

Katarzyna **RABIJ**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

Anita **KAJZER**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

Wojciech **KAJZER**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

## BADANIE WŁASNOŚCI MECHANICZNYCH BYDŁĘCYCH KOŚCI UDOWYCH

**Streszczenie:** Celem badania było określenie własności mechanicznych bydłęcych kości udowych w różnym stanie uwodnienia i wysuszenia. Wartości te są niezbędne do numerycznych i eksperymentalnych analiz układu kość-implant, prowadzonych podczas projektowania nowych rozwiązań konstrukcyjnych. Dla celów pracy przeprowadzono statyczną próbę zginania i pomiary twardości oraz prowadzono obserwacje makroskopowe obszarów pęknięcia próbek.

**Słowa kluczowe:** kość bydłęca, statyczna próba zginania, pomiary twardości

### 1. WSTĘP

Informacje związane ze znajomością własności mechanicznych tkanek są zasadniczym warunkiem dla teoretycznych, numerycznych i doświadczalnych analiz podejmujących temat funkcji poszczególnych narządów, jak i całego ciała. Podczas projektowania implantów dużą rolę odgrywa biomateriał, z którego będą one wykonane, przede wszystkim odpowiedni dobór jego własności mechanicznych, dzięki którym implanty będą w stanie przenosić obciążenia w zakresie sprężystym oraz pozwolą na stabilny zrost [1,2]. Znajac własności mechaniczne kości jesteśmy w stanie dobrać odpowiedni biomateriał oraz jego umocnienie, aby zapewnić prawidłową stabilizację odłamów kostnych.

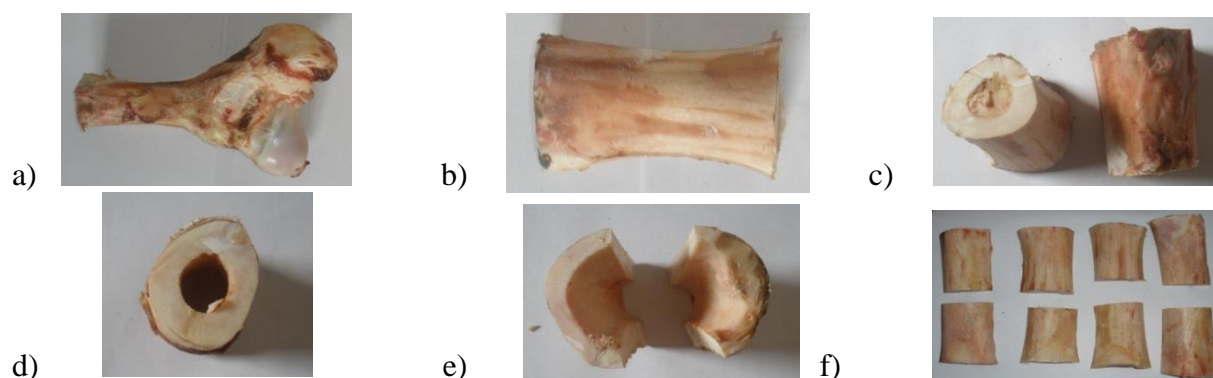
Podczas projektowania i wytwórstwa nowych rozwiązań należy zwrócić szczególną uwagę na ryzyko powstania infekcji w obrębie układu implant-kość, która jest związana z obecnością biofilmu oraz bakterii na powierzchni implantu [3]. Implanty stosowane do stabilizacji złamań kostnych u zwierząt charakteryzują się podobną geometrią oraz wykonane są z tych samych biomateriałów, co implanty do leczenia złamań kostnych u ludzi. Implanty metalowe, które znalazły szerokie zastosowanie w weterynarii, zazwyczaj wykorzystywane są w postaci śrub dokorowych oraz płytek samodociskowych. Bardzo często stosowane są w osteosyntezie kości nadgarstka, śródrezcza, ramienia czy kości promieniowej u koni [4-7], jak również w leczeniu ubytków tkanki chrzęstnej [8]. W takich przypadkach istotne jest, aby wykonywane zespolenie było stabilne, bez odczynów zapalnych oraz obluźowania implantu. Jakość takiego zespolenia będzie zależała od rodzaju zastosowanego biomateriału oraz od własności tkanki kostnej.

