

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ

НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ

УКРАЇНСЬКИЙ МОРФОЛОГІЧНИЙ АЛЬМАНАХ

Заснований у 2003 році



Том 8

3

Луганський державний медичний університет – 2010

Науменко А.Ю., Погребной О.В., Винник А.А. Рентгеноморфометрические характеристики дистального эпиметафиза лучевой кости при переломах в классическом месте	9
Плеханова К.А., Мостовой С.О., Пикалюк В.С., Белкина Ю.В. Адаптивные возможности регенераторов нижних челюстей нелинейных белых крыс 1 и 4 поколения, родившихся от самок, подверженных свинцовой интоксикации, и испытывавших на протяжении всей жизни отравление ацетатом свинца в дозе 100 мг/кг	98
Погорелов М.В. Біомеханічні властивості травмованих кісток щурів різного віку в умовах гіпоосмолярної гіпергдрії	104
Попандоуло А.Г., Буше В.В., Оксимец В.М. Приоритетные клеточные пулы, участвующие в остеорепарации при различной интенсивности травмирующего агента	108
Попандоуло А. Г., Оберемко А. В., Оксимец В. М. Використання біоматеріалу «остеоматрикс» для створення остеогеніторного трансплантата	111
Прозоровский Д.В. Оценка результатов хирургического лечения деформаций переднего отдела стопы	114
Прочан В.Н. Функциональное состояние проксимального эпифизарного хряща плечевой кости у белых крыс различного возраста при нанесении дырчатого дефекта большеберцовой кости	117
Родіонова Н.В., Нестеренко О.М., Дзюбенко Н.В. Особливості колонієутворення та диференціювання стромальних клітин кісткового мозку щурів за умов in vitro при моделюванні мікрогравітації	122
Рой І.В., Калашніков А.В., Машик В.Д. Реабілітація хворих із діафізарними переломами кісток гомілки після блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу	125
Романюк А.М., Кузенко Є.В. Зміни мікроелементного складу емалі щурів в умовах модельованого мікроелементозу	128
Салютів Р.В. Гістологічні та імунохімічні особливості диференціювання гемопоетичних стовбурових клітин фетальної печінки за різних умов експериментальної клітинної трансплантації	129
Сікора В.З., Погорелов М.В., Ткач Г.Ф., Бумейстер В.І., Пришляк А.М. Біохімічні показники крові щурів різного віку до і після остеотомії за умов гіпоосмолярної гіпергдратації	133
Соколова И.И., Томилина Т.В., Воропаева А.В., Скидан К.В., Герман С.И. Клинические результаты применения стимулятора репаративного остеогенеза в комплексном лечении генерализованного пародонтита	137
Стрий В.В., Лузин В.И. Фазовый состав минералов тазовой кости при имплантации в большеберцовую кость биогенного гидроксиапатита, насыщенного медью	139
Тополенко Т.А. Морфофункціональні особливості формування сім'яних каналців щурів після введення жіночих статевих гормонів у другому та третьому періодах вагітності	142
Траверсе Г.М., Зюзина А.С., Аудченко Т.Н. Физическое развитие преждевременно родившихся детей на первом году жизни в зависимости от обогащения рациона питания матери йодом в период кормления грудью	145
Філіпчук В. В Диференційоване застосування доступів для усунення феморо-ацетабулярного конфлікту резекційною остеохондропластикою	148
Черкасов В.Г., Дзевульська І.В., Ковальчук О.І. Стан гемомікроциркуляторного русла слизової оболонки шлунка щурів під дією метилтретбутилового ефіру	149
Шевченко В.Т., Гончарова А.Д. Состояние нормальной микрофлоры слизистых зева и носа у детей с болезнью Легг-Кальве-Пертеса	153
Шерстюк О.А., Свиницкая Н.А., Пилогин А.В. Исследование стромы, паренхимы и их взаимоотношений в малых слюнных железах человека	156
Шимон В.М., Василянєв М.М., Палінкаш А.М., Голубка І.М., Петейчук В.В. Вертебропластика при пухлинах тіл хребців	158
Шимон В.М., Гайович В.І., Пічкач І.Й., Ламбрух І.М., Матічін Ю.М., Гелета М.М., Пушкаш І.І. Діагностика та лікування проникаючих переломів тіл грудних і поперекових хребців	160
Шимон В.М., Пічкач І.Й., Пантьо В.І. Лазерна вапоризація міжхребцевих дисків на кількох рівнях	162
Шимон В.М., Шерегії А.А. Диференційований підхід до остеогенної активності трансплантованих клітин кісткового мозку в дефект стегнової кістки щурів різного віку	164
КОРОТКІ ПОВІДОМЛЕННЯ	
Андреева И. В., Федченко С. Н. Анатомическая изменчивость толщины костей свода черепа человека	166
Астраханцев Д.А., Соляная М.В., Морозов В.Н., Голубков П.Э. Минерализация нижней челюсти белых крыс при имплантации в большеберцовую кость биогенного гидроксиапатита	166
Баскевич О.В., Левіцький В.А. Морфометричні показники складових частин ниркових тілець у щурів різного віку в нормі	167
Белокобыльская Д.В. Изменения микрогемодинамики под влиянием атоксил и кверцетина в лечении больных пептической язвой двенадцатиперстной кишки в сочетании с гипертонической болезнью	168

