

Zastosowanie wskaźnika korowo-trzonowego (WKT) kości udowej psów do oceny zmian własności mechanicznych i geometrycznych układu kostnego

ADAM BRODZKI, PIOTR SILMANOWICZ, MARCIN R. TATARA*,
PIOTR BRODZKI**, MACIEJ ORZELSKI

Katedra i Klinika Chirurgii Zwierząt, **Katedra i Klinika Rozrodu Zwierząt Wydziału Medycyny Weterynaryjnej AR, ul. Głęboka 30, 20-612 Lublin

*Katedra Biochemii i Fizjologii Zwierząt Wydziału Medycyny Weterynaryjnej AR, ul. Akademicka 12, 20-033 Lublin

Brodzki A., Silmanowicz P., Tatara M. R., Brodzki P., Orzelski M.

Cortical index (CI) of dogs' femur assessment in determining mechanical and geometrical properties of the skeletal system

Summary

The aim of the study was to determine age-dependent changes of the mechanical endurance of the femur in dogs using its geometrical parameters, like cortical index (CI), and the assessment of the quality of the skeletal system and its functional status. The investigation was conducted on 29 femora isolated post mortally from large dogs at the age from 3 to 14 years. The estimation of CI was performed on the basis of obtained radiograms of the femur. The mechanical property analysis of the femur was performed using a three-point bending test in INSTRON 4302 apparatus. The obtained results indicate age-dependent changes of CI in the investigated dogs. The lowest CI values were stated in the oldest dogs which was correlated with decreased mechanical properties of the femur. The usefulness of CI assessment in age-related involution of the skeletal system of dogs was confirmed by positive correlation between diminishing values of the ultimate strength (Fc) of the femur and decreasing values of femoral neck breaking strength (Fs) with advancing age. Considering the obtained results it can be concluded that the CI of the femur may be utilised in determining age-related changes in the skeletal system of dogs.

Keywords: dog, femur, cortical index

Wytrzymałość mechaniczna kości jest wypadkową ich masy, własności geometrycznych, architektury, stopnia mineralizacji oraz dojrzałości i jakości materiału, z którego są zbudowane (3, 4, 7). Szczytowa masa kostna – PBM (Peak Bone Mass), jaką osiąga organizm w momencie uzyskania pełnej dojrzałości układu kostnokostnego jest determinowana w około 70-80% przez czynniki genetyczne. Do najbardziej poznanych należą geny receptora witaminy D – VDR (Vitamin D Receptor), geny receptora estrogenowego oraz geny kolagenu typu I alfa 1 (COL1A1). Pozostałe 20-30% uwarunkowań szczytowej masy kostnej stanowią czynniki środowiskowe, w tym dieta i aktywność fizyczna (2). Tkankę kostną cechuje ciągła przebudowa z przewagą utraty jej masy od momentu uzyskania dojrzałości szkieletowej z następowym zmniejszeniem grubości istoty zbitiej zwanej też korową, a także zwiększeniem jej porowatości oraz inwolucją istoty gąbczastej. Następstwem tych zmian jest akumulacja mikrozłamań kości przy normalnej aktywności lokomotorycznej oraz znaczny spadek wytrzymałości mechanicznej tkanki kostnej (6, 15, 18).

Do uzyskania i utrzymania prawidłowej masy tkanki kostnej konieczne są, między innymi, estrogeny i androgeny (14, 15, 17). W warunkach zaburzeń lub zniesienia hormonalnej funkcji gonad dochodzi do przyspieszenia resorpcji i zwiększonej utraty masy tej tkanki, co jest szczególnie widoczne w przebiegu postmenopauzalnej osteoporozy u kobiet (10, 12, 15). Indukowano zmiany osteoporotyczne poprzez chirurgiczne usunięcie jajników u szczurów (8).

