

ZMIANY WYBRANYCH PARAMETRÓW DENSYTOMETRYCZNYCH I WYTRZYMAŁOŚCIOWYCH KOŚCI ZWIERZĄT PO EKSPOZYCJI DRGANIAMI NISKOCZĘSTOTLIWOŚCIOWYMI

Zbigniew DAMIJAN

Pracownia Akustyki Strukturalnej i Materiałów Inteligentnych,
Laboratorium Akustyki Strukturalnej i Inżynierii Biomedycznej
30-059 Kraków, al. Mickiewicza 30, fax: (012) 423-31-63, email: damijan@imir.agh.edu.pl

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań wpływu ekspozycji drgań niskoczęstotliwościowych na organizmy szczurów. Analizie poddano zmiany parametrów densytometrycznych i wytrzymałościowych kości. Do badań użyto 30 szczurów rasy Wistar, które losowo przydzielono do trzech grup doświadczalnych: pierwsza rozpoczynała ekspozycję w 20 dniu życia (oznaczone _20)(przed osiągnięciem dojrzałości płciowej), drugą obciążono ekspozycją od 70 dnia życia (_70) (po osiągnięciu dojrzałości płciowej), trzecią grupę stanowią szczury kontrolne (_K). W 135 dniu życia szczury (_20) i (_70) były poddane ponownej ekspozycji. W 145 dniu operacyjnie pobrano kość udową i wykonano badania densytometryczne i wytrzymałościowe kości.

Słowa kluczowe: drgania niskoczęstotliwościowe, densytometria, badania wytrzymałościowe kości

CHANGES OF SELECTED DENSITOMETRIC PARAMETERS AND STRENGTH BONES OF RATS UNDER LOW FREQUENCY VIBRATION

Summary

The aim of the research is to analyze the changes of selected densitometric parameters and strength bones of rats under exposure to low-frequency vibrations. Experiments were run on 30 Wistar rats randomly divided into three groups: the first group was first exposed to vibrations when rats were 20 days old (_20)(before puberty), the second group was subjected to vibrations from the 70th day on (_70)(after reaching puberty), the third is the control group (_K). On the 145th day the rats' ((_20) and (_70)) bones were subjected to densitometric examination and strength bones.

Keywords: low-frequency vibrations, densitometric, strength bones

1. WSTĘP

Zależność pomiędzy ruchem, a przemianą materii jest znana od dawna. Badania wskazują na to, że ruch pobudza wzrost mięśni a także wzmacnia system odpornościowy. Z punktu widzenia trybu życia cywilizowany człowiek, w szczególności po 50 roku życia, cierpi na chroniczny niedobór ruchu. Odpowiednio dobrane, wibracje mechaniczne (prawdopodobnie o częstotliwościach biegu człowieka), mogą ten fizjologiczny deficyt wyeliminować [1].

Istota działania wibracji ogólnej może polegać na przywracaniu stanu równowagi zaburzonych procesów energetycznych, regeneracji ogólnej organizmu. Prawdopodobnie może być ona stosowana w rehabilitacji złamań kości, zaburzeniach gojenia się ran, w chorobach układu krążenia oraz niektórych zaburzeniach psychosomatycznych.

Ekspozycja drganiami na organizm człowieka powoduje, że reakcja układu krążenia ma charakter odruchowy i jest wyrazem aktywacji ośrodkowego układu nerwowego, ze szczególnym pobudzeniem układu wegetatywnego. Mięśnie zaangażowane są w sposób czynny w amortyzacji drgań. Amortyzacja drgań jest procesem złożonym, polegającym na współdziałaniu aferentnych i eferentnych dróg układu nerwowego. Zaangażowanie układu mięśniowego w czasie działania drgań doprowadzić może do zmian w czynności bioelektrycznej mięśni. Czynność ta uzależniona jest od parametrów drgań: częstotliwości, amplitudy i przyspieszeń. Krótkotrwałe działanie drgań o małych częstotliwościach aktywizuje czynność mięśni, długotrwałe działania mogą ją zahamować [2 - 7, 11, 12, 14, 16].

