

## БІОМЕХАНІЧНІ ПОКАЗНИКИ ТРУБЧАСТИХ КІСТОК СТИЛОПОДІЮ КАЧОК КРОСУ «БЛАГОВАРСЬКИЙ» У ПОСТНАТАЛЬНОМУ ПЕРІОДІ ОНТОГЕНЕЗУ

Пасніченко О. С.

Одеський державний аграрний університет, м. Одеса

Ткачук С. А.

Національний університет біоресурсів і природокористування України,  
м. Київ

*Проведено дослідження трубчастих кісток стилоподію на визначення біомеханічних показників, а саме межі міцності за різних видів деформації (згин і стиснення) та показників мікротвердості у поперечному перерізі діяфіза плечової і стегнової кісток качок кросу «Благоварський» у віці 30, 90, 196 та 268 днів постнатального періоду онтогенезу. Встановлено, що межа міцності на згин вірогідно більше у стегновій кістці на 30-у добу у самок ( $P > 0,90$ ), 90-у і 196-у – у самок і самців ( $P > 0,95$  і  $P > 0,90$ ), 268-у – у самок ( $P > 0,98$ ), порівняно з плечовою. В межах поперечного перерізу діяфіза трубчастих кісток стилоподію спостерігається тенденція до збільшення здатності протидіяти руйнуванню або твердості плечової кістки у самок на 268-у добу ( $P > 0,90$ ) і у самців на 90-у добу ( $P > 0,99$ ) постнатального періоду онтогенезу. Найбільша межа міцності на стиснення середньої частини діяфіза трубчастих кісток спостерігається в плечовій кістці у самок на 196-у добу ( $P > 0,90$ ), а в стегновій у самців на 268-у добу ( $P > 0,90$ ) постнатального періоду онтогенезу.*

**Ключові слова:** качка, плечова кістка, стегнова кістка, межа міцності, згин, стиснення, мікротвердість.

**Вступ.** Деякі цінні композиційні матеріали дала нам природа – кіста та інші. Цей матеріал, в якому природа змогла знайти такий спосіб армірування, так що він зробився значно міцнішим не тільки від багатьох інших, але й від своїх складових, а саме для кістки – колаген і апатит [1].

Міцність – це властивість матеріалів, елементів конструкцій зберігати здатність сприймати різні зовнішні впливи без руйнування. Вона визначає такі окремі характеристики, як надійність, стійкість та довговічність. Умовою міцності є те, що дійсні напруження мають бути не більшими за допустимі.

Елементи конструкцій під дією на них зовнішніх сил змінюють свої розміри і форму (ці зміни називають деформацією) та в елементах виникають додаткові внутрішні сили, які супроводжують деформацію матеріалу. Внутрішні сили протидіють намаганням зовнішніх сил замінити форму елементів, відокремити їх один від одного, а тому тісно пов'язані з міцністю всієї конструкції. Основними видами деформації є згин, розтяг або стиск [2].

Механічні властивості кісткової тканини сформувалися в процесі адаптації скелета наземних хребетних до функціональних навантажень, які їм доводилося відчувати у

зв'язку з використанням кінцівок, як органів механічної взаємодії з середовищем проживання. Навантаження викликають у скелетних елементах механічні напруги стиснення, розтягування, вигину, кручення.

Значення напруги, при якій кісткова тканина, а отже, і кістка, як орган, втрачають здатність чинити опір і руйнується, називається межею її міцності. Еволюція кісток тісно пов'язана з руйнівними напруженнями основних структурних утворень кістки – компактною і губчатстою речовини.

Ряд вчених прийшли висновку, що опір поздовжньо стискаючим кістку навантаженням пов'язано з кількістю кісткової речовини у поперечному перерізі діафіза, а опір згинаючим кістку навантаженням – з величинами моментів інерції перерізів відносно осі, перпендикулярній площині вигину. З огляду на той факт, що моменти інерції у порівнянні з площами компакти жорсткіше пов'язані з масою тіла тварини, можна сказати, що опір згинаючим навантаженням для кістки – більш істотний формоутворюючий фактор, ніж опір стискаючим кістку навантаженням [3].

Під твердістю розуміють властивість поверхневого шару матеріалу створювати опір пружній і пластичній деформаціям або руйнуванню за місцевих контактних дій з боку іншого, більш твердого і не отримуючого залишкових деформацій тіла (інжектора) визначеної форми і розмірів.

Існуючі методи вимірювання твердості значно відрізняються один від одного за формою інжектора, а вибір методу залежить від твердості матеріалу зразка, його розмірів, товщини шару, твердість якого потрібно визначити. Способи визначення твердості в залежності від швидкості прикладеного навантаження ділять на статичні і динамічні, а за способом його прикладання – на методи вдавлення і дряпання.

Найбільш поширеними методами визначення твердості, в яких використовується статичне вдавлення інжектора перпендикулярно до поверхні зразка – твердість за Брінеллем, Віккерсом, Роквеллом [1].

Гільзен К. [4] вивчаючи механічні напруги кістки, тобто визначаючи пружність і міцність компактною речовини плечової, стегнової і великогомілкової кісток деяких свійських і диких тварин, прийшов до висновку, що еластичність і міцність кісткової тканини знаходиться у прямій залежності від вмісту в ній мінеральних речовин, при цьому з віком тварин міцність компактною речовини знижується.