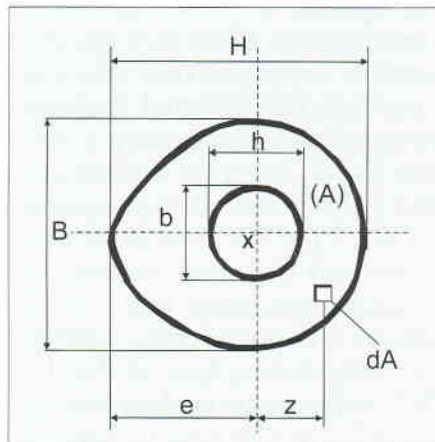
Biorąc pod uwagę metabolizm tkanki kostnej oraz zmiany jej morfologii warunkowane wiekiem, istnieje możliwość przyżyciowej kontroli i prostej oceny stanu układu kostnego zwierząt w aspekcie postępowania operacyjnego i farmakologicznego leczenia złamań. Stosuje się wiele nowoczesnych metod oceny własności układu kostnego i diagnostyki przyżyciowej chorób tkanki kostnej u ludzi, które są rzadko wykorzystywane w weterynaryjnej praktyce klinicznej (1, 11, 16). Dlatego istotne znaczenie w prowadzeniu badań przypada prostej i możliwej do szerokiego stosowania u zwierząt metodzie oznaczania wskaźnika korowo-trzonowego (WKT) kości długich,

który oblicza się na podstawie analizy wykonywanych rentgenogramów (18). Określa on ilość tkanki kostnej w trzonie kości długiej przy uwzględnieniu wymiarów jej średnicy poziomej i pionowej, wewnętrznej oraz zewnętrznej. WKT jest komplementarnym parametrem dla średniej względnej grubości ścian – MRWT (Mean Relative Wall Thicknes), która określa własności geometryczne istoty korowej kości długich (3, 4).

Celem podjętych badań była próba określenia zmian wytrzymałości mechanicznej kości udowej psów dużych ras przy wykorzystaniu jej parametrów geometrycznych i WKT, w zależności od wieku oraz związanej z tym możliwości oceny jakości układu kostnego tych zwierząt.

Materiał i metody

Badania przeprowadzono na psach dużych ras, obojga płci (owczarek niemiecki, wyżeł, mieszaniec) po wypadkach komunikacyjnych lub uśpionych z powodu agresywności, od których wyizolowano 29 kości udowych. Wiek psów wahał się w granicach od 3 do 14 lat. Po pobraniu kości do badań wykonano przednio-tylne i boczne radiogramy, analogicznie dla wszystkich



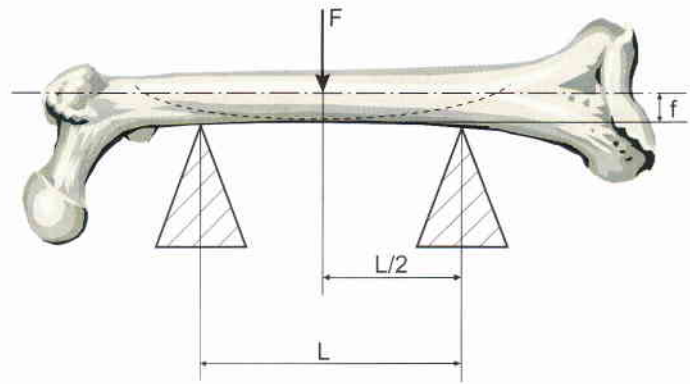
Ryc. 1. Schemat pomiaru zewnętrznych i wewnętrznych wymiarów przekroju poprzecznego kości udowej w płaszczyźnie poziomej (H i h) oraz pionowej (B i b). A – pole przekroju poprzecznego; dA – element pola A; e – odległość skrajnych elementów kości od osi obrotowej x; z – odległość dA od osi x

na wszystkich kościach udowych. Z uzyskanych radiogramów wykonywano pomiary zewnętrzne i wewnętrzne w połowie długości trzonu, zarówno w płaszczyźnie poziomej, jak i pionowej (ryc. 1). Na ich podstawie obliczono wskaźnik korowo-trzonowy (WKT) według wzoru:

$$WKT = \{[(H-h)/H + (B-b)/B]/2\} 100;$$

gdzie: H – średnica pozioma zewnętrzna kości,
h – średnica pozioma wewnętrzna kości,
B – średnica pionowa zewnętrzna kości,
b – średnica pionowa wewnętrzna kości.