Tylko nieliczne doniesienia literaturowe wskazują, że krótkotrwałe wibracje ogólne mają wpływ na parametry densytometryczne i wytrzymałościowe

kości [8 - 10, 13, 15, 17]. Drgania mogą poprawić przepływ krwi, ciśnienie parcjalne tlenu, wysycenie hemoglobiny tlenem i wykorzystanie tlenu przez tkanki. Działania te mogą wynikać m.in.: z rozszerzenia naczyń krwionośnych, poprawy przepływu krwi (szczególnie w zakresie mikrokrażenia), poprawy właściwości hydrodynamicznych krwi (w efekcie zmniejszenie ryzyka zakrzepowego). Poprzez zmianę tych parametrów może dochodzić do normalizacji potencjału błonowego na powierzchni komórki, wzrostu przemiany materii, usprawnienia bilansu energetycznego komórek, co w końcowym efekcie daje wzrost ogólnej sprawności i wzmacnia siły obronne organizmu. Za pośrednictwem różnorodnych mechanizmów sterujących może dochodzić do nasilenia syntezy białek (poprawa regeneracji), ułatwienia wydalania produktów przemiany materii (odtruwanie organizmu) oraz stymulacji układu odpornościowego.

2. METODYKA EKSPERYMENTU

W pracy postawiono tezę, że ekspozycja niskoczęstotliwościowych drgań może mieć wpływ na wybrane parametry densytometryczne i wytrzymałościowe kości.

Do badań użyto 30 szczurów rasy Wistar pochodzących ze zwierzętarni UJ (rys.1.). W czasie doświadczenia zwierzęta przebywały w standardowych klatkach, otrzymywały paszę typu GLM w standardowej dawce, wodę wodociagową bez ograniczeń z dodatkiem preparatu witaminowego (polfamix Z). W pomieszczeniach zwierzętami dla wszystkich grup doświadczalnych utrzymywana była temperatura 21-23 °C, wilgotność 55% i automatycznie regulowany cykl świetlny (6.00-18.00 dzień i 18.00-6.00 noc). Zwierzęta podzielono na trzy równoliczne grupy doświadczalne: grupę rozpoczynającą ekspozycję przed osiągnięciem dojrzałości płciowej, tj. w 20 dniu życia, grupę rozpoczynającą ekspozycję w 70 dniu życia po osiągnięciu dojrzałości i grupę kontrolną (nie eksponowaną drganiami). Stanowisko doświadczalne zaprojektowano i wykonano dla potrzeb doświadczenia. Stanowisko składa się z toru generowania drgań oraz toru kontroli i analizy warunków fizycznych doświadczenia. W czasie ekspozycji drgań zwierzęta przebywały w klatce która wprawiana była w drgania przez wzbudnik drgań typu VEB RTF Messelektronik typ 11075, wysterowany przez generator funkcyjny MX 2020 oraz wzmacniacz mocy ELMUZ. Tor analizy składał się z analizatora dźwięku i drgań SVAN 912 (wykorzystywano wejście ładunkowe (z przedwzmacniaczem SV 04), impedancja 39Ω/220 pF; stała czasu całkowania 4,6 s.; 4 podzakresy pomiarowe 100 pC, 100 pC, 1 nC, 10 nC; zakres wartości mierzonego ładunku 0,01 pC - 25,9 nC (RMS); filtry górnoprzepustowy HP - 0,8 HZ z nachyleniem 6 dB/oktawę; filtr dolnoprzepustowy 1 kHz z nachyleniem 24 dB/oktawę, poziom szumów w torze - do $1,7 \times 10^{-14}$ C, częstotliwość próbkowania