Таким чином, відсоткове співвідношення органічних речовин до неорганічних в поєднанні з особливостями зовнішньої форми і внутрішньої архітекtonіки забезпечує кісткам велику міцність, еластичність, що підтверджується високими показниками їх опірності на стиск, вигин і скручування. Найбільшою опірністю володіє кістка на розтягування і стиснення, в порівнянні з кістковими і реберними хрящами, сухожиллям і м'язом. Найвищою опірністю відрізняються кістки скелета кінцівок, а саме великою міцністю володіють кістки гомілки, передпліччя та фаланги пальців у корови [5].

Численні наукові дослідження базувалися на вимірюванні мікротвердості компактною кістковою тканини трубчастих кісток різних видів ссавців (свиня, велика рогата худоба та ін.) [6, 7] і свійської птиці (курчата-бройлери) стилоподію, зейгоподію та автоподію [8-10] за методом Віккерса, при робочому навантаженні на мікротвердомірі від 0,5 Н до 5 Н. Встановлені показники мікротвердості кістковою тканини трубчастих кісток можуть слугувати критеріями якісного стану кістки у різні вікові періоди та видовою ознакою.

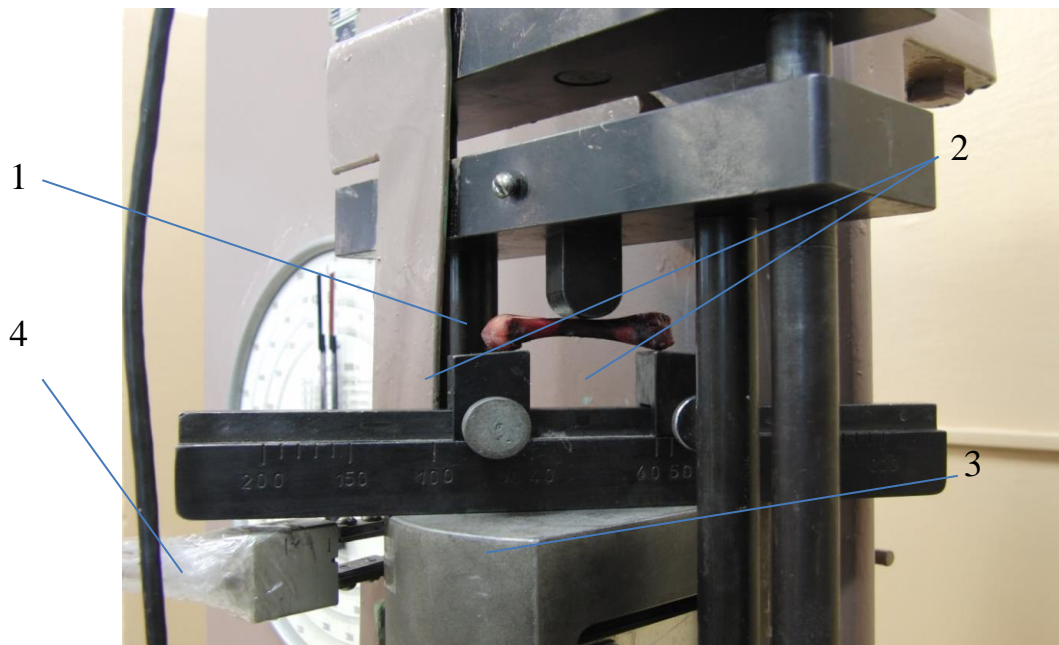
Вченими [6] експериментально встановлена лінійна залежність між твердістю і граничною міцністю при зламі стегнових кісток української м'ясної породи свиней в діапазоні 470...700 МПа зміни твердості за Віккерсом. Для цього діапазону зміни твердості кісток математична апроксимація може бути представлена у вигляді:  $\sigma = -0,2HV - 222$ , але на відміну від конструкційних матеріалів (сталь, чавун), кутовий коефіцієнт отриманої лінійної залежності є від'ємним.

Найбільша кількість наукових робіт присвячена визначенню геометричних характеристик поперечного перерізу плоскої фігури, а саме вікових змін максимального ( $I_{\max}$ ) і мінімального ( $I_{\min}$ ) моментів інерції середньої частини діафіза трубчастих кісток кінцівок у постнатальному періоді онтогенезу ссавців та свійської птиці та підтверджена алометрична залежність їх від маси тіла [3, 11–17]. Проте, не має робіт щодо визначення межі міцності на згин і стиснення трубчастих кісток птахів.

Отже, застосування методів визначення межі міцності на згин і стиснення, та методу мікротвердості на трубчастих кістках стилоподію свійської качки проведені вперше і є новими, оскільки є інформація у літературних джерелах щодо використання деяких методів на свійській птиці, а саме на курчатах-бройлерах. Це і визначило мету нашого дослідження.

**Матеріал та методи дослідження.** Матеріалом слугували трубчасті кістки грудної (плечова) і тазової (стегнова) кінцівок качок кросу «Благоварський» у віці 30, 90, 196 та 268 днів постнатального періоду онтогенезу. Для дослідження відбирали качок обох статей, у яких методом анатомічного препарування вилучили трубчасті кістки. Дослідну птицю утримували в умовах виробничого підприємства ФОП «Манько Олександр Габрелійович», с. Цебриково Великомихалійвського району Одеської області на підлозі з підстилкою, годували збалансованими раціонами пофазно згідно з віковими періодами. Качок вакцинували проти пастерельозу та гепатиту.