W oparciu o trójpunktowy test ugięcia oraz przy pomocy aparatu INSTRON 4302 połączonego z komputerem, rejestrującym w postaci wykresu zależność między siłą działającą prostopadłe do osi długiej kości i odkształceniem, zwanym także strzałką ugięcia, wyznaczono własności mechaniczne kości (3). W badaniach zastosowano głowicę pomiarową o zakresie działania od 0 do 20 kN, a za kryterium oceny przyjęto siłę obciążającą przy stałej prędkości przesuwu tej głowicy $V = 6 \text{ mm/min}$. Zastosowano



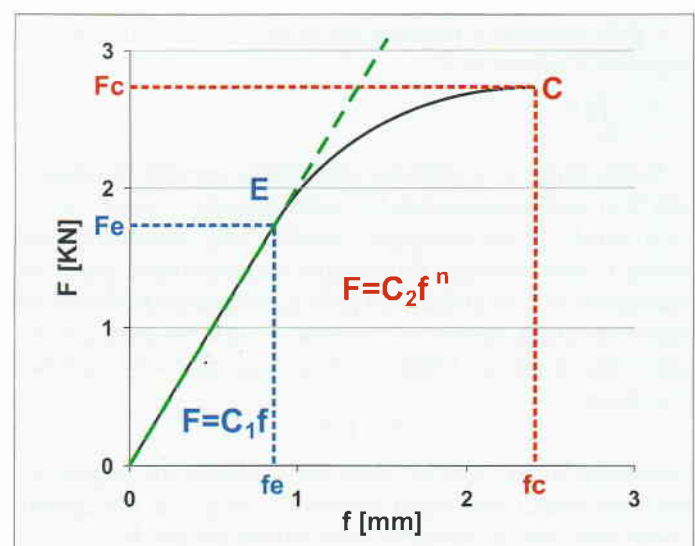
Ryc. 2. Schemat trójpunktowego testu ugięcia kości udowej psów. F – siła gnąca; f – odkształcenie (strzałka ugięcia); L – rozstaw podpór

rozstaw podpór stanowiący 40% całkowitej długości kości, zgodnie z metodą opisaną przez Ferrettiego i wsp. (ryc. 2). Własności mechaniczne kości oceniano na podstawie następujących parametrów:

- maksymalnej siły sprężystej (F_e), zwanej punktem sprężystym, wyznaczonym w miejscu odchylenia krzywej wykresu od linii prostej obrazującej zależność między działającą siłą a odkształceniem dla ciała idealnie sprężystego;
- siły krańcowej (F_c), zwanej punktem złamania, po którego przekroczeniu następuje pęknięcie i dezintegracja struktury kości (ryc. 3).

Podjęto także próbę oceny korelacji między WKT kości udowej a własnościami mechanicznymi jej trzonu i szyjki, oznaczając siłę niszczącą szyjkę (F_s), jako że złamania w obrębie szyjki kości udowej są ściśle związane z procesem utraty masy kostnej szkieletu.

Na podstawie uzyskanych pomiarów określono kolejno według wzorów:



Ryc. 3. Zależność między siłą działającą (F_a) prostopadłe do długiej osi kości a odkształceniem (f). F_e – maksymalna siła sprężysta; F_c – siła krańcowa; f_e – odkształcenie elastyczne (strzałka przy zginaniu); f_c – całkowite odkształcenie (całkowita strzałka ugięcia); E – punkt wyznaczający koniec fazy sprężystej; C – punkt wyznaczający pojawienie się pęknięcia kości; F – pole powierzchni pod krzywą równoważne pracy z odkształcenia; C_1 i C_2 – stałe zależne od własności badanego materiału; n – wykładnik potęgowy

- wartość momentu gnącego (Mg) $Mg = Fc(L/4)$,
gdzie: Fc – siła krańcowa,
L – rozstaw podpór;
- wytrzymałość na zginanie (σ_g), równą maksymalnym naprężeniom zginającym w momencie pęknięcia:

$$\sigma_g = Mg/Wx = Mg e/z^2dA, \text{ gdzie}$$

$$Wx = Ix/e; Ix = \int z^2dA; e = H - (B/2)$$

(A)

- Wx – wskaźnik zginania względem osi obojętnej x,
e – odległość skrajnych elementów kości od osi obojętnej x,
Ix – moment bezwładności przekroju poprzecznego kości względem osi obojętnej x,
dA – element pola A, leżący w odległości z od osi x,
H – średnica horyzontalna zewnętrzna kości,
B – średnica wertykalna zewnętrzna kości;