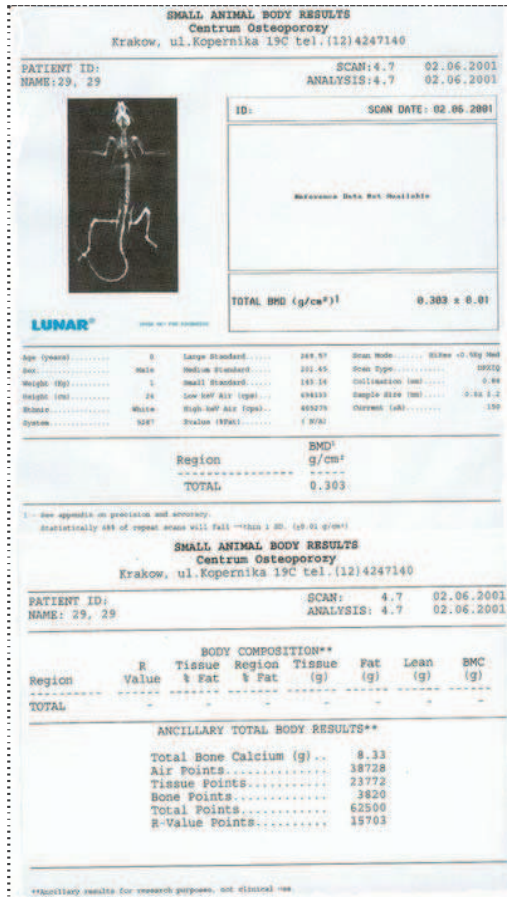
65536 Hz; przetwornik AC 14 bitowy; filtry antyaliasingowe (pasmo przepustowe: 0,3 dB dla 24 kHz lub 12 kHz; -1dB dla 25,6 lub 12,8 Hz; tłumienie w paśmie zaporowym > 80 dB; stabilność wskazań amplitudy $\pm 0,1$ dB), oraz magnetometru URSZULA3 (8 zakresów pomiarowych: 100pT, 300pT, 1nT, 3nT, 10nT, 100nT, 300nT. Możliwość pomiarów i analiz w trzech pasmach częstotliwości: 50 Hz (filtr środkowo przepustowy Q=20); 1 - 20 Hz (filtr dolno przepustowy Czebyszewa 6 - rzędu o falistości 0,5 dB); 8 - 12 Hz (filtr środkowo przepustowy Q=4).

Zwierzęta poddawano ekspozycji w zwierzętarni Katedry Biofizjologii Zwierząt UJ.

W dwóch pierwszych etapach doświadczenia stosowano drgania o przyśpieszeniu $1,22 \text{ m/s}^2$ i częstotliwości 20 Hz. Ekspozycję powtarzano 7 - krotnie, po 3 godziny dziennie o jednakowej porze dnia. Towarzyszące pole magnetyczne dla częstotliwości 50 Hz posiadało indukcyjność o wartości 140 nT, a dla zakresu 1 - 20 Hz, 270 nT. W trzeciej fazie eksperymentu w 135 dniu, zwierzęta poddano ponownej ekspozycji. Zastosowano drgania o przyśpieszeniu $4,20 \text{ m/s}^2$ i częstotliwości 20 Hz. Ekspozycję powtarzano 10 - krotnie, po 3 godziny dziennie o jednakowej porze dnia. Towarzyszące pole magnetyczne dla częstotliwości 50 Hz posiadało indukcyjność o wartości 120 nT, a dla zakresu 1 - 20 Hz, 300 nT (warunki fizyczne w czasie eksperymentu były monitorowane w sposób ciągły przez urządzenia toru kontroli i analizy). W 145 dniu zakończono eksperyment pobraniem kości udowej, wykonano badania densytometryczne i wytrzymałościowe kości. Badania densytometryczne wykonano aparatem DPX-IQ LUNAR, wytrzymałościowe przeprowadzono metodą trójpunktowego łamania przyrządem INSTRON 4502. Wyniki badań i analiz przedstawiono na rysunkach od 3do 13.

Gęstość mineralną kości oznaczano metodą DXA aparatem DPX-IQ LUNAR. Badania wykonano dla szkieletu szczura w projekcji AP oraz kości udowej.

Aparat DPX-IQ jest densytometrem rentgenowskim do pomiaru gęstości kości w obrębie całego szkieletu. Posiada rozbudowany system detekcji oraz jednorzębiegowy skaner płaszczyznowy, wyposażony jest w źródło promieniowania X o stałym potencjale lampy RTG 38/70 KeV ze stabilizacją $\pm 0,05$ %, dwuenergetyczna wiązka promieniowania $2 \times 36 \text{ KeV}$ jest skolimowana do promienia o średnicy 0,01 m. System charakteryzuje krótki czas pomiaru (do 5 minut), mała dawka pochłanianego promieniowania (maksymalnie do 10 mR), automatyczny system ciągłej kalibracji zmniejsza błąd powtarzalności do 0,52 % zaś dokładność pomiaru gęstości mineralnej kości jest mniejsza od 1 %. Przykładowy wynik badania densytometrycznego przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Przykładowy wynik badania densytometrycznego