Визначення механічних показників кісткового матеріалу на згин проводили за схемою трьохточкового згину. В якості навантажувального пристрою використовувалась випробувальна машина FM-1000. Для реєстрації даних використовувалась комп'ютеризована система Specimen, з максимальною частотою вимірювань до 18 вимір/с, для вимірювання зміни навантаження використовували тензодинамометр ДСТ-50, для фіксації прогину екстензометр ІМДТ-20 з похибками вимірювань  $\pm 1\%$  від вимірюваної величини (рис. 1).



**Рис.1. Загальний вигляд установки FM-1000 для випробування трубчастих кісток на згин: 1 – дослідний зразок; 2 – опори; 3 – тензодинамометр; 4 – екстензометр**

Механічне нормальне напруження при згині визначалось за загальноживаною формулою:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

де  $\sigma$  – нормальне напруження (МПа);  $M$  – величина згинального моменту (Н·м);  $W$  – осьовий момент опору (м<sup>3</sup>).

Оскільки випробування проводили при центральному двохопорному поперечному згині (трьох точковий згин), величину згинального моменту визначали за формулою:

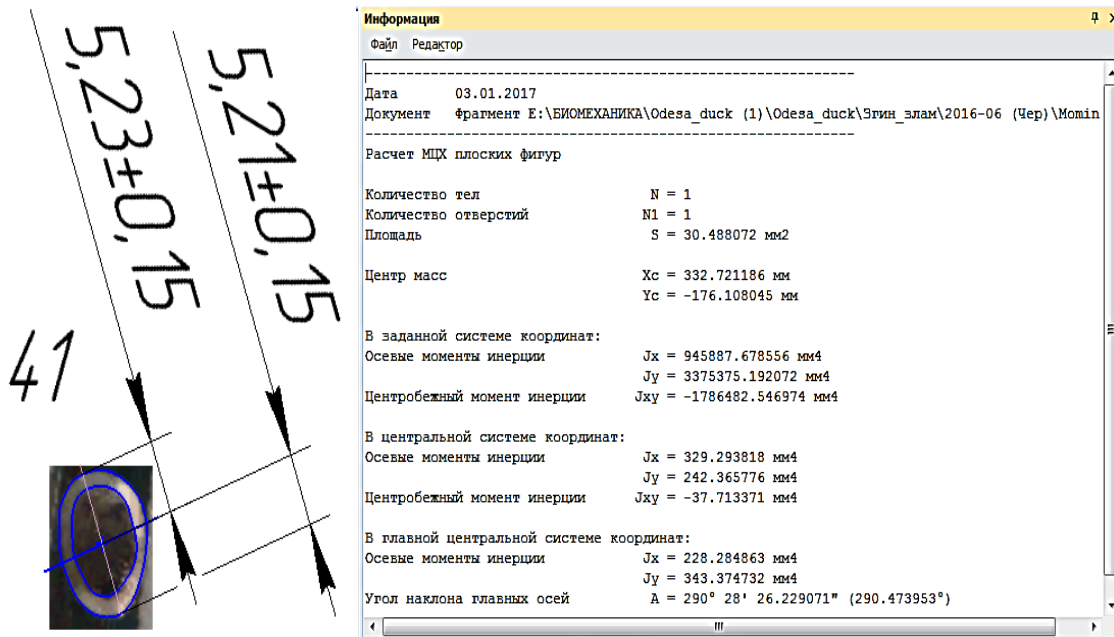
$$M = \frac{F \cdot l}{4}$$

де  $F$  – величина прикладеного зовнішнього навантаження (Н),  $l$  – відстань між опорами (м).

Осьовий момент опору  $W$  кісткового матеріалу визначався шляхом сканування перерізу у місці зламу зразка, з подальшою обробкою зображення у графічній програмі «Компас-3D», де спочатку визначались величини осьових моментів інерції  $I$ , а потім за відомою формулою механіки матеріалів з визначення геометричних характеристик визначалась величина відповідного осьового моменту опору:

$$W = \frac{I}{y_{\max}}$$

де  $I$  – осьовий момент інерції перерізу компактної кістки (м<sup>4</sup>),  $y$  – відстань від центру маси перерізу кістки до найбільш віддаленої точки перерізу уздовж силової лінії (м) (рис. 2) [2].



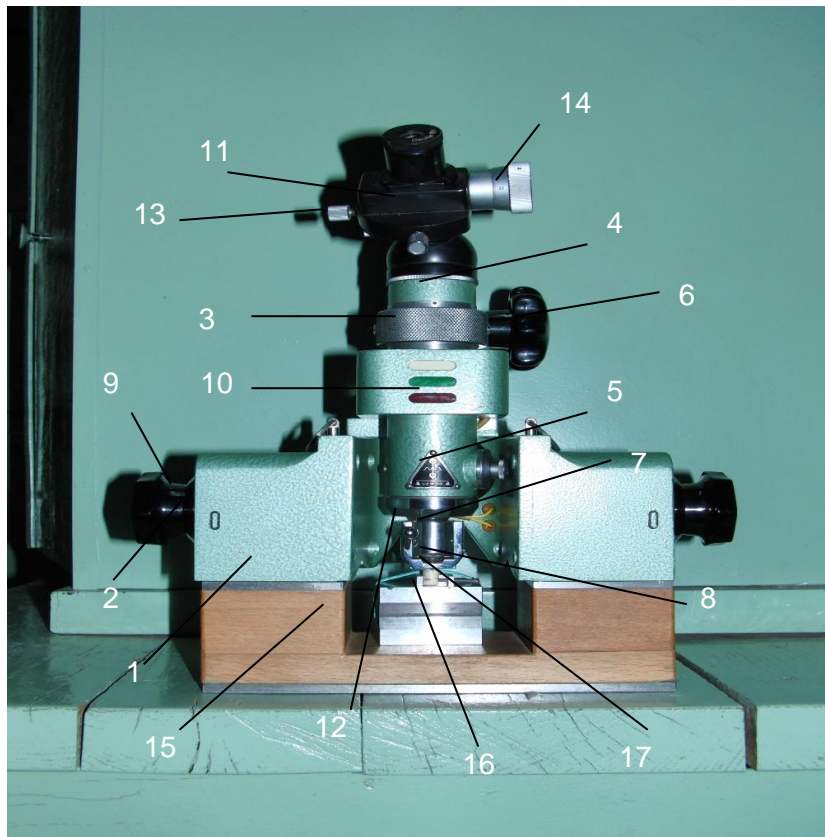
**Рис. 2. Визначення геометричних характеристик перерізу кістки з використанням графічної програми «Компас-3D»**

