadek wytrzymałości na ściskanie i obniżenie wartości modułu Younga nawet do 50% w kości przechowywanej w roztworze fluorku sodu. Nie zauważono natomiast takiego zjawiska w przypadku wody i roztworu fizjologicznego soli kuchennej.

Sposób polegający na przechowywaniu kości w stanie zamrożonym w polietylenowych torebkach jest

powszechnie stosowany (8, 23). Taką właśnie metodę wykorzystano dla potrzeb przedstawianej pracy. Oczywiście, że i ten sposób także wywiera wpływ na mechaniczne właściwości kości. Idzie głównie o niebezpieczeństwo wysychania kości. Spadek zawartości wody w tkance kostnej ma decydujący wpływ na jej charakterystykę naprężeniowo-odkształceniową. Przy wilgotności kości wynoszącej 10,5% obserwuje się jeszcze odkształcenia sprężyste. Spadek wilgotności do 8,5% sprawia, że kość zachowuje się jak materiał kruchy. Zmniejsza się wtedy jej elastyczność i zanika strefa odkształceń sprężystych. W zastosowanym w niniejszej pracy sposobie gromadzenia wyosobnionych kości pęcinowych ich właściwości zmieniać się mogły w czasie zamrażania, przechowywania i rozmrażania. Wydaje się, że największe oddziaływanie związane było z zamrażaniem i rozmrażaniem kości, dlatego też obydwie czynności przeprowadzano w tych samych warunkach. Ewentualny błąd związany z tymi procesami był więc powtarzalny.

Niewielkie różnice dotyczyły tylko czasu przechowywania kości od momentu ich pobrania do chwili przeprowadzenia badań wytrzymałościowych, nie mogło mieć to jednak znaczącego wpływu na właściwości mechaniczne kości i w konsekwencji na uzyskane wyniki, ponieważ kości były pakowane w polietylenowe torebki zabezpieczające przed nadmierną utratą wilgoci (sublimacja lodu). Ten sposób postępowania jest zgodny z procedurą proponowaną przez innych autorów.

Ważnym elementem zastosowanej metody badań wytrzymałościowych była również prędkość, z jaką obciążano kości. Wynosiła ona 2 mm/min. i była podobna do tej, jaką stosowali inni badacze (23). Zastosowanie takich prędkości obciążania nie jest przypadkowe. Charakterystyka naprężeniowo-odkształceniowa określana dla tkanki kostnej w sposób istotny zależy od szybkości obciążeń (10). Wraz ze zwiększeniem prędkości badania próbki wzrasta jej sztywność i wytrzymałość (10). Ponadto zastosowanie prędkości zbyt małej niepotrzebnie przedłużyłoby czas badań, jak również prowadziłyby do pochłonięcia zbyt dużej ilości energii przez kość, co w konsekwencji mogłoby doprowadzić do nietypowych złamań (17).

Na zróżnicowanie wyników właściwości mechanicznych kości wpływa wiele czynników. Istota zbita tkanki kostnej jest strukturą anizotropową, a więc nie jest to materiał jednorodny pod względem wytrzymałościowym. Różnice mogą wynikać ze zróżnicowania wiekowego konia (4, 5, 15), od których pochodziły kości. Podobny wpływ mogą mieć: masa konia, płeć, rasa, sposób żywienia i wytrenowania konia (12, 15, 23). Pośrednio z wymienionymi czynnikami wiąże się grubość warstwy korowej mająca bezpośredni wpływ na właściwości mechaniczne.

Do badania właściwości mechanicznych istoty zbitiej kości wykorzystano test na trójpunktowe zginanie. Jak każda metoda, także ten test obarczony jest pew-

nym błędem wynikającym między innymi z niedoskonałości konstrukcyjnych maszyny wytrzymałościowej. Luzy, które występują w miejscach połączenia poszczególnych elementów maszyny mają wpływ na uzyskiwane wyniki.

Do oceny jakości kości można wykorzystać również metody przyżyciowe w postaci absorpcjometrii jednofotonowej lub metody ultradźwiękowe (4, 5). Metody te są znacznie dokładniejsze, ponieważ uwzględniają także wpływ tkanek miękkich otaczających kość, a jednocześnie są bardziej skomplikowane. Prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w ośrodku zależy od jego gęstości, a z oznaczeniem gęstości kości ze względu na jej niejednorodność byłoby trudności.

Wnioski

Wyniki uzyskane dla modułu sprężystości są znacznie niższe niż te przedstawiane dla kości długich u ludzi i koni, które wahały się pomiędzy 16-20 GPa.