Badania wytrzymałościowe kości wykonano metodą trójpunktowego zginania z rozstawem podpór $L = 22$ mm, prędkością trawersy $v_t = 2$ mm/min, przy wilgotności powietrza ok. 50 % i temperaturze 23 °C, maszyną wytrzymałościową INSTRON 4502 (rys. nr 2) (obciążenie minimalne przy rozciąganiu/ściskaniu: 0,04 N (+/- 0,2 mN), obciążenie maksymalne przy rozciąganiu/ściskaniu: 10 kN, zakres prędkości przesuwu trawersy: 0,05 - 1000 mm/min, nominalne osiągi obciążeniowo-prędkościowe: 10 kN z prędkością do 500 mm/min, 4 kN z prędkością 500-1000 mm/min, prędkość powrotna trawersy: automatycznie dostosowywana do maksymalnej możliwej, standardowe prędkości sterowania ręcznego: duża - 1000 mm/min, mała - początkowo 50 mm/min z przyspieszeniem do 3,33 mm/s², stabilność prędkości przesuwu trawersy w stanie ustalonym: 0,1 %, zakres przesuwu trawersy: 1000 mm, podatność maszyny: nominalna sztywność osiowa - 50 kN/mm (trawersa w pozycji centralnej), śruby prowadzące: chromowane, o średnicy 37 mm, z wstępnie obciążonymi podwójnymi nakrętkami kulkowymi i stożkowymi łożyskami wzdłużnymi, główny napęd: magnetoelektryczny silnik prądu stałego z niskoinercyjnym twornikiem obwodu drukowanego, z wbudowanym tachometrem do sterowania ze sprzężeniem zwrotnym prędkości, prowadzenie: cztery chromowane pręty przechodzące przez ruchomą trawersę, możliwe do przeprowadzenia próby: próba rozciągania, próba ściskania, próba zginania, próba ścinania oraz badanie wytrzymałości zmęczeniowej, moc: 500 VA korpus główny, 500 VA

konsola, 250 VA przyłączy pomocnicze (w sumie 1250 VA), ciężar: 220 kg (korpus główny) + 30 kg (mikroprocesorowa jednostka sterująca) + 8 kg (konsola), wymiary: podstawa 737 x 745 mm, wysokość całkowita 1795 mm].

Przebieg zginania kontrolowany był cyfrowo za pomocą oprogramowania firmy Instron Corporation - Series IX Automated Materials Testing System 1.02C. Dla każdej próbki otrzymano krzywą zginania.

Przebieg próby zginania kontrolowany był cyfrowo, przy wykorzystaniu oprogramowania firmy Instron Corporation - Series IX Automated Materials Testing System 1.02C. Dla każdej próbki otrzymano krzywą zginania. Analizie statystycznej poddano wytypowane zmienne zależne:

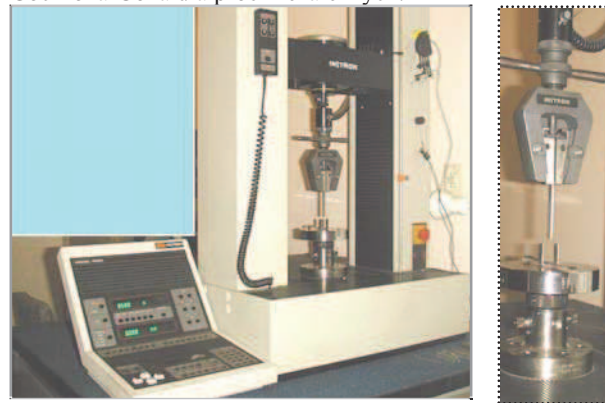
- maksymalne obciążenie w próbie zginania - F [kN],
- przemieszczenie przy maksymalnym obciążeniu - s [mm],
- wytrzymałość na zginanie - σ_g [MPa],
- odkształcenie przy maksymalnym obciążeniu, rozumiane jako wydłużenie względne skrajnych rozciąganych włókien - ϵ [-],
- moduł sprężystości przy zginaniu - E_g [MPa],
- wartość energii do momentu osiągnięcia maksymalnego obciążenia - EYP [J],
- wartość energii do momentu całkowitego rozdzielenia - EBP [J].

Na podstawie wykonanych badań i pomiarów geometrii kości, maksymalnego obciążenia w próbie zginania oraz przemieszczenia przy maksymalnym obciążeniu, wyznaczono, za pomocą standardowych wzorów, wytrzymałość na zginanie (σ_g), moduł sprężystości przy zginaniu (E_g) oraz odkształcenie przy maksymalnym obciążeniu (ϵ).