Мікротвердість досліджувалась в поперечному перерізі діафіза трубчастих кісток з використанням оптичного твердоміра НРО-10 [18] (рис. 3) після випробування на згин за методом Віккерса (ГОСТ 2999-74) [1] при стискаючому зусиллі – 0,437 кг у вибраних 12 точках. Після декількох спроб встановили, що дане навантаження є найбільш доцільним, оскільки деформуванню належить відносно однорідна поверхня тканини. Зменшення відбитка призводить до росту помилки у вимірюванні довжини діагоналі. Кожне вдавлення алмазним інжектором (чотиригранною пірамідкою) проводилось в середині зразка кістки (остеонний шар) та після зняття навантаження F (дорівнювало 30 секундам), вимірювали діагональ відбитка (d), який залишився на поверхні зразка. Число твердості HV (записується без одиниць вимірювання, наприклад: 450 HV) визначалось діленням навантаження в кілограм-силах на площу бокової поверхні одержаного пірамідального відбитка у квадратних міліметрах:

$$HV = 1,8544 \frac{F}{d^2} ;$$

де F – навантаження прикладене до індентора; d – діагональ відбитка.

Отже, кожний з 12 відбитків був отриманий у 30° полі поперечного перерізу трубчастої кістки. При вимірюванні рухались проти годинникової стрілки, починаючи з краніальної поверхні поперечного перерізу трубчастої кістки. Поступово переходячи на медіальну, каудальну та латеральну поверхні (поверхні вибирали згідно анатомічного положення трубчастої кістки у скелеті кінцівок). На кожний досліджуваний період брали по 4 зразки кістки.



**Рис. 3. Твердомір типу НРО-10:**

1 – корпус приладу; 2 – ручки магнітів; 3 – направляючі салазок; 4 – салазки; 5 – тубус; 6 – ручки тубуса; 7 – опорний хомутик; 8 – алмазна пірамідка; 9 – рукоятка хомутика; 10 – світловий індикатор; 11 – спеціальний мікроскоп; 12 – ілюмінатор; 13 – установлені гвинти; 14 – мікрометричний гвинт; 15 – підставний блок; 16 – накладний брусок; 17 – зразок

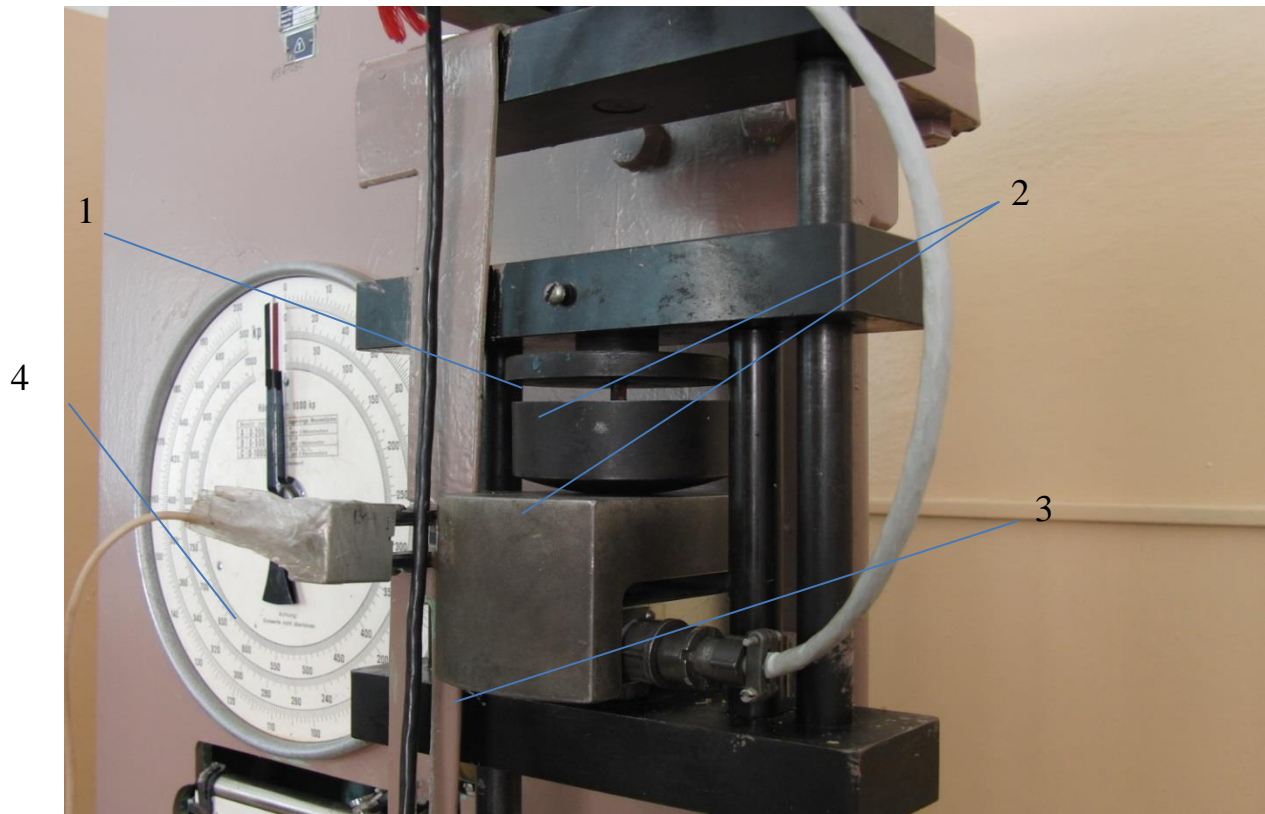
Механічні показники кісткового матеріалу при стиску визначались на випробувальній машині FM-1000 в умовах одноосного стискання (рис. 4). Зразки виготовлялися з таких умов, щоб висота зразка не перевищувала 2 діаметра зразка кістки. Показники міцності оцінювали за класичною формулою опору матеріалів:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