Wiadomo, że własności mechaniczne kości zależne są od gatunku i wieku zwierzęcia oraz geometrii i budowy kości. Z wiekiem wytrzymałość kości korowej zmniejsza się, dlatego zwiększa się jej podatność na złamania. Najczęściej, gdy dochodzi do urazu, na kość działają

siły o kierunku poprzecznym do jej osi, dlatego w pracy porównano własności mechaniczne bydłych kości udowych o różnym stanie uwodnienia i wysuszenia. W szczególności skupiono się na wyznaczeniu wpływu suszenia i moczenia próbek pobranych z bydłych kości udowych na ich własności mechaniczne wyznaczone podczas statycznej próby zginania oraz pomiarów twardości.

## 2. PRZYGOTOWANIE MATERIAŁU DO BADAŃ

W pierwszym etapie przygotowania próbek odcięto nasady (rys. 1a) pozostawiając do dalszego przygotowania trzony kości (rys. 1b). Trzon podzielono na pół (rys. 1c) celem przygotowania próbek o określonych wymiarach, a następnie usunięto szpik kostny (rys. 1d). Po usunięciu szpiku każdą z kości przecięto wzdłuż osi wzrostu (rys. 1e). Kolejno kości oczyszczono z pozostałych tkanek miękkich i zdezynfekowano alkoholem (rys. 1f).



Rys. 1. Poszczególne etapy przygotowania próbek

Przygotowane kości pocięto na próbki przy użyciu przecinarki precyzyjnej Secotom - 15 firmy Struers z prędkością cięcia 300 mm/s. Następnie próbki szlifowano na wodnym papierze ściernym o gradacji 120 w celu uzyskania przybliżonych wymiarów końcowych, czyli próbek o szerokości (a) 10 mm, grubości (b) 4 mm oraz długości (c) 60 mm (rys. 2). Probki szlifowano od strony kości gąbczastej, tak aby do badań zachować kość korową oraz w taki sposób, aby obie powierzchnie były do siebie równoległe. W rezultacie uzyskano 20 próbek (rys. 2), które ponumerowano oraz podzielono na 5 grup (tab. 1).



Rys. 2. Przykład próbki: schemat (z lewej), po wycięciu (z prawej)

Tabela 1. Podział próbek na grupy

Grupa	Numery próbek	Czas suszenia [dni]
I	1÷4	0
II	5÷8	10
III	9÷12	10/ moczone
IV	12÷16	68
V	17÷20	68/ moczone

Próbki z grupy III oraz V po odpowiednio 10 i 68 dniach suszenia, moczone przez 24 godziny w roztworze Ringera, przygotowanym w 1000 ml wody demineralizowanej o składzie: 8,6 g chlorku sodu, 0,3 g chlorku potasu, 0,48 g chlorku wapnia.

### 3. STATYCZNA PRÓBA ZGINANIA

Statyczną próbę zginania przeprowadzono do momentu pęknięcia próbki, na maszynie wytrzymałościowej MTS Criterion model 45 z prędkością obciążania 2mm/min, rozstawem podpór (l) 40 mm oraz średnicą rolek 5 mm, zgodnie z zaleceniami normy PN-EN 843-1 [9]. Na podstawie przeprowadzonej próby zginania uzyskano zależności w układzie obciążenie P - strzałka ugięcia f oraz charakterystyki naprężeniowo - odkształceniowe dla poszczególnych próbek. Następnie wyznaczono wartości strzałki ugięcia f [mm] oraz wytrzymałości na zginanie  $R_g$  [MPa].