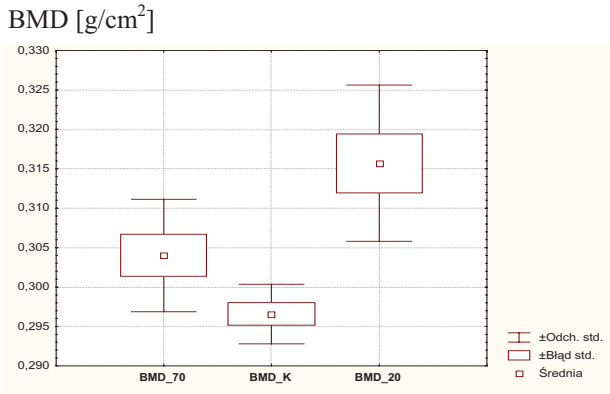
Parametry energetyczne (EYP i EBP) obliczono drogą planimetrowania odpowiednich pól pod krzywą zginania.

Analizy statystyczne otrzymanych wyników polegały na sprawdzeniu, czy zmienne mają rozkłady normalne (test Shapiro-Wilka) oraz na badaniu ich statystyk opisowych. Analizy zmian średnich i wariancji zmiennych wytrzymałościowych przedstawiono na rysunkach od 7 do 13.

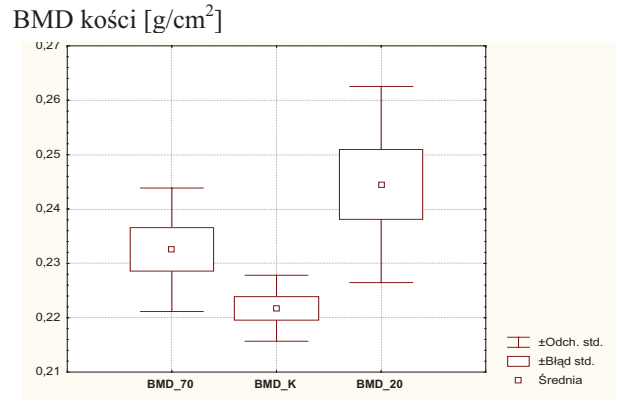
Wnioskowanie statystyczne przeprowadzono na poziomie istotności $p < 0,05$ testem t-Studenta oraz Cochrona-Coxa dla prób niezależnych.



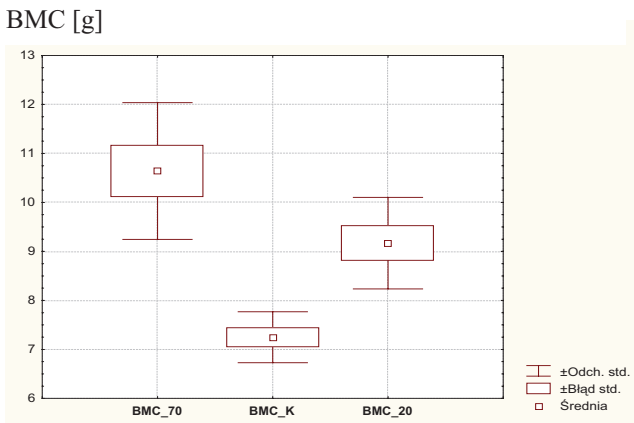
Rys. 2. Maszyna wytrzymałościowa INSTRON 4502 - widok stanowiska badawczego