де  $\sigma$  – нормальне напруження (МПа);  $F$  – величина прикладеного зовнішнього навантаження;  $A$  – площа поперечного перерізу кістки (м<sup>2</sup>).

Навантаження на зразку фіксували за допомогою тензодинамометра ДСТ-50, деформацію – за допомогою екстензометра ІМДТ-20.

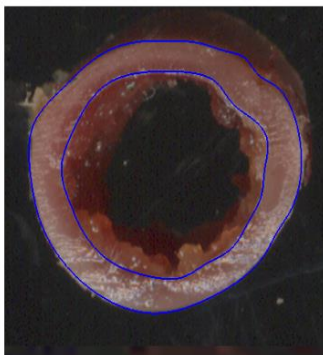
Площу поперечного перерізу кісткового матеріалу визначали шляхом сканування перерізу до випробування і з подальшою обробкою в графічній програмі «Компас-3D» (рис. 5) [2].



**Рис. 4. Загальний вигляд установки FM-1000 для випробування трубчастих кісток на стиснення:**

1 – дослідний зразок; 2 – опори; 3 – тензодинамометр; 4 – екстензометр

17



Информация	
Дата	03.01.2017
Документ	фрагмент E:\БИОМЕХАНИКА\Odesa_duck (1)\Odesa_duck\Стиск\2016-07 (Лип)\Compr.frw
Расчет МЦХ плоских фигур	
Количество тел	N = 1
Количество отверстий	N1 = 1
Площадь	S = 23.433719 мм <sup>2</sup>
Центр масс	Xc = 42.116519 мм Yc = -13.210869 мм
В заданной системе координат:	
Осевые моменты инерции	Jx = 4225.455469 мм <sup>4</sup> Jy = 41755.797954 мм <sup>4</sup>
Центробежный момент инерции	Jxy = -13028.851724 мм <sup>4</sup>
В центральной системе координат:	
Осевые моменты инерции	Jx = 135.637208 мм <sup>4</sup> Jy = 189.041076 мм <sup>4</sup>
Центробежный момент инерции	Jxy = 9.571545 мм <sup>4</sup>
В главной центральной системе координат:	
Осевые моменты инерции	Jx = 133.973534 мм <sup>4</sup> Jy = 190.704751 мм <sup>4</sup>
Угол наклона главных осей	A = 9° 51' 37.202791" (9.860334°)

**Рис. 5. Приклад визначення площі поперечного перерізу кістки у середовищі графічної програми «Компас-3D»**

**Результати досліджень.** З таблиці 1 видно, що не має вірогідної відмінності у межі міцності на згин у трубчастих кістках стилоподію між самкою і самцем.

Таблиця 1

**Динаміка показників межі міцності на згин трубчастих кісток качок кросу «Благоварський» у постнатальному періоді онтогенезу,  $M \pm m$ ,  $n=4$**

№ п/п	Вік, діб	Межа міцності на згин, $\sigma$ (МПа)			
		Плечова кістка		Стегнова кістка	
		♀	♂	♀	♂
1.	30	101,4 ± 11,92	96,1 ± 7,24	<b>145,4 ± 19,12*</b>	128,0 ± 17,83
2.	90	85,4 ± 11,03	<b>75,1 ± 7,74°</b>	<b>164,6 ± 23,02**</b>	<b>124,3 ± 13,78**</b>
3.	196	76,4 ± 7,87	69,4 ± 15,70	<b>189,7 ± 46,54*</b>	<b>181,9 ± 49,60*</b>
4.	268	98,3 ± 16,96	<b>134,3 ± 19,67°°</b>	<b>222,1 ± 34,88***</b>	192,2 ± 80,92

**Примітка:** ° $P > 0,90$ , °° $P > 0,95$  – вірогідна відмінність відносно попереднього віку; \* $P > 0,90$ , \*\* $P > 0,95$ , \*\*\* $P > 0,98$  – вірогідна відмінність між плечовою і стегною кістками.