УДК 611.018.4:577.118
© Погорелов М.В., 2010

БИОМЕХАНИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ТРАВМОВАНИХ КІСТОК ЩУРІВ РІЗНОГО ВІКУ В УМОВАХ ГІПООСМОЛЯРНОЇ ГІПЕРГІДРІЇ

Погорелов М.В.

Медичний інститут Сумського державного університету

Погорелов М.В. Біомеханічні властивості травмованих кісток щурів різного віку в умовах гіпоосмолярної гіпергідрії // Український морфологічний альманах. – 2010. – Том 8, №3. – С. 104-107.

В роботі проведено вивчення механічних властивостей травмованих кісток щурів молодого, зрілого та старечого віку на макро- та мікроструктурному рівнях. Отримані дані свідчать про значне зниження всіх тривісних показників, ступінь змін яких має залежність як від віку так і від ступеню порушення водно-сольового обміну.

Ключові слова: Репаративний остеогенез, довгі кістки, міцність, мікротвердість.

Погорелов М.В. Биомеханические свойства травмированных костей крыс разного возраста в условиях гипоосмолярной гипергидрии // Український морфологічний альманах. – 2010. – Том 8, №3. – С. 104-107.

В работе проведено изучение механических свойств травмированных костей крыс молодого, зрелого и старческого возраста на макро- и микроструктурном уровнях. Полученные данные свидетельствуют о значительном снижении всех прочностных показателей, степень изменения которых зависит как от возраста так и от степени нарушения водно-солевого обмена.

Ключевые слова: Репаративный остеогенез, длинные кости, прочность, микротвердость

Pogorelov M.V. Biomechanical properties of the different age rats' bone after the trauma and hypoosmolarity overhydria // Український морфологічний альманах. – 2010. – Том 8, №3. – С. 104-107.

In this article has been studied the mechanical properties of the long bone of young, adult and old rats in macro and microscopic levels. The dates shown a high level of mechanical properties decrease wich depends on age and level of the aqua-salts disorders.

Key words: Repair osteogenesis, long bones, mechanical properties, microhardnes.

Вступ. Фундаментальною властивістю кісткової тканини є її тривкість, яка забезпечує цілісність кісток при різних видах фізичних навантажень. Із біомеханічних позицій кістка – це матеріал, що працює в основному на спільсь-розтягнення та на згин. Крім того, в скелеті бажане поєднання тривкості з низькою масою. Тому задача пошуку максимальної тривкості при двох режими роботи доволі важка. Причиною високої тривкості кісток пояснюється їх композиційною будовою, тобто поєднанням в їх структурі різних речовин (еластичного колагену та міцного анатиту кальцію), що забезпечує одночасно високу тривкість та еластичність [17].