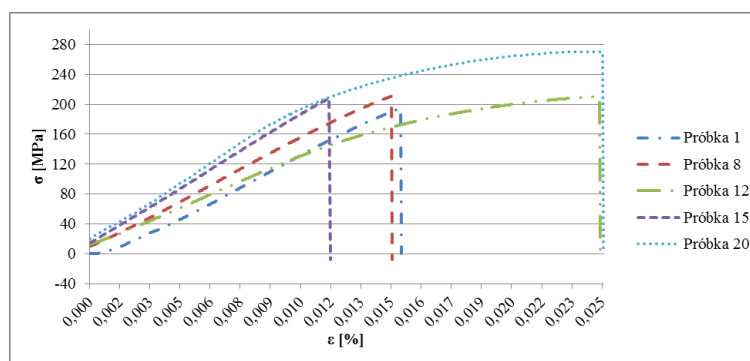
### 4. POMIARY TWARDOŚCI

Pomiar twardości przeprowadzono metodą Vickersa na twardościomierzu DuraScan firmy Struers przy obciążeniu 9,81 N zgodnie z zaleceniami normy PN - EN 843-4:2005 [10]. Badanie polegało na wykonaniu trzech pomiarów na każdej próbce diamentowym wgłębnikiem w kształcie ostrosłupa o podstawie kwadratu i kącie wierzchołkowym wynoszącym  $136^\circ$ . Następnie dokonano pomiaru długości przekątnych odcisku i obliczono wartość twardości HV1. Wszystkie otrzymane wartości przedstawiono w postaci liczbowej wraz z odchyleniem standardowym.

Po zrealizowaniu badań, obserwowano okolice pęknięcia próbki wykorzystując mikroskop stereoskopowy SteREO Discovery.V8 firmy Zeiss przy powiększeniu 10x.

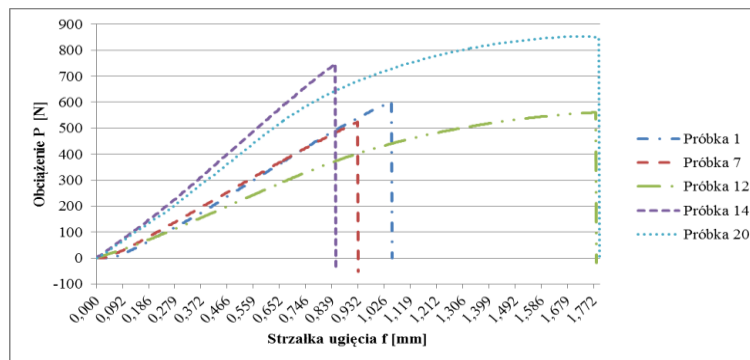
### 5. WYNIKI BADAŃ

Przykładowe charakterystyki naprężeniowo odkształceniowe oraz zależności w układzie obciążenie P - strzałka ugięcia f przedstawiono na rysunkach 3 i 4.



Rys. 3. Przykładowe charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe dla wybranych próbek

Na podstawie uzyskanego wykresu (rys.3) można stwierdzić, że przebiegi charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych dla próbek z grupy III oraz V różnią się od pozostałych grup. Na różnice w przebiegach miało wpływ eksponowanie próbek na roztwór Ringera przez okres 24 godzin.



**Rys. 4. Przykładowe wykresy zależności obciążenia P od strzałki ugięcia f dla wybranych próbek**

Na podstawie przykładowych wykresów przedstawionych na rysunkach 3 i 4 można stwierdzić, że dla próbek z grupy III oraz V charakter krzywych w układzie obciążenie P - strzałka ugięcia f ma podobny przebieg do charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych dla tych samych grup.

Wartości wytrzymałości na zginanie  $R_g$  oraz strzałki ugięcia  $f$  przedstawiono w tabeli 2.