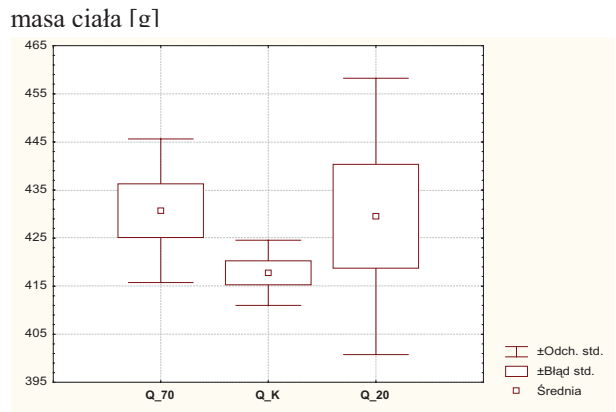
Rys. 3. Wpływ drgań na BMD szczura



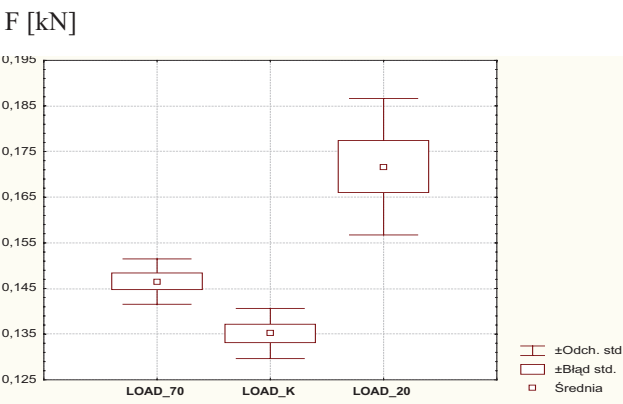
Rys. 4. Wpływ drgań na BMD kości



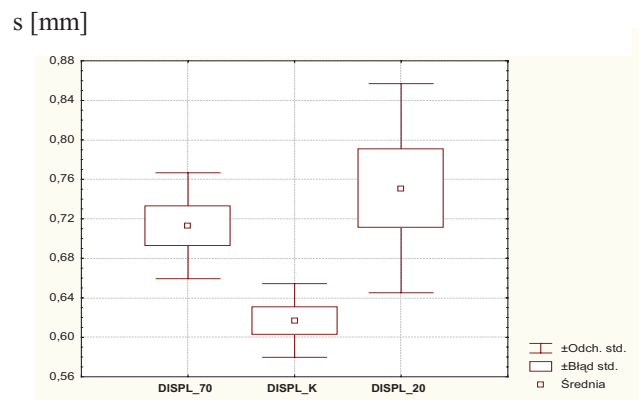
Rys. 5. Wpływ drgań na BMC



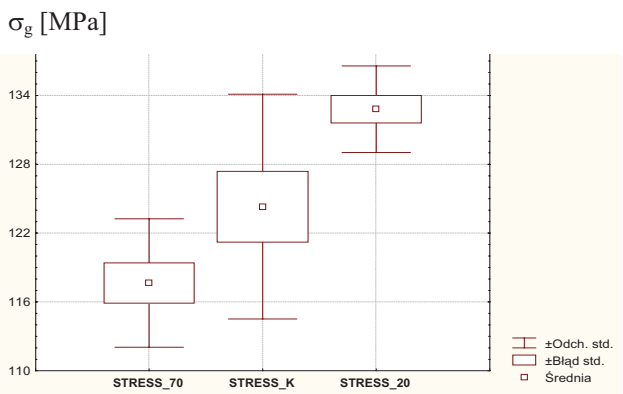
Rys. 6. Wpływ drgań na masę ciała



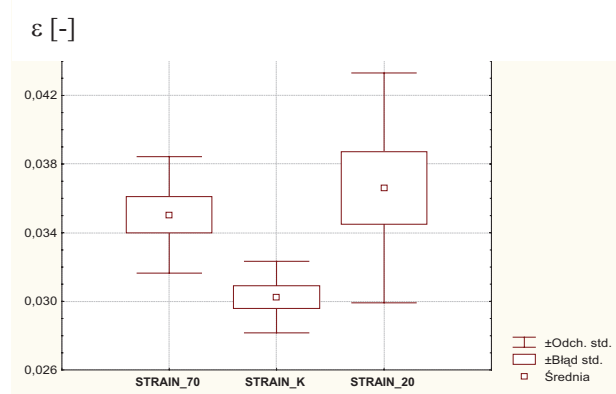
Rys. 7. Wpływ drgań na maksymalne obciążenie w próbce zginania