- wskaźnik odporności na pęknięcie (Kc), stosowany dla przybliżonego obliczenia krytycznego współczynnika naprężeń, co odnosi się do pęknięcia w wyniku rozprzestrzeniania się w kości istniejących mikroszczelin:

$$Kc = \sqrt{GE},$$

- gdzie: G – jednostkowa energia niezbędna do rozwoju pęknięcia,

E – moduł Younga,

$$G = (d/\Delta Us)/dAp; E = (Fc/L^3)/48fc \int z^2dA;$$

(A)

$$dA = \frac{1}{2} \int_{(A)} dA; \Delta = \int_0^{fc} Fa(f)df$$

- współczynnik sprężystości kości przy zginaniu (E_g): $E_g = FcL^3/48fcI$, który został obliczony z przekształceń zależności określającej strzałkę ugięcia przy zginaniu (f_e): $f_e = FeL^3/48EI$ oraz przy założeniu, że współczynnik sprężystości przy zginaniu jest równy modułowi Younga:

$$E_g \approx E$$

- pole przekroju poprzecznego (A) kości obliczono na podstawie zależności:

$$A = \int_{(A)} dA$$

Korzystając z wykresów zależności między działającą siłą (Fa) a odkształceniem (strzałką ugięcia – f) kości uzyskano punkt E, wyznaczający koniec fazy sprężystej oraz punkt C oznaczający pojawienie się pęknięcia (ryc. 3). Następnie w celu obliczenia pola powierzchni pod krzywą doświadczalną, równoważną pracy odkształcenia, pierwszą część wykresu (zakres zależności liniowej) opisano równaniem:

$$F = C_1 f,$$

natomiast drugą część krzywej aproksymowano na podstawie zależności wielkości charakteryzujących obciążenie i odkształcenie w obszarze odkształceń trwałych:

$$F = C_2 f^n,$$

gdzie: C_1 i C_2 – stałe zależne od własności zginanego materiału,

n – wykładnik potęgowy.

Do aproksymacji zastosowano metodę najmniejszych kwadratów, wykorzystując do tego celu program Grapher wersja 13.0. Wyznaczenie współczynników C_1 , C_2 i n pozwoliło obliczyć pracę odkształcenia (P) z zależności:

$$P = \int_0^{fc} Fa(f)df = \int_0^{fc} C_1 f df + \int_{fc}^{fc} C_2 f^n df$$

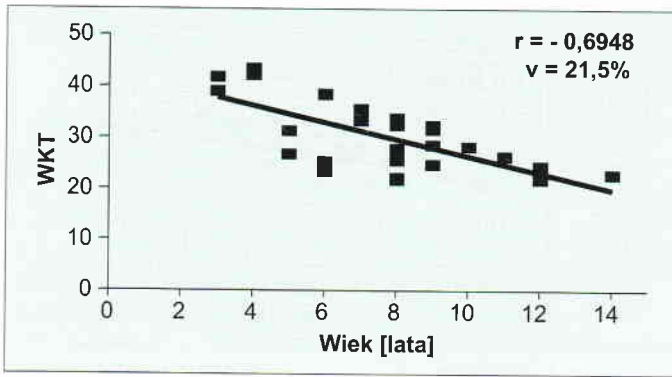
Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej poszczególnych par badanych parametrów, dla których obliczono współczynnik korelacji Pearsona (r). Określono także współczynnik zmienności obrazujący odchylenie standardowe średniej arytmetycznej badanych parametrów.