Показники тривкості на розрив та стиснення характеризують міцність на рівні кістки як органу, що включає в себе не тільки кісткову тканину але й окістя, судини тощо. Для того щоб оцінити тканинний та мікроструктурний рівень тривкості досліджуваних зразків в нашій роботі проводили визначення мікротвердості кісткової тканини. Метод визначення мікротвердості використовується для оцінки твердості малих об'єктів матеріалу та фактично є різновидом методу Віккерса (HV) і відрізняється від нього тільки використанням менших навантажень та відповідно меншим розміром вдавлювача. Головна його цінність полягає в можливості оцінки твердості різних фаз та структурних компонентів матеріалу, що неможливо при використанні інших методів [12, 15].

Матеріали та методи досліджень. В експерименті було задіяно 144 білих лабораторних щурів самців трьох вікових груп – молоді, зрілі та старечого віку. Тварини були розділені на 2 серії – контрольну (36 особин) та експериментальну (118 щурів). Всім щурам наносився діафізарний дефект середньої третини великогомілкової кістки стоматологічним бором діаметром 2 мм. Експериментальній серії тварин перед нанесенням дефекту моделювали гіпоосмолярну гіпергідратацію різного ступеню важкості [8]. Щурів виводили з експерименту через 15 та 24 доби після нанесення травми, що відповідає

останнім стадіям регенерації за Корж Н.А. та Дєлук Н.В. [4].

Розрахунки тривкості проводили на 24 добу після травми та виражали у наступних параметрах: поздовжня сила руйнації зразка (кгс), межа міцності (кгс/мм²), модуль Юнга (Па) та жорсткість поперечного перетину (Н) [5; 17].

Межа міцності кісток на розрив та спільсь згідно закону Гука визначається за формулою:

$$\sigma = \frac{P}{S}$$

де σ - напруження при якій руйнується кістка кгс/мм², P - сила, що призвела до руйнування кістки в кгс; S - площа поперечного перетину кістки в мм².

Модуль Юнга - характеризує жорсткість кістки, тобто її здатність протидіяти пружній деформації розтягнення, стиснення. Виходячи з закону Гука – механічна напруження, що виникає в пружно-деформаційному тілі прямо пропорційна відносній деформації:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

де E - модуль Юнга, ε - відносна деформація кістки. Відносна деформація кістки –

$$\varepsilon = \frac{\Delta \ell}{\ell}$$

де $\Delta \ell$ - абсолютна деформація яка вимірюється експериментально. Таким чином модуль Юнга визначається за формулою:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{P}{S} \cdot \frac{\ell}{\Delta \ell} \text{ (кгс/мм}^2\text{)}$$

Жорсткість поперечного перетину кістки (кгс) визначався за формулою: $E \cdot S$, де E - модуль Юнга (кгс/мм²), S - площа поперечного перетину кістки (мм²).

Вивчення мікротвердості проводили на приборі ПМТ-3 на 15 та 24 добу після травми [11]. Перед проведенням дослідження поверхню кістки зашліфували та фіксували зразок на металевому столику за допомогою епоксидних смол. Визначення числа твердості проводили в місці травми та

на поверхні материнської кістки на віддалені 10 мм від місця травми. Для визначення мікротвердості в досліджуваній зразок під дією навантаження Р вдавлюється алмазна піраміда. В наших дослідах величина навантаження складала 0,1 кгс. Після дії навантаження на поверхні зразка залишається відбиток у вигляді піраміди з квадратною основою. Для визначення числа твердості Н (кгс/мм²) навантаження Р ділять на умовну площу бічної поверхні відбитка [9]:

$$HV = 18544 \left(\frac{P}{d^2} \right),$$

де Р – навантаження на піраміду, d – діагональ відбитка.

Отримані цифрові дані оброблялися статистично на персональному комп'ютері з використанням пакета прикладних програм [2]. Достовірність розходження експериментальних і контрольних даних оцінювали з використанням критерію Стьюдента, достовірною вважали ймовірність помилки менше 5% ($p \leq 0,05$).

