

Кореньков О. В.

БИОМЕХАНІЧНІ ПАРАМЕТРИ ТРАВМОВАНИХ ДОВГИХ КІСТОК СКЕЛЕТУ В УМОВАХ МІКРОЕЛЕМЕНТОЗУ ОРГАНІЗМУ

Резюме. Здійснений порівняльний аналіз межі тривкості та відновленої мікротвердості великогемілкових кісток на різних стадіях репаративного остеогенезу в умовах мікроелементозу організму. Виявлена тенденція до зменшення тривкісних показників травмованих трубчатих кісток в залежності від терміну споживання підвищеної кількості солей важких металів на всіх стадіях репаративного остеогенезу.

Ключові слова: відновлена мікротвердість, репаративний остеогенез, тривкісні властивості.

Summary.

The comparative analysis of the limits of resistance and restored microhardness of tibial bones in various stages of reparative osteogenesis in terms of microelementosis of the body. The tendency to reduce restored indicators of injured tubular bones, depending on the term of consumption of high amounts of heavy metals in all stages of reparative osteogenesis.

Key words: restored microhardness, reparative osteogenesis, restored indicators.

Вступ

Бурхливий розвиток всіх видів транспорту та виникнення природних і антропогенних катастроф на сьогоднішній день призводить до різкого зростання частоти переломів кісток. Однією з головних ознак якості репаративного остеогенезу є відновлення опорної функції кістки. Клітинні елементи, які беруть участь у регенерації, забезпечують синтез органічної матриці кістки та її мінералізацію. Саме ці компоненти характеризують її міцність, але потрапляння солей важких металів в надмірної кількості до організму, внаслідок забруднення довкілля, негативно впливає на загальний

обмін речовин і може призвести до змін тривкісних характеристик кісток під час репаративного процесу [Тетерин, Маланин, Гунин, 2006; Корж, Дедух, 2006; Матвейчук, Денисов-Никольский, Слесаренко, 1998; Мудрый, Короленко, 2002; Рустембекова, Барабошкина, 2006; Довгалюк, Пикалюк, Родіонова, Кмітова, 2000]. Тому метою нашого дослідження було дослідити межу тривкості великогомілкових кісток та її відновлену мікротвердість на різних стадіях репаративного остеогенезу в умовах споживання надмірної кількості солей важких металів.

Матеріали та методи

Експеримент був проведений на 120 білих лабораторних щурах молодого віку з масою тіла 100 - 120 грамів. На межі проксимальної та середньої третини діяфізу великогомілкової кістки щура формували дірчатий дефект діаметром 1,2 мм. Ушкодження наносили зубним бором під ефірним наркозом в асептичних умовах.

Піддослідні тварини були поділені на 3 серії:

I серія (40 щурів) – інтактні тварини.

II серія (40 щурів) – експериментальні тварини, які протягом одного місяця споживали питну воду з комбінацією солей важких металів (хром, марганець, залізо, цинк, свинець), що імітує екоситуацію в Сумській області.

III серія (40 щурів) - експериментальні тварини споживали таку ж питну воду з солями важких металів протягом двох місяців.

Визначення мікротвердості травмованих великогомілкових кісток виконували шляхом вдавнення в кістку індентора (чотирьохгранна алмазна піраміда Віккерса з квадратною основою і кутом при вершині між протилежними гранями 136°) на мікротвердомірі ПМТ-3 [Бульчев, Алехин, 1990; Zysset, Guo, Hoffler et al., 1998; Oliver, Pharr, 1992].

Відновлену мікротвердість травмованих кісток визначали відношенням навантаження до площі бічної поверхні пірамідного відбитку за формулою

$H_{ПВ136^\circ} = \frac{1,854P}{d^2}$, де P - навантаження, кгс; d - діагональ відновленого відбитку

після зняття навантаження, в мм; ПВ– піраміда Віккерса. Вимірювання здійснювали біля ділянки дефекту, починаючи від періостальної частини, далі по всій поверхні поперечного перетину компактної речовини кістки і закінчували біля кістково-мозкового каналу. Навантаження на індентор здійснювали гирями вагою 20 і 50 грамів, тривалістю 10 секунд.

Відновлена мікротвердість характеризує не процес опору менш твердого матеріалу (кістки) зануренню у нього більш твердого – алмазного індентора, а результат такого опору, коли навантаження, прикладене на індентор, знімалося, відбувалося пружне відновлення відбитку і вимірювалися параметри цього відбитку [Мощенко, 2008].

Межу тривкості кісток на розрив та стиснення згідно закону Гука визначали за формулою $\sigma = \frac{P}{S}$, де σ - напруга при якій руйнувалася кістка

$\frac{H}{\text{мм}^2}$, P - сила, що призвела до руйнування кістки в H ; S - площа поперекового перетину кістки в мм^2 [Алексеева, 2001]. Межа тривкості на згин

$\sigma = \frac{M}{W}$, де M - максимальний згинаючий момент в $H \cdot \text{мм}$, а W - момент опору

поперечного перетину кістки в мм^3 . Максимальний згинаючий момент

$M = \frac{P \cdot L}{4}$, де P - сила, при якій руйнується кістка в H ; L - довжина між

опорами, на яких розташовувалася кістка в мм . Момент опору поперечного

перетину кістки $W = \frac{J(x, y)}{r}$, де $J(x, y)$ - моменти інерції кістки в мм^4 , r -

найбільш віддалене волокно від центру мас до зовнішнього краю поперечного

перетину кістки в мм . Для розрахунку використовувався один момент інерції

відносно вісі x або y , по якій здійснювався згин.