**Tabela 2. Wartości wytrzymałości na zginanie  $R_g$**

	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
<b><math>R_g</math> [MPa]</b>	193±47	206±24	178±50	172±60	177±99
<b>f [mm]</b>	1,0±0,0	1,0±0,1	1,6±0,4	0,7±0,1	1,7±0,3

Analizując wyniki można stwierdzić, że średnia wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  próbek ze wszystkich grup była porównywalna. Największą średnią wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  wykazały próbki z grupy II - 206 [MPa], najmniejszą natomiast próbki z grupy IV - 171 [MPa]. Wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  próbek z grupy III oraz V różniła się 1 [MPa].

Analizując uzyskane wyniki zaobserwowano, że średnie wartości strzałki ugięcia  $f$  dla próbek z grupy I, II były takie same i wynosiły 1 [mm]. Próbki z grupy IV miały najmniejszą wartość strzałki ugięcia  $f = 0,7$  [mm]. Większymi wartościami charakteryzowały się próbki z grupy III oraz V i wynosiły odpowiednio 1,6 [mm] oraz 1,7 [mm].

W odniesieniu do próbek z grupy I wartość strzałki ugięcia  $f$  próbek z grupy III i V wzrosła, natomiast z grupy IV zmniejszyła się. Wpływ na wartości strzałki ugięcia  $f$  próbek miały procesy suszenia i moczenia. Próbki suszone (grupy II i IV) miały mniejszą wartość strzałki ugięcia  $f$  niż próbki moczone w roztworze Ringera (grupy III i V), które były bardziej uwodnione, a przez to bardziej elastyczne. Zależności te potwierdzają wyniki pomiarów twardości (tab. 3).

**Tabela 3. Wyniki pomiarów twardości**

	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b>IV</b>	<b>V</b>
<b>HV 1</b>	53±2,5	48±10,1	39±7,3	46±13,0	35±8,9

Na podstawie wyników pomiarów stwierdzono, że największą średnią wartością twardości wynoszącą 53 HV1 charakteryzowały się próbki z grupy I. Próbki z grupy III (39 HV1) oraz V (35 HV1) posiadały mniejszą wartość twardości niż odpowiednio grupy II (48 HV1) i IV (46 HV1). Natomiast twardość próbek z grupy II i IV oraz odpowiednio III i V była zbliżona.

Ocena makroskopowa obszarów, w których wystąpiło pęknięcie próbek podczas badania wykazała, że część próbek charakteryzowała się złamaniem dokładnie w środku próbki, u innych widoczne było złamanie pod kątem. Nie zaobserwowano w wyglądzie obszarów złamania zależności pomiędzy suszeniem i moczeniem próbek, a ubytkiem kawałka kości korowej po przeprowadzonej próbie.

## 6. PODSUMOWANIE

Na podstawie uzyskanych wyników można zaobserwować występowanie różnic we własnościach mechanicznych kości w zależności od stopnia ich uwodnienia.

Moczenie próbek suszonych w roztworze Ringera wpłynęło na: wzrost wartości strzałki ugięcia  $f$ , spadek wartości twardości kości w odniesieniu do wyników uzyskanych dla kości świeżej, nie poddanej ekspozycji na roztwór. Próbki suszone posiadały większą twardość niż próbki moczone w roztworze Ringera, jednak miały o około 6 HV1 mniejszą twardość w odniesieniu do próbek z kości świeżej. Średnia wartość naprężeń próbek moczonych w roztworze Ringera (grupa III oraz V) była porównywalna. Stwierdzono również występowanie w tych grupach największych wartości strzałki ugięcia  $f$  w porównaniu do próbek pozostałych grup, co świadczy o tym, że próbki były bardziej elastyczne od pozostałych.

Po przeprowadzonych badaniach uzyskano zbliżone wartości własności mechanicznych do wyników badań innych autorów. Autorzy [11] dla próbek świeżych i suszonych 30 dni, o wymiarach 40 x 10 x 4 [mm] uzyskali bardzo zbliżone wartości własności mechanicznych do wyników badań przedstawionych w pracy, między innymi: siły niszczącej  $P$  [N], strzałki ugięcia  $f$  [mm] oraz twardości [HV5]. Dla kości świeżej wartość średniej siły niszczącej  $P$  wynosiła 581 [N], co nieznacznie różni się od wyników przedstawionych w pracy, gdzie średnia wartość wynosiła 563 [N], analogiczne wyniki uzyskano dla kości suszonej 30 dni, po badaniu przedstawionym w pracy uzyskano wartość  $P = 592$  [N], a 593 [N] po badaniu przez autorów [11].