З метою виявлення факту й ступеня впливу контрольованих факторів (ступінь гіпергідрататії і вік тварин) на результуючі ознаки провели двухфакторний дисперсійний аналіз [6, 7].

Результати та їх обговорення. В контрольній серії за наявності гістологічного відновлення структури кістки через 24 доби її тривкість залишається меншою, ніж у нетравмованої тканини, що може пояснюватися незавершеним ремоделюванням, яке закінчується через 12-18 місяців під впливом діючих реальних фізичних навантажень. В останній строк спостереження межа міцності на розтягнення складала відповідно віку $4,06 \pm 0,03$ кг/мм², $5,17 \pm 0,06$ кг/мм² та $3,77 \pm 0,03$ кг/мм². Через 24 доби після перелому межа тривкості на стиснення складала відповідно віку

$21,80 \pm 0,08$ кг/мм², $16,84 \pm 0,11$ кг/мм² та $8,92 \pm 0,05$ кг/мм².

Звертає на себе увагу також вікові особливості тривкісних характеристик кісток, що виявляються у значному зменшенні всіх досліджуваних показників у щурів старечого віку. Це можна пояснити зменшенням вмісту апатиту в матриці та незавершеним утворенням колагенових волокон, що відіграють значну роль у формуванні міцності кісткової тканини. Зміна мінеральної щільності та остеопоротичні зміни також можуть відігравати велику роль у зменшенні тривкісних параметрів кісток у сніальному віці [16].

В умовах гіпергідрататії організму відбувається зменшення тривкісних властивостей досліджуваних кісток. Як видно з графіку (рис. 1) межа тривкості на розтягнення і стиснення та модуль Юнга в умовах гіпергідратії легкого ступеню змінюються не достовірно. Середній ступінь гіпергідрататії не викликає змін тривкості на розтягнення в той час як показники міцності на стиснення зменшуються на 10,10% ($p \leq 0,05$) та 10,21% ($p \leq 0,05$). Далі ступінь гіпергідратії патоміє призводить до значного зменшення тривкості на розтягнення та стиснення у щурів старечого віку. За умов середнього ступеню гіпергідрататії межа міцності та модуль Юнга на розтягнення та стиснення зменшуються достовірно в усіх вікових групах. Різниця з контролем складає при цьому від 8,90% ($p \leq 0,05$) до 17,96% ($p \leq 0,01$). При важкому ступеню порушень водно-сольового балансу відбувається значне зменшення досліджуваних показників. Так межа міцності на розтягнення зменшується відповідно віку на 17,86% ($p \leq 0,01$), 13,82% ($p \leq 0,05$) та 19,32% ($p \leq 0,01$), різниця з контролем для даного показника при стисненні складала відповідно 19,78% ($p \leq 0,01$), 20,51% ($p \leq 0,01$) та 20,78% ($p \leq 0,01$).

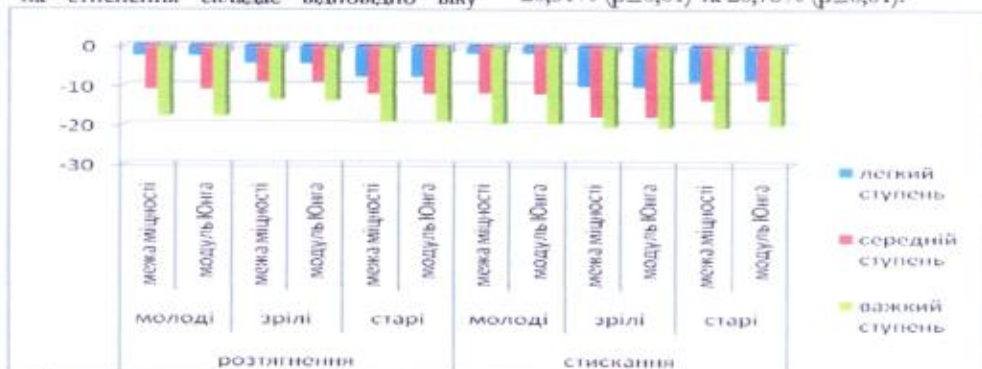


Рисунок 1. Показники тривкості травмованих кісток щурів експериментальної серії через 24 доби після нанесення травми.