Piśmiennictwo

- Batson E. L., Reilly G. C., Currey J. D., Balderson D. S.: Post-exercise and positional variation in mechanical properties of the radius in young horses. *Equine Vet. J.* 2000, 32, 95-100.
- Będziński R.: Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane. Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- Bigot G., Bouzidi A., Rumelhart C., Martin-Rosset W.: Evolution during growth of the mechanical properties of the cortical bone in equine cannonbones. *Med. Eng. Phys.* 1996, 18, 79-87.
- Buckingham S. H., Jeffcott L. B., Anderson G. A., McCartney R. N.: In vivo measurement of bone quality in the horse: estimates of precision for ultrasound velocity measurement and single photon absorptiometry. *Med. Biol. Eng. Comp.* 1992b, 30, 41-45.
- Buckingham S. H., McCarthy R. N., Anderson G. A., McCartney R. N., Jeffcott L. B.: Ultrasound speed in the metacarpal cortex – a survey of 347 thoroughbreds in training. *Equine Vet. J.* 1992a, 24, 191-195.
- Buckwalter J. A., Glimcher M. J., Cooper R. R., Recker R.: Bone biology. Part I Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *J. Bone Joint Surg.* 1995 a, 77A, 1256-1275.
- Buckwalter J. A., Glimcher M. J., Cooper R. R., Recker R.: Bone biology, part II: formation, form, modeling, remodeling, and regulation of cell function. *J. Bone Joint Surg.* 1995 b, 77A, 1276-1289.
- Currey J. D.: What Determines The Bending Strength Of Compact Bone? *J. Exp. Biology* 1999, 202, 2495-2503.
- Davies S. M. H.: Ex vivo calibration and validation of in vivo equine bone strain measures. *Equine Vet. J.* 2009, 41, 225-228.
- Evans G. P., Behiri J. C., Vaughan L. C., Bonfield W.: The response of equine cortical bone to loading at strain rates experienced in vivo by the galloping horse. *Equine Vet. J.* 1992, 24, 125-128.
- Firth C. E., Delahunt J., Wichtel J. W., Birch H. L., Goodship A. E.: Galloping exercise induces regional changes in bone density within the third and radial carpal bones of Thoroughbred horses. *Equine Vet. J.* 1999, 31, 111-115.
- Hanson P. D., Markel M. D., Vanderby R.: Diaphyseal structural properties of equine long bones. *Am. J. Vet. Res.* 1995, 56, 223-240.
- Hoffler C. E., Moore K. E., Kozloff K., Zysset P. K., Brown M. B., Goldstein S. A.: Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli. *Bone* 2000, 26, 603-609.
- Jeffcott L. B., Buckingham S. H., McCarthy R. N., Cleland J. C., Scotti E., McCartney R. N.: Non-invasive measurement of bone: a review of clinical and research application in the horse. *Equine Vet. J. Suppl.* 1988, 6, 71-79.
- Lawrence L. A., Ott E. A., Miller G. J., Poulos P. W., Piotrowski G., Asquith R. L.: The mechanical properties of equine third metacarpals as affected by age. *J. Anim. Sci.* 1994, 72, 2617-2623.
- Markel M. D.: Bone structure and the response of bone to stress, [w:] *Equine Fracture Repair*. Saunders W. B. Comp., Philadelphia 1996 a, 3-9.
- Markel M. D.: Fracture biomechanics, [w:] *Equine Fracture Repair*. Saunders W. B. Comp., Philadelphia 1996 b, 10-18.
- Reilly G. C., Currey J. D.: The development of microcracking and failure in bone depends on the loading mode to which it is adapted. *J. Exp. Biol.* 1999, 202, 543-552.
- Rho J. Y., Currey J. D., Zioupos P., Pharr G. M.: The anisotropic young's modulus of equine secondary osteons and interstitial bone determined by nanoindentation. *J. Exp. Biology* 2001, 204, 1775-1781.
- Rho J. Y., Roy M. E., Tsui T. Y., Pharr G. M.: Elastic properties of microstructural components of human bone measured by nanoindentation. *J. Biomed. Mater. Res.* 1999a, 45, 48-54.
- Rho J. Y., Tsui T. Y., Pharr G. M.: Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials* 1997, 18, 1325-1330.
- Rho J. Y., Zioupos P., Currey J. D., Pharr G. M.: Variations in the individual thick lamellar properties within osteons by nanoindentation. *Bone* 1999b, 25, 295-300.
- Schryver H. F.: Bending properties of cortical bone of the horse. *Am. J. Vet. Res.* 1978, 39, 25-28.
- Szara T.: Badanie gęstości tkanki kostnej na przykładzie metapodiów żubra (*Bison bonasus* L.) w rozwoju pozapłodowym. Praca dokt., Wyd. Med. Wet. SGGW, Warszawa 1999.
- Turek B.: Badania biomechaniczne in vitro nad możliwością zastosowania śruby węglowej w leczeniu złamań kości pęciny u koni. Praca dokt., Wyd. Med. Wet. SGGW, Warszawa 2000.
- Turek B., Degórska B.: Przypadki złamań kości u koni leczonych w Katedrze Chirurgii Zwierząt SGGW w latach 1968-1993. *Życie Wet.* 2003, 78, 391-393.
- Turek B., Klos Z.: Carbon screw in the treatment of proximal phalanx fractures in horses – preliminary results of biomechanical investigation in vitro. *Schweizer Arch. Tierheilk.* 1998, 140, 11.
- Turek B., Klos Z.: Long term results of surgical treatment of the proximal phalanx fractures and condylar fractures of the III metacarpus in racing horses. *Equine J. Vet. Sci.* 1999, 19, 9.
- Turner A. S., Mills E. J., Gabel A. A.: In vivo measurement of bone strain in the horse. *Am. J. Vet. Res.* 1975, 36, 1573-1579.

Adres autora: dr Bernard Turek, ul. Jutrzenki 6, Ustanów, 05-540 Zalesie Górne; e-mail: turekbernard@go2.pl