На 90-у добу постнатального періоду у самців встановлено вірогідне зменшення ( $P > 0,90$ ) межі міцності на згин плечової кістки на 21,85 % відносно попереднього віку, але на 268 добу ми бачимо вірогідне збільшення ( $P > 0,95$ ) даного показника на 93,52 % відносно попереднього віку.

Порівнюючи межу міцності на згин між плечовою і стегною кістками бачимо, що вона вірогідно більше у стегновій кістці у різні вікові періоди в обох статей, а саме: на 30-у добу у самок вірогідно ( $P > 0,90$ ) збільшується на 43,39 %; на 90-у добу у самок і самців ( $P > 0,95$ ) – на 92,74 і 65,51 % відповідно; на 196 добу у самок і самців ( $P > 0,90$ ) – на 148,30 і 162,10 % відповідно; на 268 добу у самок ( $P > 0,98$ ) – на 125,94 %.

Науковими дослідженнями інших учених доказано, що зменшення межі міцності компактної речовини трубчастих кісток спостерігається у відносно дрібних форм тварин, грудні кінцівки яких мають в більшій чи меншій мірі виражену мультифункціональність або частково звільняються від опорних навантажень у процесі локомоції. Межа міцності тазових кінцівок підвищується зі збільшенням статистичних навантажень і спеціалізації кінцівок до локомоторних функцій [3]. Це підтверджується результатами нашого дослідження щодо межі міцності на згин плечової і стегнової кісток.

Встановлено (таблиця 2), що динаміка показників мікротвердості середньої частини діафіза плечової кістки у самок на 268 добу постнатального періоду онтогенезу вірогідно збільшується ( $P > 0,90$ ) на 22,41 % відносно попереднього віку. Проте у самців даний показник у плечовій кістці на 90 добу вірогідно збільшується ( $P > 0,99$ ) на 98,72 % відносно попереднього віку.

Показники мікротвердості середньої частини діафіза стегнової кістки на 90-у добу постнатального періоду вірогідно збільшуються у самок ( $P > 0,99$ ) на 93,64 %, а у самців ( $P > 0,999$ ) – на 82,86 % відносно попереднього віку.

У динаміці показників мікротвердості не спостерігається вірогідної відмінності між самкою і самцем, та плечовою і стегною кістками.



Таблиця 2

Динаміка показників мікротвердості в поперечному перерізі діафіза трубчастих кісток качок кросу «Благоварський» у постнатальному періоді онтогенезу,  $M \pm m$ ,  $n=4$

№ п/п	Вік, діб	Твердість, HV			
		Плечова кістка		Стегнова кістка	
		♀	♂	♀	♂
1.	30	36,4 ± 8,24	46,7 ± 1,57	40,9 ± 8,09	49,6 ± 3,50
2.	90	60,0 ± 13,55	<b>92,8 ± 11,98<sup>oo</sup></b>	<b>79,2 ± 3,65<sup>oo</sup></b>	<b>90,7 ± 5,82<sup>ooo</sup></b>
3.	196	65,6 ± 5,01	77,2 ± 8,37	65,3 ± 10,68	84,4 ± 4,35
4.	268	<b>80,3 ± 5,69<sup>o</sup></b>	82,3 ± 2,94	75,2 ± 7,01	86,1 ± 1,37

Примітка: <sup>o</sup>P>0,90, <sup>oo</sup>P>0,99, <sup>ooo</sup>P>0,999 – вірогідна відмінність відносно попереднього віку

У динаміці показників межі міцності кісткової тканини на стиснення у плечовій кістці у самок на 196-у добу постнатального періоду онтогенезу встановлено вірогідне збільшення ( $P>0,90$ ) даного показника на 30,57 % відносно попереднього віку. Але у стегновій кістці межа міцності у самців на 268-у добу вірогідно збільшується ( $P>0,90$ ) на 40,09 % відносно попереднього віку (таблиця 3).

Таблиця 3

Динаміка показників межі міцності на стиснення трубчастих кісток качок кросу «Благоварський» у постнатальному періоді онтогенезу,  $M \pm m$ ,  $n=4$

№ п/п	Вік, діб	Межа міцності на стиснення, $\sigma$ (МПа)			
		Плечова кістка		Стегнова кістка	
		♀	♂	♀	♂
1.	30	<b>77,8 ± 4,18*</b>	70,3 ± 8,05	53,6 ± 4,77	54,0 ± 9,16
2.	90	68,7 ± 7,01	91,8 ± 14,79	48,8 ± 12,32	71,6 ± 6,36
3.	196	<b>89,7 ± 5,24<sup>o</sup></b>	80,7 ± 10,25	72,6 ± 8,00	67,1 ± 8,84
4.	268	88,6 ± 6,10	76,7 ± 8,06	94,9 ± 18,51	<b>94,0 ± 8,84<sup>o</sup></b>

Примітка: <sup>o</sup>P>0,90 – вірогідна відмінність відносно попереднього віку; \*P>0,99 – вірогідна відмінність між плечовою і стегновою кістками.

Межа міцності середньої частини діафіза плечової кістки, у самок у 30-и добовому віці вірогідно збільшується ( $P>0,99$ ) на 45,15 %, порівняно зі стегновою кісткою. У всі інші вікові періоди не має вірогідної різниці між плечовою і стегновою кістками.

Вірогідної відмінності у динаміці межі міцності у трубчастих кістках стилоподію між самою і самцем, а також у плечовій у самців та стегновій у самок, відносно попереднього віку, не спостерігається.

Зростанням маси і статичних навантажень супроводжується збільшенням межі міцності кісткової тканини при стисненні [3].