Більш значні зміни спостерігаються при вивченні показників тривкості на стиснення. При цьому слід зауважити, що міцність на розтягнення залежить від еластичності кісткової тканини і обумовлюється її організаційною складовою, тобто особливостями будови та архітектоніки колагенових волокон, в той час як міцність на стиснення має залежність від мінеральної щільності кісткової тканини [13, 14]. Таким чином більш значне зменшення тривкості на стиснення вказує на недостатню мінералізацію новоутвореного матриксу та зменшення мінеральної щільності материнської кістки. В той же час еластична складова кістки також піддається патологічним змінам, про що свідчать значне падіння тривкості на розтягнення.

Двухфакторний дисперсійний аналіз показав рі-

зноспрямований вплив контрольованих факторів на досліджувані показники тривкості (рис. 2). Як видно з графіку, межа тривкості на стиснення має виражену залежність від віку тварин (сила дії фактору – 54,23%), в той час як фактор ступеню гіпергідратії та взаємодії чинників складають лише 24,23% та 17,95%. В той же час фактори віку та ступеню гіпергідратії мають майже однакову силу впливу на зміни межі тривкості на розрив – 35,12% та 38,31% відповідно. Сила впливу взаємодії контрольованих факторів при цьому складає 21,34%. Вплив факторів впливу на зміни величини модулю Юнга майже однаковий і складає для віку 13,32% та 21,12%, для ступеню гіпергідратії – 67,23% і 54,86% і для взаємодії чинників – 16,54% та 23,03%. Порівнюючи отримані результати

з даними літератури, слід зауважити, що подібна тенденція залежності тривкісних характеристик спостерігається в роботах Сікори В.З. та Бумейстер В.І. при вивченні міцності травмованих кісток при різних ви-

дах легідратації організму [1]. Зважаючи на це можна стверджувати про універсальні механізми порушення репаративного остеогенезу при різних видах порушень водно-сольового балансу.

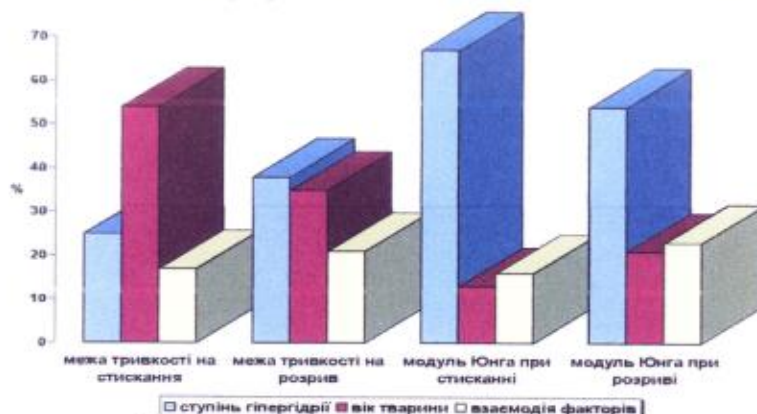


Рисунок 2. Результати двофакторного дисперсійного аналізу впливу контрольованих факторів на показники тривкості великогомакових кісток експериментальної серії тварин в різні строки репаративної регенерації.

