

УДК: 611.71:54.03

© Кутя С.А., Ліскевич Р.В., Столоногов О.О., 2011

МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КІСТОК ЩУРІВ Кутя С.А., Ліскевич Р.В., Столоногов О.О.

ДУ «Кримський державний медичний університет імені С.І. Георгієвського»

Кутя С.А., Ліскевич Р.В., Столоногов О.О. Методика дослідження біомеханічних властивостей кісток щурів // Український морфологічний альманах. – 2011. – Том 9, № 2. – С. 41-42.

У статті викладено методику дослідження біомеханічних властивостей кісток щурів, а саме, опис пристрою для навантаження кісток, побудова діаграми навантаження за допомогою програми Advanced Grapher, наведені формули для розрахунку основних параметрів при дослідженні кісток на стиснення.

Ключові слова: біомеханічні властивості кістки, методика дослідження.

Кутя С.А., Ліскевич Р.В., Столоногов О.О. Методика исследования биомеханических свойств костей крыс // Украинский морфологический альманах. – 2011. – Том 9, № 2. – С. 41-42.

В статье изложена методика исследования биомеханических свойств костей крыс, а именно, описание устройства для нагружения костей, построение диаграммы нагружения с помощью программы Advanced Grapher, приведены формулы для расчета основных параметров при исследовании костей на сжатие.

Ключевые слова: биомеханические свойства кости, методика исследования.

Kuty S.A., Liskevitch R.V., Stolonogov A.O. Method of investigation of biomechanical properties of rat's bones // Украинский морфологический альманах. – 2011. – Том 9, № 2. – С. 41-42.

Method of investigation of biomechanical properties of rat's bones is set forth in article, notably, loading fixture is described, procedure of construction of stress-strain curve by program Advanced Grapher is described, and formulas of determination of basic parameters (when compression deformation) are given.

Key words: biomechanical properties of bone, method of investigation.

Структура матеріалу є головним чинником, що визначає його механічні властивості та характер процесу руйнування. Більшість біологічних тканин є анізотропними композитними матеріалами, утвореними об'ємним поєднанням хімічно різнорідних компонентів. Склад кожного типу тканини формується в процесі еволюції та залежить від функцій, які вона виконує. Не є виключенням й кісткова тканина, що є основним компонентом кісток [1].

Головна функція кісток в організмі людини і тварин полягає в забезпеченні необхідних міцносних характеристик тіла або особини, як цілого, так і окремих органів при статичних та динамічних навантаженнях. Механічні властивості кісткової тканини визначаються як її складом, так і особливостями структурної організації. Вся архітектоніка кісткової тканини ідеально відповідає опорній функції скелета, орієнтація кісткових трабекул паралельна лініям основних напружень, що дозволяє кістці витримувати великі механічні навантаження. Запас механічної міцності кістки вельми значний й помітно перевищує навантаження, з якими вона зустрічається в звичних життєвих умовах.

Враховуючи вищесказане, метою наукових досліджень, які присвячені вивченню впливу екоантропогенних факторів на структуру кісток, в кінцевому підсумку, повинне бути визначення їх біомеханічних характеристик. Основними з них є наступні. Міцністю тіла називають його здатність чинити опір руйнуванню під дією зовнішніх сил (навантажень). Зміни форми і/або розмірів тіла під дією зовнішніх сил називають деформацією. Жорсткість визначають як здатність матеріалу чинити опір деформації; пружність - здатність тіла відновлювати первинні розміри після зняття навантаження; пластичність - здатність матеріалу одержувати великі залишкові деформації без руйнування та зберігати їх після зняття навантаження [1].

Основними видами деформації є розтягнення-стиснення, згин, зсув та скручування. В результаті аналізу літературних джерел нами зроблений висновок, що перевага в медико-біологічних дослідженнях віддається механічному навантаженню на згин та стиснення. Це пов'язано з найвірогіднішим прикладанням подібного навантаження в реальних умовах.