Wyniki i omówienie

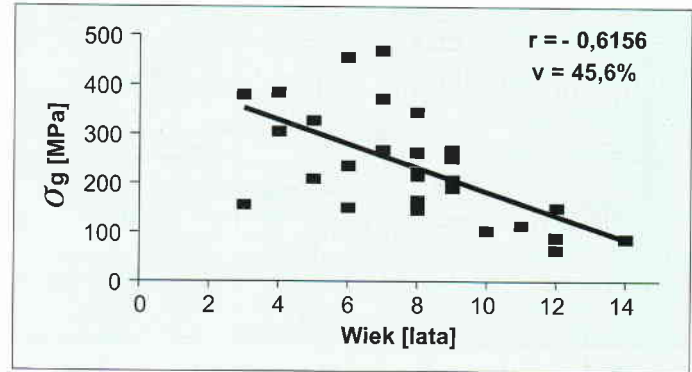
Wyniki przeprowadzonych badań kości udowych psów ras dużych wykazały zależność wartości wskaźnika korowo-trzonowego od wieku tych zwierząt. Zaobserwowano, że u psów w wieku 14 lat dochodzi do około dwukrotnego obniżenia wartości WKT kości udowej w porównaniu z wartościami stwierdzanymi u osobników w wieku 3 lat (ryc. 4). Świadczy to o procesie stopniowego zmniejszania się grubości warstwy korowej kości udowej, od momentu uzyskania pełnej dojrzałości szkieletowej. Wartości takich parametrów, jak: wytrzymałość na zginanie (σ_g), moment gnący (Mg), współczynnik sprężystości kości przy zginaniu (E_g) i wskaźnik odporności na pęknięcie (Kc) wykazały ujemną korelację o cechach statystycznej istotności w zależności od wzrastającego wieku badanych psów (ryc. 5-8). Zestawienie Kc, σ_g , Mg i E_g w zależności od wartości wskaźnika korowo-trzonowego wykazało, że wzrost wartości WKT jest dodatnio skorelowany z wartościami wszystkich badanych parametrów mechanicznych. W analizie zależności WKT od Kc, σ_g , E_g uzyskane wartości i współczynniki korelacji wykazywały istotność statystyczną (ryc. 9, 10, 12). Zależność Mg od WKT wykazywała analogiczne tendencje przy niższej wartości współczynnika korelacji Pearsona ($r = 0,418$) (ryc. 11).

Trafność oceny stopnia inwolucji tkanki kostnej psów przy pomocy określania wskaźnika korowo-trzonowego kości udowej została także potwierdzona przez doświadczalne wyznaczenie siły niszczącej szyjkę (Fs) tej kości. Badanie zależności wartości Fs od siły krańcowej (Fc) kości udowej wykazało, że wraz ze wzrostem wartości Fc zwiększa się wytrzymałość mechaniczna na złamanie szyjki kości udowej psów, co zostało potwierdzone statystycznie. Wykazano, że wartość siły niszczącej szyjkę kości udowej jest skorelowana pozytywnie z siłą krańcową, której wielkość jest pochodną WKT tej kości (ryc. 13).

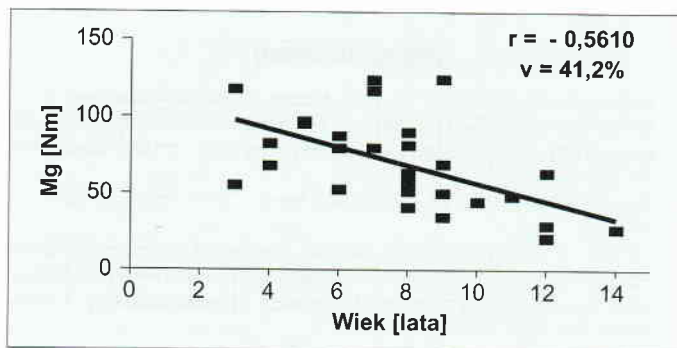
Także wyniki badań przeprowadzonych u ludzi jednoznacznie dowodzą, że od momentu osiągnięcia szczytowej masy kostnej (PBM) dochodzi do systematycznego zmniejszania ilości tkanki kostnej. Wraz z obniżaniem się gęstości mineralnej kości następuje zmiana ich własności geometrycznych, czego wynikiem jest zmniejszenie wytrzymałości mechanicznej szkieletu (15). Badania przeprowadzone u ludzi i psów wykazały istnienie podobieństwa zmian zachodzących w obrębie układu kostnego, warunkowanych procesami starzenia się tych dwóch gatunków ssaków. Zaobserwowano, że wraz z wiekiem dochodzi do zwią-



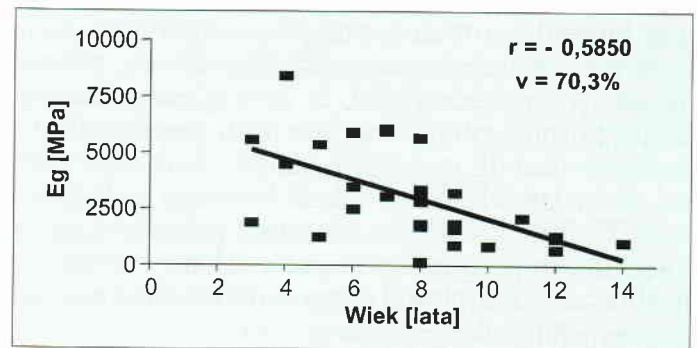
Ryc. 4. Zależność wskaźnika korowo-trzonowego (WKT) kości udowej od wieku psa; r – współczynnik korelacji; v – współczynnik zmienności