У тварин контрольної серії через 15 днів після нанесення травми в місці дефекту відбувається формування молодшої незрілої кісткової тканини та остеоїда, які мають низьку мінеральну щільність [3]. Незначна мінералізація та наявність органічної складової обумовлюють виникнення глибокого відлунку піраміди під час дослідження, діагональ якої дорівнює від 0,089 мм та 0,081 мм у молодих та зрілих шурів до 0,091 мм у тварин старечого віку (число твердості – 23,42±0,05 кгс/мм², 28,26±0,11 кгс/мм² та 22,39±0,07 кгс/мм² відповідно). Через 24 доби після травми відбувається зростання числа твердості яке складає відповідно віку 36,78±0,12 кгс/мм², 38,94±0,08 кгс/мм² та 41,30±0,06 кгс/мм². Слід зауважити значне зменшення твердості у шурів старечого віку, що є показником функціональної неспроможності новоутвореної тканини в даній віковій групі і корелює з дослідженнями Peter X. Ma та співавторів [18].

На віддалених від дефекту ділянках також спостерігаються значні зміни мікротвердості досліджуваних кісток. Зниження твердості відбувається через 15 днів після травми і поглиблюється на 24 доби, що відповідає початку інтенсивної мінералізації та корелює з результатами досліджень репаративного остеогенезу методом РЕММА. Число твердості через 15 днів після травми 160,41±0,46 кгс/мм² у молодих шурів, 206,04±0,75 кгс/мм² – у зрілих і 151,37±0,32 кгс/мм² – у старих. Через 24 доби показник твердості струму зменшується і дорівнює відповідно віку 100,29±0,38 кгс/мм², 110,31±0,19 кгс/мм² та 128,42±0,29 кгс/мм². Значні відмінності у показниках твердості кістки на віддалені від дефекту пояснюються зміною вмісту кальцію та фосфору в цих ділянках та вказують на значну роль мінерального компонента у формуванні мікротвердості. Слід відмітити стрімкий рівень падіння твердості у молодих і зрілих тварин і незначні зміни показника у шурів старечого віку. За даними багатьох авторів, обмінні процеси в кістковій тканині в цілому і в регенерації зокрема значно змінюються з віком, що може бути причиною даного феномену [10]. З іншого боку, отримані дані корелюють з результатами РЕММА про незначну реакцію кальцію та фосфору на віддалених ділянках кістки у тварин старечого віку.

Гіпоосмолярна гіпергідрія легкого ступеню не викликає достовірних змін числа твердості як в дефекті, так і на віддалених ділянках травмованих кісток у молодих та зрілих тварин. Різниця з контролем у

шурів старечого віку складає в дефекті 8,65% ($p \leq 0,05$) і на віддалених ділянках кістки 6,54% ($p \leq 0,05$) через 15 днів після травми. Через 24 доби різниця з контролем складає відповідно 7,68% ($p \leq 0,05$) та 9,47% ($p \leq 0,05$). Середній ступінь гіпергідратації призводить до достовірного зниження твердості в усіх досліджуваних ділянках. Так число твердості молодшої новоутвореної кістки через 15 днів після травми складає від 19,35±0,06 кгс/мм² до 21,82±0,11 кгс/мм², що на 6,78% ($p \leq 0,05$) та 13,57% ($p \leq 0,05$) менше за аналогічний показник контрольної групи. Через 24 доби після нанесення травми за умов гіпергідрії середнього ступеню на віддалених ділянках кісток число твердості є меншим за контроль в усіх вікових групах. Різниця з контролем при цьому складає відповідно 8,23% ($p \leq 0,05$), 8,31% ($p \leq 0,05$) та 14,85% ($p \leq 0,05$).