Для вимірювання механічної міцності кісток на-

ми був сконструйований пристрій, який дозволяє проведення випробування кістки як на згин, так і стиснення.

Схема пристрою представлена на кресленні (рис.1).

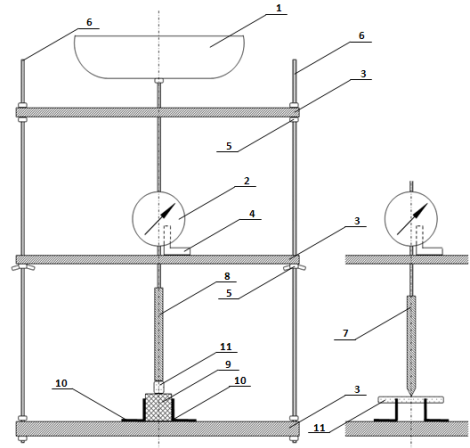


Рис. 1. Схема пристрою для випробування кісток на згин та стиснення.

Даний пристрій сконструйовано на основі вимірника годинникового типу ИЧ-1, за допомогою якого визначається величина деформації твердого тіла при дозованому ваговому навантаженні (в нашому випадку плечової кістки, якщо проводиться випробування її міцності на згин, та хребців щурів - на стиснення). Ємкість для розміщення еталонів маси-1 (далі еталони) знаходиться безпосередньо над досліджуваною кісткою, що виключає різного характеру важелі й шарнірні конструкції, завдяки чому уся маса навантаження передається безпосередньо на кістку по вертикальній вісі, шляхом з'єднання ємкості з вимірником годинникового типу-2 за допомогою верхньої частини вісі останнього. В свою чергу вимірник годинникового типу ИЧ-1 закріплений на платформі-3 за допомогою стійки індикатору-4. Горизонтальний рівень даної платформи піддається регулюванню шляхом переміщення гайок-5 на опірних вісях-6, встановлених в чотирьох точках. До нижньої частини вісі вимірника годинникового типу кріпиться одна з насадок в залеж-

ності від того у якому режимі необхідно здійснити деформацію біооб'єкту (на згин використовується гострокінцева насадка-7, а на стиснення зразку – тупокінцева-8). Досліджуваний зразок встановлюється на робочу поверхню-9 (у дослідах в режимі «на стиснення»), котра щільно закріплена на нижній пластині за допомогою двох стійок-10, які також використовуються для здійснення дослідів з деформації зразків (у режимі «на згин»). Опірні вісі проходять наскрізь усі три пластини, при цьому фіксуючись нерухомо з верхньою і нижньою пластинною гайками, а з середньої пластинною рухомо, для регулювання рівня даної платформи, що є невід'ємною частиною пристрою через специфічні особливості кожного досліджуваного зразку-11. Збільшена вага опорної металеві пластини, з прикріпленою до неї робочої поверхні, забезпечує зміщення центру тяжіння вниз, що надає більшу стійкість усій конструкції.

Пристрій використовують у такий спосіб. Кість встановлюється на робочу поверхню, загвинчується відповідна насадка (з плоскою поверхнею навантаження для дослідження на стиснення і у вигляді п'яльотини з товщиною навантажуючої поверхні 1 мм при згині), шкала вимірника годинникового типу встановлюється на 0 мкм.

Після чого з певною частотою поміщають еталони в ємкість, відзначаючи їх кількість при деформації кістки на 1 мкм. Ця процедура триває до моменту руйнування кістки. На наступному етапі відбувається побудова діаграми навантаження, яка є графіком залежності величини навантаження (Н), що надається на кістку по осі ординат, та величини її деформації (мкм) по осі абсцис. Це зручно здійснити за допомогою комп'ютерної програми Advanced Grapher 2.11 і вживанням її спеціальної функції «Сглаживание». Після цього будувється другий лінійний графік на базі даних основного від початку навантаження до місця різкого збільшення деформації (приблизно крапка межі пружної деформації), що допомагає в обчисленні параметрів (остання крапка перетинання основного графіка з лінійним і є межа пружної деформації) (рис. 2).