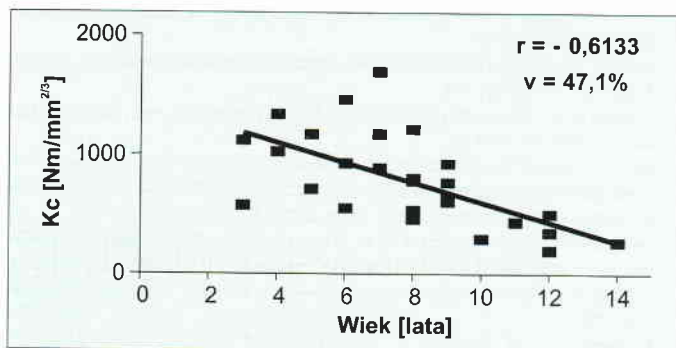
Ryc. 5. Zależność wytrzymałości na zginanie (σ_g) kości udowej od wieku psa. Objaśnienia jak przy ryc. 4.



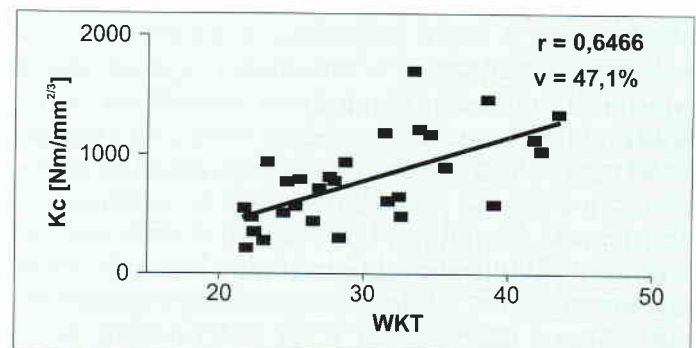
Ryc. 6. Zależność momentu gnącego (Mg) kości udowej od wieku psa. Objaśnienia jak przy ryc. 4.



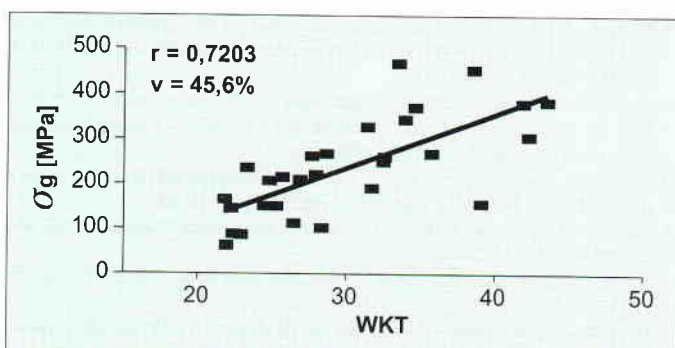
Ryc. 7. Zależność współczynnika sprężystości kości udowej przy zginaniu (Eg) od wieku psa. Objaśnienia jak przy ryc. 4.



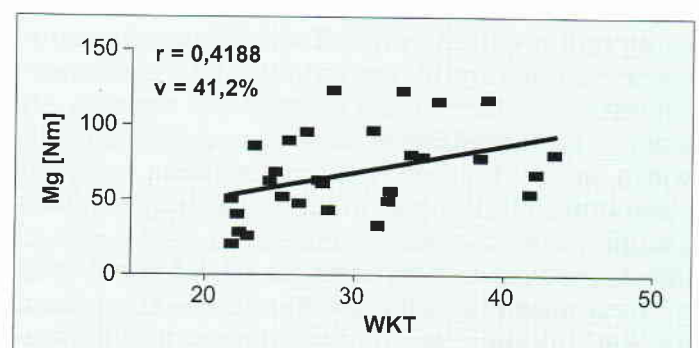
Ryc. 8. Zależność wskaźnika odporności na zginanie (Kc) od wieku psa. Objaśnienia jak przy ryc. 4.