На віддалених ділянках травмованої кістки спостерігається значне зниження твердості, ступінь якого перевищує показники не травмованих кісток в аналогічному експерименті. Значне зменшення числа твердості можна пояснити зміною метаболізму кісткової тканини під час репаративної регенерації, що підсилюється за умов порушення ВЕБ. Різниця з контролем в умовах середнього ступеню гіпергідрії через 15 днів після травми складає відповідно віковим групам 7,32% ($p \leq 0,05$), 7,55% ($p \leq 0,05$) та 9,56% ($p \leq 0,05$). Через 24 доби після перелому спостерігається зростання різниці з контролем, що може бути свідченням глибокого порушення метаболізму кістки в умовах зрутненого ВЕБ. Так число твердості на віддалених ділянках травмованих кісток менше за контроль відповідно віку на 9,61% ($p \leq 0,05$), 8,42% ($p \leq 0,05$) та 12,75% ($p \leq 0,05$). Важкий ступінь гіпоосмолярної гіпергідрії призводить до стрімкого зменшення числа твердості як новоутвореної так і "материнської" кістки травмованого органу. Найбільша різниця з контролем спостерігається у тварин старечого віку і складає через 15 днів 18,96% ($p \leq 0,01$) і 15,74% ($p \leq 0,05$) та через 24 доби – 28,95% ($p \leq 0,01$) і 17,02% ($p \leq 0,01$). Таким чином, гіпоосмолярна гіпергідрія призводить до зменшення твердості кісткової тканини регенерату та неушкодженої компактної речовини, ступінь якого прямо пропорційна до важкості порушення ВЕБ.

Метод двофакторного дисперсійного аналізу показав різну спільну впливу контрольованих чинників на ступінь зміни числа твердості в дефекті та на неушкоджених ділянках травмованих кісток (рис. 3).

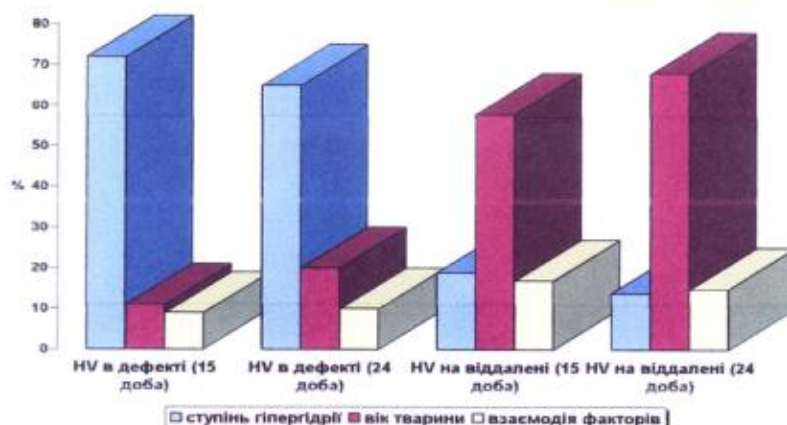


Рисунок 3. Результати двофакторного дисперсійного аналізу впливу контрольованих факторів на число твердості (HV) в різних ділянках великогомілкових кістках експериментальних тварин в різні строки репаративної регенерації.

Так сила впливу ступеню гіперплярії переважає при аналізі показників твердості новоутвореної кістки в зоні травми (сила впливу через 15 та 24 дні відповідно 72,1% та 65,9%). При цьому сила впливу вікового фактору є достовірною але незначною – 11,32% та 20,94%. При аналізі сили впливу контрольованих факторів на твердість кістки у віддалених ділянках травмованих кісток, спостерігається значна перевага чинника віку, сила впливу якого складає відповідно строкам спостереження 58,05% та 68,72%. В даному випадку сила дії фактору віку складає лише 19,54% та 14,17%. Аналізуючи отримані результати, можна зробити висновок щодо значного впливу порушень ВЕБ на процеси формування нової кісткової тканини в регенераті і менш значний вплив даного чинника на сформовану кістку. В той же час процеси регенерації кістки є менш залежними від віку ніж будова "материнської" кістки, яка сформована відповідно до вікових навантажень і особливостей обміну.

Таким чином, не зважаючи на відновлення структури ушкоджених ділянок кістки, тривікісні показники та мікротвердість кісткової тканини залишається менш ніж у інтактних шурів. Гіпоосмолярна гіперпляратація призводить до значного зменшення вивчених показників та має залежність як від віку шурів, так і від ступеню гіпоосмолярної гіперпляратації.