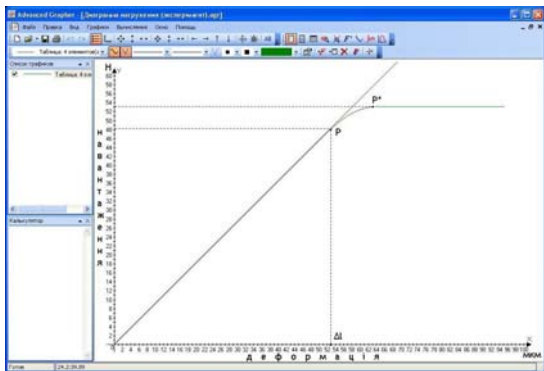


Рис. 2. Типова діаграма навантаження, побудована в середі програми Advanced Grapher

За допомогою цієї діаграми здійснюється розрахунок основних показників біомеханічних властивостей кісток. Процедура обчислювання параметрів міцності кісток при випробуванні трубчастих кісток на згин детально описана у статті В.Г. Ковешникова та В.И. Лузина [2]. В нашій роботі буде наведена процедура визначення міцносних характеристик хребців на стиснення. Представляє інтерес визначення біомеханічних характеристик хребців як констру-

кції та як матеріалу. Хоча це розділення має досить відносний сенс зважаючи на те, кісткова речовина є багаторівневою структурою в якій кожний більш високий рівень можна розглядати як конструкцію по відношенню до більш низького.

Параметри, що характеризують хребець як конструкцію:

1. Несна здатність (P^* , Н) відображає загальний опір хребця дії навантаження. Її вимірювання треба здійснювати по точці максимального підйому діаграми навантаження (рис. 2) [3].

2. Жорсткість (f , Н/мкм) розраховується за формулою:

$$f = \frac{P}{\varepsilon} \quad [3],$$

де P – межа пропорціональності, а ε – відносна пружна деформація. Вона розраховується за формулою:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l},$$

де Δl – межа пружної деформації, а l – висота тіла хребця. Навантаження, що відповідає межі пружної деформації (межа пропорціональності, P) на діаграмі є останньою точкою відхилення основного графіка або перетинання графіку з крайнім типом регресії з лінійним. Межа пружної деформації – це величина деформації, що відповідає межі пропорціональності.

Параметри, що характеризують хребець як матеріал:

1. Межа міцності (σ , Н/мкм²) демонструє яка доля руйнівної навантаги припадає на одиницю площі верхньої кінцевої пластинки хребця. Цей параметр розраховується за формулою:

$$\sigma = \frac{P^*}{S} \quad [3],$$

де S – площа краніальної кінцевої пластинки. Зважаючи на те, що її форма наближається до еліпсу, формула для розрахунку її площі має наступний вигляд:

$$S = \pi \cdot \frac{a}{2} \cdot \frac{b}{2},$$

де a – більший діаметр, b – менший діаметр.

2. Модуль пружності (E , Н/мкм²) характеризує опір кісткової тканини хребця пружній деформації при навантаженні. Він розраховується за формулою:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad [3].$$

Комплекс цих параметрів дозволяє отримати цілісну уяву про механічні властивості хребця з метою їх обліку у визначенні механізму опору хребтового стовпа до дії навантажень.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Дубровський В.И. Биомеханика / В.И. Дубровський, В.Н. Федорова. – М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2004. – 672 с.
2. Ковешников В.Г. Биомеханические методы исследования в функциональной морфологии трубчатых костей / В.Г. Ковешников, В.И. Лузин // Укр. морф. альм. – 2003. – Т.1, №2. – С. 46 – 51.
3. Ступаков Г.П. Костная система и невесомость / Г.П. Ступаков, А.И. Воложин. — М. : Наука, 1989. — 184 с. — (Проблемы космической биологии; Т. 63).

Надійшла 17.12.2010 р.

Рецензент: проф. В.І.Лузін