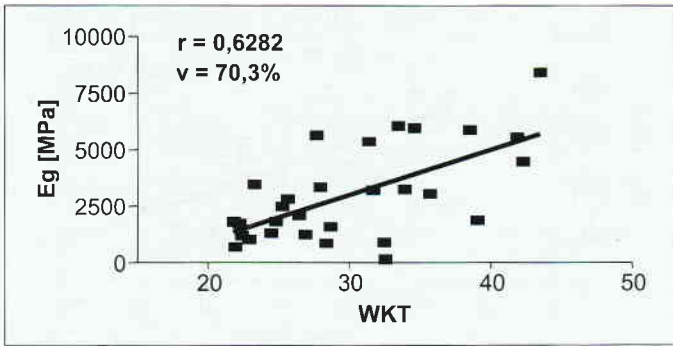
Ryc. 9. Zależność współczynnika odporności na zginanie (Kc) od wskaźnika korowo-trzonowego (WKT) kości udowej psów. Objaśnienia jak przy ryc. 4.



Ryc. 10. Zależność wytrzymałości na zginanie (σ_g) od wskaźnika korowo-trzonowego (WKT) kości udowej psów. Objaśnienia jak przy ryc. 4.



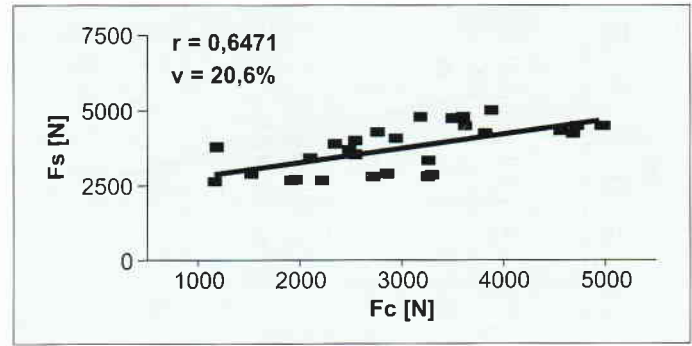
Ryc. 11. Zależność momentu gnącego (Mg) od wskaźnika korowo-trzonowego (WKT) kości udowej psów. Objaśnienia jak przy ryc. 4.



Ryc. 12. Zależność współczynnika sprężystości przy zginaniu (E_g) od wskaźnika korowo-trzonowego (WKT) kości udowej psów. Objaśnienia jak przy ryc. 4.

szenia występowania mikrozłamań kości, jako bezpośredniej konsekwencji fizjologicznych obciążeń szkieletu. Stwierdzono także wzrost porowatości kości psów wraz z postępującym procesem starzenia się, podobnie jak ma to miejsce u ludzi (5). Ze względu na aspekty fizjologiczno-anatomiczne, rasa psów greyhound wykorzystywana do wyścigów stanowi znakomity model do badań własności układu kostnego tych zwierząt (9). Ponadto analiza własności geometrycznych i gęstości mineralnej kości psów tej rasy wykazała możliwość przyżyciowej oceny wytrzymałości mechanicznej ich kości promieniowej (13).

Podsumowując uzyskane wyniki można twierdzić, że wyznaczenie wskaźnika korowo-trzonowego kości udowej psów na podstawie badania radiologicznego ma dużą przydatność przy ocenie zmian w niej zachodzących, a także pośrednio w całym układzie kostnym. Świadczy to o zasadności wykorzystania własności geometrycznych kości udowej do oceny wytrzymałości mechanicznej oraz związanej z tym jakości tego układu u psów. Potencjalną zaletą tej metody jest możliwość jej wykorzystania w praktyce klinicznej oraz dla potrzeb badawczych w oparciu o rutynowo wykonywane rentgenogramy kości do celów diagnostycznych. Szczególnie przekonującym argumentem o przydatności WKT kości udowej psów do oceny jej stanu strukturalnego i całego układu kostnego jest dodatnia korelacja między tym wskaźnikiem a takimi parametrami mechanicznymi, jak: wskaźnik odporności na pęknięcie, wytrzymałość na zginanie oraz współczynnik sprężystości przy zginaniu. Stwierdzona wyższa podatność szyjki kości udowej na złamanie, wynikająca z jej niższej wytrzymałości mechanicznej jest także skorelowana ze spadkiem wartości siły krańcowej, zachodzącym wraz ze wzrostem średniej wieku badanych psów. Niekwestionowaną korzyścią oznaczania WKT w porównaniu z bardziej technologicznie zaawansowanymi metodami oceny jakości układu kostnego tych zwierząt, jak DEXA (Dual-energy x-ray absorptiometry) lub tomografia komputerowa, jest brak konieczności stosowania sedacji lub anestezji badanych zwierząt. Ma to szczególne znaczenie u psów starych, u których badanie stanu funkcjonalnego i strukturalnego kośćca w stanie ich sedacji lub



Ryc. 13. Zależność siły niszczącej szyjkę (F_s) od siły krańcowej (F_c) kości udowej psów. Objaśnienia jak przy ryc. 4.

anestezji może stanowić niebezpieczeństwo bezpośredniego zagrożenia życia.