Kolejne badania przeprowadzone przez autorów [12] wskazują, że średnia wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  próbek świeżych pobranych z kości wołowej w kierunku wzdłużnym o wymiarach 40 x 10 x 2 [mm] poddanych trójpunktowemu zginaniu wynosiła 216 [MPa]. Próbki o tych samych wymiarach po 30 dniowym okresie suszenia, również poddane trójpunktowemu zginaniu charakteryzowały się średnią wartością wytrzymałości na zginanie  $R_g$  wynoszącą 127 [MPa]. Wyniki tych badań są porównywalne z uzyskanymi w pracy.

## LITERATURA

- [1] Kajzer W., Krauze A., Kaczmarek M., Marciniak J.: FEM analysis of the expandable intramedullary nail. Wyd. Springer-Verlag, 2008, p.537-544
- [2] Kajzer A., Kajzer W., Gzik-Zroska B., Wolański W., Janicka I., Dzielicki J.: Experimental Biomechanical Assessment of Plate Stabilizers for Treatment of Pectus Excavatum, Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 15, no.3, 2013, p.113-121
- [3] Świczko-Żurek B.: The biological reactions on the implant-organism border, Engineering of Biomaterials, vol.X, no. 63-64, 2007, p. 43-44

- [4] Samsel J.: Osteosynteza kości nadgarstkowej III u koni pod kontrolą artroskopową, *Życie Weterynaryjne*, vol. 85, nr 5, 2010, s.440-444
- [5] Turek B., Szara T., Gębka M.: Przypadek wyleczenia źrebięcia ze złamaniem kości ramiennej, *Życie Weterynaryjne*, vol. 88, nr 1, 2013, s. 53-55
- [6] Samsel J.: Nietypowe złamanie kości śródrcza III u konia – przypadek kliniczny, *Życie Weterynaryjne*, vol. 89, nr. 8, 2014, s.692-693
- [7] Samsel J.: Zachowawcze i operacyjne leczenie złamania kości promieniowej u dwóch dorosłych koni – opis przypadków klinicznych, *Życie Weterynaryjne*, vol. 88, nr 5, 2013, s. 398-401
- [8] Drewnowska O., Turek B.: Ubytki tkanki chrzęstnej i ich regeneracja w stawach u koni, *Życie Weterynaryjne*, vol. 88, nr 3, 2013, s. 204-206
- [9] PN – EN 843-1:2007: Techniczna cermika zaawansowana. Właściwości mechanicznej ceramiki monolitycznej w temperaturze pokojowej. Część 1: Oznaczanie wytrzymałości na zginanie
- [10] PN – EN 843-4:2005: Techniczna ceramika zaawansowana. Właściwości mechaniczne ceramiki monolitycznej w temperaturze pokojowej. Część 4: Twardość powierzchniowa według Vickersa, Knoopa i Rockwella
- [11] Sadowska J., Kromka-Szydek M.: Zmiany własności mechanicznych kości zwierzęcych w zależności od stopnia nawilżenia preparatu, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, vol. 6, 2012, s.111-116
- [12] Kajzer A., Kajzer W., Basiaga M., Kuna E.: Study of the mechanical properties of ox and pig bones, *Engineering of Biomaterials*, vol. 119, 2013, p.45-50

## **EXAMINATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF BOVINE FEMURS**

**Abstract:** The aim of this study was to determine the mechanical properties of bovine femur. Those values are necessary for numerical and experimental analyses of the bone-implant system, conducted during designing new structural solutions for this system. For the purpose of work the static bending test and hardness measurement were performed.