Rys. 8. Wpływ drgań na przemieszczenie przy maksymalnym obciążeniu

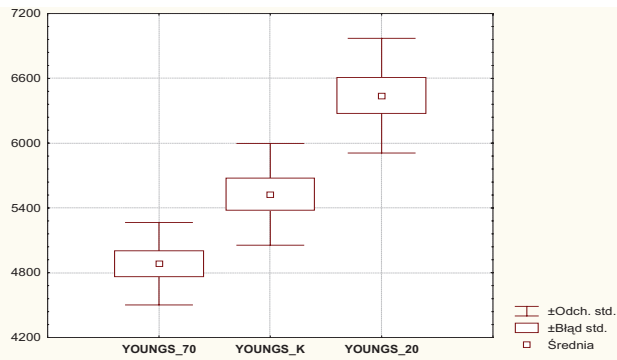


Rys. 9. Wpływ drgań na wytrzymałość na zginanie



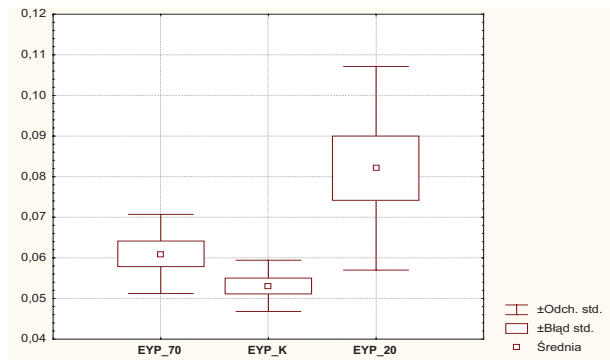
Rys. 10. Wpływ drgań na odkształcenie przy maksymalnym obciążeniu

E [MPa]



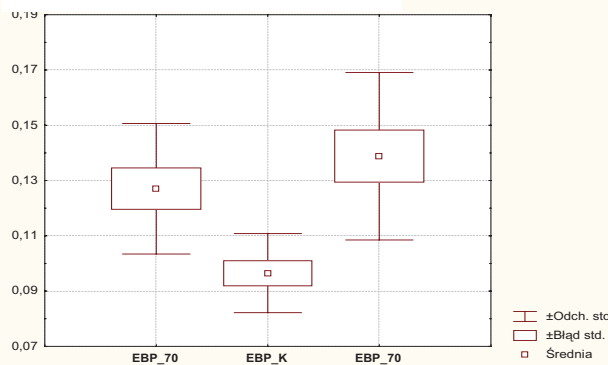
Rys. 11. Wpływ drgań na moduł sprężystości przy zginaniu

EYP [J]



Rys. 12. Wpływ drgań na wartość energii do momentu osiągnięcia maksymalnego obciążenia

EBP [J]



Rys. 13. Wpływ drgań na wartość energii do momentu całkowitego rozdzielenia

3. WNIOSKI

Na podstawie wykonanych badań, po przeprowadzeniu analiz można stwierdzić, że ekspozycja drganiami niskoczęstotliwościowymi powoduje:

- istotny statystycznie wzrost wartości gęstości kości BMD dla grup eksponowanych drganiami, w porównaniu do grupy kontrolnej, badania prowadzono dla całego organizmu szczura i po uzyskaniu kości udowej, na podstawie analiz można zauważać podobne trendy zmian,
- w grupach eksponowanych można obserwować statystycznie istotny wzrost wskaźnika BMC,
- istotny statystycznie wzrost wartości maksymalnego obciążenia w próbie zginania (ozn. LOAD) w grupach eksponowanych,
- dla grupy R_70 statystycznie istotny wzrost wartości przemieszczenia przy maksymalnym obciążeniu kości (DISPL), w porównaniu do grupy kontrolnej,
- wzrost wytrzymałości kości na zginanie (STRESS) w grupie B_20, w porównaniu do grupy kontrolnej oraz R_70,
- odkształcenie (STRAIN), rozumiane jako wydłużenie względne skrajnych rozciąganych włókien, jest statystycznie większe w grupach eksponowanych,
- moduł sprężystości przy zginaniu (YOUNGS) dla grupy B_20 przyjmuje większą wartość,

w porównaniu do grupy kontrolnej. Dla grupy R_70, odwrotnie, mniejszą wartość, niż w grupie kontrolnej,

- parametry energetyczne, EYP oraz EBP, przyjmują większe wartości w grupach eksponowanych (aby złamać kość u zwierząt poddawanych ekspozycji, należy wykonać większą pracę),
- analiza zmian parametrów wytrzymałościowych kości pozwala na wysunięcie podsumowującego wniosku, że drgania niskoczęstotliwościowe mogą wzmacniać strukturę kości. Wzrost wartości przemieszczenia (przy maksymalnym obciążeniu) może świadczyć o wzroście ich sprężystości,
- najkorzystniejsze zmiany wartości parametrów wytrzymałościowych uzyskano dla grupy B_20, która rozpoczęła ekspozycję przed osiągnięciem dojrzałości płciowej.