Piśmiennictwo

1. Ebbesen E. N., Thomsen J. S., Beck-Nielsen H., Nepper-Rasmussen H. J., Mosekilde Li.: Vertebral bone density evaluated by Dual-energy X-ray Absorptiometry and quantitative computed tomography in vitro. *Bone* 1998, 23, 283-290.
2. Eastell R., Lambert H.: Diet and healthy bones. *Calcif. Tissue Int.* 2002, 70, 400-404.
3. Ferretti J. L., Capozza R. F., Mondelo N., Zanchetta J. R.: Interrelationships between densitometric, geometric and mechanical properties of rat femora: inferences concerning mechanical regulation of bone modelling. *J. Bone Miner. Res.* 1993, 8, 1389-1395.
4. Ferretti J. L., Capozza R. F., Mondelo N., Montuori E., Zanchetta J. R.: Determination of femur structural properties by geometric and material variables as a function of body weight in rats. Evidence of sexual dimorphism. *Bone* 1993, 14, 256-270.
5. Frank J. D., Ryan M., Kalschew V. L., Ruaux-Mason C. P., Hozak R. P., Muir P.: Aging and accumulation of microdamage in Canine Bone. *Bone* 2002, 30, 201-206.
6. Frost H. M.: Suggested fundamental concepts in skeletal physiology. *Calcif. Tissue Int.* 1993, 52, 1-4.
7. Heaney R. P.: Bone mass, nutrition, and other lifestyle factors. *Nutrition Reviews* 1996, 54, S3-S10.
8. Ito M., Nishida A., Nakamura T., Uetani M., Hayashi K.: Differences of three-dimensional trabecular microstructure in osteopenic rat models caused by ovariectomy and neurectomy. *Bone* 2002, 30, 594-598.
9. Johnson K. A., Muir P., Niccol R. G., Roush J. K.: Asymmetric Adaptive Modeling of Central Tarsal Bones in Racing Greyhounds. *Bone* 2000, 27, 257-263.
10. Lindsay R.: The menopause and osteoporosis. *Obstet. Gynecol.* 1996, 87, 16S-19S.
11. Lochmüller E.-M., Bürklein D., Kuhn V., Glaser C., Müller R., Glieter C. C., Eckstein F.: Mechanical strength of thoracolumbar spine in the elderly: prediction from in situ dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography (QCT), upper and lower limb peripheral QCT, and quantitative ultrasound. *Bone* 2002, 31, 77-84.
12. Malcom A. J.: Metabolic bone disease. *Current Diagnostic Pathology* 2002, 8, 19-25.
13. Muir P., Markel M. D.: Geometric variables and bone mineral density as potential predictors for mechanical properties of the radius of Greyhound. *AJVR* 1996, 57, 1094-1097.
14. Radzki R. P., Bieńko M., Puzio I., Studziński T.: Wpływ estradiolu i tamoksifenu na właściwości fizyczne kości udowej i ramiennej kurcząt brojlerów. *Medycyna Wet.* 2003, 59, 1090-1094.
15. Rizzoli R., Bonjour J.-P., Ferrari S. L.: Osteoporosis, genetics and hormones. *Journal of Molecular Endocrinology* 2001, 26, 79-94.
16. Sato M.: Comparative X-ray densitometry of bones from ovariectomized rats. *Bone* 1995, 17, 157S-162S.
17. Vanderschueren D., Bouillon R.: Androgens and bone. *Calcif. Tissue Int.* 1995, 56, 341-346.
18. Wyczołkowski M., Burka J., Skawina A., Godowicz W.: Wskaźnik korowo-trzonowy a wytrzymałość mechaniczna kości udowej w badaniach doświadczalnych. *Chir. Narz. Ruchu Ortop.* Pol. 1990, 55, 4-6.

Adres autora: dr Adam Brodzki, ul. Głęboka 30, 20-614 Lublin; e-mail: brodzkiadam@op.pl