ЛИТЕРАТУРА:

- Бумейстер В.І. Динаміка змін тривікісних властивостей травмованої кістки шурів під впливом депаратації організму//Бумейстер В.І.// Тавричеський медико-біологічеський вєстник.-2009.-Т.12, №1(45).-С.123-126.
- Васильєв А.Н. Научные вычисления в MS Excel/ Васильєв А.Н.-Віпльямс. - 2004. - 512 с.
- Кількісний мікроналіз кальцій-фосфорного обміну кісткової системи після остеотомії / Сікора В.З., Погорєлов М.В., Бумейстер В.І., Ткач Г.Ф. // Світ медицини та біології. - №3. - 2007. - С. 36-38
- Корж Н.А. Репаративная регенерация кости: современный взгляд на проблему. Стадии регенерации [Н.А. Корж, Н.В. Дедух]// Ортопедия, травматология и протезирование. - 2006. - №1. - С. 76-84.
- К методике определения модуля упругости костной ткани/ А.Е. Лоскутов, А.В. Красовский, А.Е. Олейник [и др.] // Ортопед. травматол. - 2000. - №3. - С. 28-31.
- Лапач С.Н. Статистические методы в медико-биологических исследованиях с использованием Excel/ Лапач С.Н., Чубенко А.В., Бабич П.Н. - К:

МОРІОН, 2000. - 320 с.

- Макарова Н.В. Статистика в Excel. Учебное пособие/ Н.В. Макарова, В.Я. Трофимец - М.: Финансы и статистика. - 2002. - 368 с.
- Методика експериментального відтворення водно-електролітних розладів/ В.З. Сікора, Г.Ф. Ткач, В.І. Бумейстер [та ін.] / Матеріали науково-практичної конференції "Морфологічний стан тканин і органів систем організму в нормі та патології", Тернопіль 10-11 червня 2009 р.-С.160-161.
- Паршев С.Н. Микротвердость материалов / С.Н. Паршев, Н.Ю. Положенко // ВолГТУ, Волгоград, 2004. - 15 с.
- Прочан В.Н. Возрастные особенности ультраструктуры минерала плечевой кости у белых крыс при нанесении дырчатого дефекта большеберцовой кости /В.Н. Почан/ Матеріали наук. конгресу «IV Міжнародні Пирогівські читання», м. Вінниця, 2-5 червня, 2010 р. - С. 99
- Ткачук С.А. Микротвердость та вміст макроелементів у середині діяфізу кісток грудної кінцівки в постнатальному періоді онтогенезу курей батьківського стада бляойєрів КРОСУ СОВВ-500 / С.А. Ткачук // Наукові доповіді НАУ. - 2008. - №14 (12). - С. 1-10
- Evaluation of Microhardness of Cortical Bone / Sakamoto M, Murata M, Ikeda S, Sakai J. [et al] // Proceedings of Annual Meeting of Japanese Society for Orthopaedic Biomechanics.- 1998.- Vol. 19. - P. 291 - 296
- Microhardness of bone at the interface with ceramic-coated metal implants / Stea S, Visentin M, Savarino L, Ciapetti G // Journal of biomedical materials research. - 1995. - vol. 29, №6. - P. 695-699
- Surface analysis and effects on interfacial bone microhardness of collagen-coated titanium implants: a rabbit model / Morra M, Cassinelli C, Meda L, Fini M [et al] // Int J Oral Maxillofac Implants. - 2005. - #20(1). - P. 23-30
- Stephen C. C. Bone mechanics handbook / C.C. Stephen. - Informa Health Care, 2001. - 980 p.
- The role of mineralization and organic matrix in the microhardness of bone tissue from controls and osteoporotic patients / G. Boivina, Y. Balaa, A. Doublicera, D. Farlaya [et al] // Bone. - 2008. - Vol 43, Issue 3. - P. 532-538
- Yuehwei H. An. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface / Yuehwei H. An, Robert A. Draughn. - CRC Press, 2000. - 624 p.
- Peter X. Ma Scaffolding in tissue engineering // X. Ma Peter, J. Elisseeff// Taylor & Francis Group, 2006- 638 p.