#### Висновки та перспективи подальших досліджень.

1. Серед трубчастих кісток стилоподію вірогідно більшу межу міцності на згин має стегнова кістка на 30 добу постнатального періоду онтогенезу у самок ( $145,4 \pm 19,12$  МПа;  $P>0,90$ ), на 90-у – у самок і самців ( $164,6 \pm 23,02$  і  $124,3 \pm 13,78$  МПа;  $P>0,95$  відповідно), на

196 – у самок і самців ( $189,7 \pm 46,54$  і  $181,9 \pm 49,60$  МПа;  $P > 0,90$  відповідно), на 268 – у самок ( $222,1 \pm 34,88$  МПа;  $P > 0,98$ ), порівняно з плечовою кісткою. Межа міцності на згин підвищується з віком зі збільшенням маси тіла, статистичних навантажень і спеціалізації кінцівок до локомоторних функцій.

2. Найбільшу здатність протидіяти руйнуванню у межах трубчастих кісток стилоподію має плечова кістка у самок на 268 добу ( $80,3 \pm 5,69$  НV;  $P > 0,90$ ) і у самців на 90 добу ( $92,8 \pm 11,98$  НV;  $P > 0,99$ ), та стегнова кістка – у самок і самців на 90 добу ( $79,2 \pm 3,65$  і  $90,7 \pm 5,82$  НV;  $P > 0,99$  і  $P > 0,999$  відповідно), відносно попереднього віку.

3. Межа міцності на стиснення середньої частини діафіза у плечовій кістці у самок вірогідно більше на 196 добу ( $89,7 \pm 5,24$  МПа;  $P > 0,90$ ), а у стегновій у самців – на 268 добу ( $94,0 \pm 8,84$  МПа;  $P > 0,90$ ), відносно попереднього віку.

4. Статевий диморфізм за показниками межа міцності на згин і стиснення, та показниками мікротвердості не виражений, як у плечовій, так і стегновій кістках.

У подальшому біомеханічні показники трубчастих кісток стилоподію качок, а саме показники межі міцності на згин і стиснення, та показники мікротвердості компактної кісткової тканини необхідні для підтвердження алометричної залежності їх з вмістом кальцію і фосфору в середній частині діафіза трубчастих кісток стилоподію качок.

## Список літератури:

1. Цурпал І. А. Механіка матеріалів і конструкцій. Лаб. роботи. Навч. посібник для вузів / І. А. Цурпал, С. І. Пастушенко, М. П. Барабан, В. М. Швайко. — К.: Аграрна освіта, 2001. — 272 с.
2. Цурпал І. А. Механіка матеріалів і конструкцій: Навч. посіб. для підгот. бакалаврів у аграр. вищ. навч. закл. II - IV рівнів акредитації з напрямів "Механізація та електрифікація сіл. госп-ва" та "Інженер. механіка" (спец. "Машина та облад. сіл. госп-ва") / І. А. Цурпал. — К. : Вищ. освіта, 2005. — 367 с. — Бібліогр.: с. 360–361. - укр.
3. Мельник К.П., Клыков В.И. Локомоторный аппарат млекопитающих. Вопросы морфологии и биомеханики скелета. — К.: Наукова думка, 1991. — 208 с. — С. 17, 30, 80–82.
4. Гильзен К. К. Удельный вес, упругость и крепость костной ткани / К. К. Гильзен // Изв. СПб. Биол. Лаб. Под ред. ПФ Лесгафта. — 1896. — Вып. 2. — Т.1. — С. 7–32.
5. Акаевский А. И. Анатомия домашних животных / А. И. Акаевский, Ю. Ф. Юдичев, С. Б. Селезнев: под ред. С. Б. Селезнева. — 5-е изд., переработанное и дополненное. — М.: ООО «Аквариум-Принт», 2005. — 640 с. — С. 50 – 57, 637 – 638. — (Практика ветеринарного врача).
6. Смердов В. М. Дослідження твердості кісткової тканини біологічних об'єктів / В. М. Смердов, В. М. Нагаєвич, А. А. Ландар, О. М. Петровський // Вісн. Кременчуцьк. держ. політехн. ун-ту. — 2006. — № 1 (36). — С. 42–44.
7. Ткачук С. А. Біомеханічні критерії видової належності м'яса великої рогатої худоби залежно від віку / С. А. Ткачук // Науковий вісник НУБіП України. Серія: Ветеринарна медицина, якість і безпека продукції тваринництва. — 2013. — №. 188. — С. 179–183.
8. Рудик С.К. Показники твердості довгих трубчастих кісток птахів / С.К. Рудик, С.А. Ткачук // Проблеми зооінженерії та ветеринарної медицини: зб. наук. праць Харківської державної зооветеринарної академії. — 2006. — Вип. 13(38). — Ч. 2. — С. 129–136.
9. Ткачук С. А. Зміни показників твердості довгих кісток кінцівок у постнатальному періоді онтогенезу курчат-бройлерів / С. А. Ткачук // Вісник Державного агроекологічного університету. — 2007. — Т. 2, №. 2(19). — С. 176–181.
10. Ткачук С. А. Постнатальні зміни показників мікротвердості в довгих кістках зейгоподію та автоподію курчат-бройлерів / С. А. Ткачук // Зб. Наук. Праць Луганського національного аграрного університету. Ветеринарні науки. — 2007. — №. 78(101). — С. 621–627.
11. Ткачук С.А. Вікові зміни характеристик опору трубчастих кісток стилоподію в постнатальному періоді онтогенезу курчат-бройлерів / С.А. Ткачук // Науковий вісник Національного аграрного університету. — 2008. — Вип. 127. — С. 308–314.
12. Богданович И. А. Особенности формы поперечных сечений длинных костей тазовой конечности у птиц / И. А. Богданович, В. И. Клыков // Вестник зоологии. — 2011. — Т. 45, № 3. — С. 259–264.
13. Брошко Є. О. Структурні та біомеханічні особливості великого-мілкової кістки деяких наземних хребетних [Електронний ресурс] / Є. О. Брошко // Наук. вісн. Нац. ун-ту біоресурсів і природокористування України. Серія: Ветеринарна медицина, якість і безпека продукції тваринництва. — 2013. — Вип. 188. — С. 72–79. — Режим доступу:

[http://nbuv.gov.ua/j-pdf/nvnau\\_vet\\_2013\\_188\(1\)\\_14.pdf](http://nbuv.gov.ua/j-pdf/nvnau_vet_2013_188(1)_14.pdf).

14. Бурко Л. Д. Морфологическая изменчивость и биомеханические характеристики локомоторных органов птиц: автореф. ...канд. биол. Наук. – Минск, 1995. – 17 с.
15. Богданович И. А. Динамика некоторых биомеханических характеристик костей тазовой конечности у фазана / И. А. Богданович, В. И. Клыков // Вестник зоологии. – 1997. – № 31(3). – С. 50–53.
16. Ткачук С.А. Алометрия моментів інерції трубчастих кісток у постнатальному періоді онтогенезу курчат-бройлерів кросу COBB-500 / С.А. Ткачук // Наукові доповіді Національного університету біоресурсів і природокористування України. – 2008. – № 1(13). – <http://www.nbuv.gov.ua/e-Journals/nd/2008-1/08tsacio.pdf>.
17. Брошко Е. О. Некоторые структурно-биомеханические особенности длинных костей конечностей прсмыкающихся и млекопитающих / Е. О. Брошко // Ученые записки национального университета им. В. И. Вернадского. Серия «Биология, химия» – 2014. – Т. 27(66), № 1. – С. 12–23.
18. Патент України на корисну модель № 45223 Спосіб оцінки інтегрального стану остеонного шару компактної кісткової тканини шляхом вимірювання мікротвердості в середині діафіза кісток кінцівок свійської птиці в постнатальному періоді онтогенезу / С.А. Ткачук // № 45223, А61В 5/103 UA; заявл.16.06.2009; опубл. 26.10.2009. Бюл. № 20. – 4 с.

**Биомеханические показатели трубчатых костей стилоподия уток кросса «Благоварский» в постнатальном периоде онтогенеза.**

**Пасниченко А. С., Ткачук С. А.**

Проведено исследование трубчатых костей стилоподия на определение биомеханических показателей, а именно границы прочности при различных видах деформации (изгиб и сжатие) и показателей микротвердости в поперечном сечении диафиза плечевой и бедренной костей уток кросса «Благоварский» в возрасте 30, 90, 196 и 268 дней постнатальном периоде онтогенеза. Установлено, что границы прочности на изгиб достоверно больше в бедренной кости на 30-й день у самок ( $P > 0,90$ ), на 90-й и 196-й – у самок и самцов ( $P > 0,95$  и  $P > 0,90$ ), на 268-й – у самок ( $P > 0,98$ ), по сравнению с плечевой. В пределах поперечного сечения диафиза трубчатых костей стилоподия наблюдается тенденция к увеличению способности противостоять разрушению или твердости плечевой кости у самок на 268-й дней ( $P > 0,90$ ) и у самцов на 90-й день ( $P > 0,99$ ) постнатального периода онтогенеза. Наибольшая граница прочности на сжатие средней части диафиза трубчатых костей наблюдается в плечевой кости у самок на 196-й день ( $P > 0,90$ ), а в бедренной у самцов на 268-й день ( $P > 0,90$ ) постнатального периода онтогенеза.

**Ключевые слова:** утка, плечевая кость, бедренная кость, граница прочности, изгиб, сжатие, микротвердость.

**Biomechanical indices of stylopodium bones of cross "Blahovarskiy" ducks in postnatal ontogenesis period.**

**Pasnichenko A. S., Tkachuk S. A.**

A study of stylopodium bones to determine the biomechanical parameters such as tensile strength in different types of deformation (bending and compression) and microhardness indices in cross-section diaphysis of humerus and femur in cross "Blahovarskiy" ducks aged 30, 90, 196 and 268 days of postnatal ontogenesis period has been carried out. It has been established that the tensile strength for the bend is significantly more in femur on the 30th day in females ( $P > 0,90$ ), on the 90th and 196th – in females and in males ( $P > 0,95$  and  $P > 0,90$ ), on the 268th – in females ( $P > 0,98$ ), as compared to the humerus. Within the cross-section of diaphysis of long bones of stylopodium has the tendency to increase the ability to resist fracture or hardness of the humerus in females on the 268th day ( $P > 0,90$ ) and in males on the 90th day ( $P > 0,99$ ) in postnatal ontogenesis period. The greatest strength compression of the middle part of the diaphysis of long bones in the humerus has been observed in females on the 196th day ( $P > 0,90$ ), and in the femur in males – on the 268th day ( $P > 0,90$ ) of postnatal ontogenesis period.

**Key words:** duck, humerus, femur, tensile strength, bending, compression, microhardness.