Zrealizowane badania wstępne zachęcają do podjęcia dalszych systematycznych eksperymentów. Problem pozostaje otwarty. Badania wymagają zmiany częstotliwości, przyśpieszeń, jak i czasu ekspozycji. Czy wydłużenie czasu ekspozycji może powodować większe zmiany parametrów wytrzymałościowych kości? Na te pytania mogą dostarczyć odpowiedzi następne eksperymenty. Badania wykonano w ramach Projektu Badawczego nr 3 T11E 006 26, oraz były częściowo sponsorowane

przez Fundację Kościuszkowską, Amerykańskie Centrum na rzecz Kultury Polskiej, z funduszu zapewnionego przez Fundację Alfreda Jurzykowskiego.

LITERATURA:

- [1] Będziński R., Biomechanika inżynierska, PWN Warszawa, 2000.
- [2] Czajkowska A., Skierska E., Wysokińska B., Szwydn J., Gajewski A.K., Morfometryczne parametry kości szczurów poddanych wysiłkowi fizycznemu w różnym wieku, *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 1, 1995, 79-90.
- [3] Damijan Z., Rumiński M., Wpływ drgań niskoczęstotliwościowych na parametry wytrzymałościowe kości szczurów, *Czasopismo Techniczne Politechniki Krakowskiej*, Z1-M/2004, s. 35-43, 2004.
- [4] Damijan Z., Changes of selected biochemical parameters blood and strength bones of rats under low frequency vibration, *Molecular and Quantum Acoustics*, Volume 25, Gliwice, s. 69-78, 2004.
- [5] Damijan Z., Kasprzak C., Panuszka R., Influence of low-frequency vibration on changes of biochemical parameters of living rats, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115, p. 2443, 2004.
- [6] Delecluse C., Roelants M., Verschueren S., Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(6):1033-41, 2003 Jun.
- [7] Engel Z., Ochrona środowiska przed drganiami i hałasem, PWN, Warszawa, 1993.
- [8] Frost H.M., Bone mass and the mechanostat: a proposal, *Anat. Rec.*, 219: 1-9, 1987.
- [9] Frost H.M., Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): The hayline cartilage modeling problem, *Anat. Rec.*, 226: 423-432, 1990.
- [10] Iwamoto J., Takeda T., Ichimura S., Effect of exercise on tibial and lumbar vertebral bone mass in mature osteopenic rats: bone histomorphometry study, *J. Orthop. Sci.*, 35, 257-263, 1998.
- [11] Ivanov V.I., Ivanova I., Use of vibration in the rehabilitation of patients with sequelae of injuries of long tubular bones, *Ortopediia Travmatologiia i Protezirovanie*, (8):6-8, 1985 Aug.
- [12] Lee J., Jang K.T., Kim J.W., Lee S.H., Hahn S.H., Kim C.C., Effect of ultrasonic vibration on dentin bond strength and resin infiltration, *American Journal of Dentistry*, 16(6):40, 4-8, 2003 Dec.
- [13] Milewski G., Równanie konstytutywne tkanki kostnej. *Biomechanika* 94, Politechnika Wrocławska, Seria Konf. 21, 1994.
- [14] Oxlund B.S., Ortoft G. Andreassen T.T., Oxlund H., Low-intensity, high-frequency vibration appears to prevent the decrease in strength of the femur and tibia associated with ovariectomy of adult rats, *Bone*, 32(1):69-77, 2003 Jan.
- [15] Roelants M., Delecluse C., Goris M., Verschueren S., Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females, *International Journal of Sports Medicine*, 25(1):1-5, 2004 Jan.
- [16] Trębacz H., Właściwości mechaniczne kończyn udowych dorosłych szczurów po unieruchomieniu kończyny, *Materiały konferencyjne, Bionika, Biomechanika i Robotyka w Inżynierii Biomedycznej*, Zakopane - Kraków, 2000.
- [17] Wolf J., *Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin, Verlag von August Hirschwald, 1892.



dr inż. Zbigniew Damijan
ur. 9.06.1957r. W 1982 ukończył WAT, Wydział Cybernetyki. Od 2000 - adiunkt WIMiR AGH. Wykształcenie - mechanik, cybernetyk, elektronik, specjalność automatyzacja systemów kierowania i zarządzania. Zainteresowania naukowe: diagnostyka biomedyczna, cyfrowe przetwarzanie sygnałów, bionika, cybernetyka, psychoakustyka, biometria. Inne zainteresowania: modelarstwo, turystyka, sport.