Зразок розрахунку моменту інерції для кільця:

$$J_p = \frac{\pi D^4}{32} \left(1 - \frac{d^4}{D^4}\right) = 0,1 D^4 \left(1 - \frac{d^4}{D^4}\right); J(x, y) = \frac{\pi D^4}{64} \left(1 - \frac{d^4}{D^4}\right) = 0,05 D^4 \left(1 - \frac{d^4}{D^4}\right); \text{де } J_p -$$

момент інерції відносно центру, $J(x, y)$ - моменти інерції відносно вісі x або y ,

$\pi = 3,14$, D - діаметр зовнішнього коло, d - діаметр внутрішнього коло (рис. 1) [Феодосьев, 2007]. Моменти інерції поперечного перетину кісток та їх площі були вираховуванні за допомогою програмного забезпечення компанії Аськон - Компас 3D.

Рис 1. Поперечний перетин великогомілкової кістки щура і отриманий із нього контур.

Результати. Обговорення

Межу тривкості кісток вивчали на 5, 10, 15, 24 добу після перелому, згідно з класифікацією стадій репаративного остеогенеза за М.О. Корж, Н.В. Дедух.

Для кісткової тканини характерна анізотропія її пружних і тривкісних властивостей, тому для визначення і порівняння межі тривкості навантаження створювали по одній вісі кістки, а саме по центральній.

У таблиці 1 приведена тривкісні характеристики великогомілкових кісток при навантаженні, що викликали розтягнення, стиснення, згин у різні терміни загоєння перелому в молодих щурів.

Таблиця 1. Межа тривкості на розрив, стиск, згин.

Залежність межі тривкості великогомілкових кісток на розрив, стиск і згин від стадії репаративного остеогенезу має параболічний характер. Цифрові дані, що викладені в таблиці, свідчать про значну різницю межі тривкості великогомілкових кісток щурів експериментальної і контрольної серій. Ця різниця спостерігається в бік зменшення, зростає з терміном споживання солей важких металів і має певну залежність від стадії загоєння перелому.

При аналізі межі тривкості на розрив та стиснення звертає на себе увагу те, що максимальна її різниця існує між інтактними тваринами і тваринами третьої серії. Вона становить 67,38 % - для розриву і 67,14 % - для стиску на 5 добу, далі поступово зменшується і вже на 24 добу дорівнює 42,16 % - у першому випадку і 58,39 % - у другому, тобто має лінійну залежність від стадії

регенерації. Ця залежність не відзначилася при зрівнянні інтактних тварин із тваринами другої серії. Мінімальна її різниця була на 15 добу (16,84 %) - для розриву і на 24 добу (5,02 %) - для стиску, а максимальна на 10 добу - 41,67 % і 29 %, відповідно.

Аналізуючи межі тривкості на згин, слід відмітити, що максимальне її зменшення від споживання солей важких металів протягом одного і двох місяців порівняно з контролем було принципово однаковим, і на 15 добу становило 15,53 % - після одного, і 37,08 % - після двох місяців експерименту, а мінімальна на 10 добу (8,26 % і 21,19 %) після ушкодження.

Індентування поперечного перетину кістки біля ділянки дефекту (Рис 2.) показало неоднакову її здатність тиснути опір зануренню в неї чотирьохгранної алмазної піраміди Віккерса від періостальної поверхні кістки до кістково-мозкового каналу як у контрольній, так і у експериментальній серії щурів (Таб 2).

Рис 2. Поперечний перетин великогомілкової кістки з квадратними відбитками, що зроблені алмазною пірамідою Віккерса на мікротвердомірі ПМТ-3 (А - під навантаженням 50 грамів; В - під навантаженням 20 грамів; С – границя між періостом та епоксидною смолою). Zoom X 500.

На всіх стадіях регенерації спостерігається неоднакова мікротвердість у залежності від зон вимірювання. Найбільше її значення визначалось в компактній речовині кістки, а найменше - біля кістково-мозкового каналу. З наступним терміном регенерації визначилась тенденція до зростання відновленої мікротвердості, що може бути пов'язано з процесами мінералізації кістки та підвищенням її пружних властивостей.

Таблиця 2. Відновлена мікротвердість великогомілкових кісток.

Аналіз кривих індентування дозволив оцінити різницю відновленої мікротвердості в різних ділянках поперечного перетину кістки в інтактних та експериментальних тварин.

При індентуванні пірамідою Віккерса характер кривих змін твердості для всіх частин кістки з урахуванням стадій регенерації принципово однаковий,

тобто мікротвердість зростає з наступним терміном регенерації, хоча значення твердості між контрольними і експериментальними тваринами значно різняться (Рис. 3). Так у періостальній ділянці дефекту найбільша різниця мікротвердості існувала на 5 добу після ушкодження між контролем і тваринами третьої серії (53,7%), і на 15 добу між контролем і тваринами другої серії (16,27%), далі відбулося поступове зниження різниці і на 24 добу вона становила вже 23,11% - у першому випадку і 15,11% - у другому.

Рис. 3 Залежність відновленої мікротвердості від терміну регенерації великогомілкових кісток щурів а) періостальна частина кістки, б) компактна частина кістки, в) ендостальна частина кістки.

Аналогічну залежність отримано і в компактній речовині кістки, де відновлена мікротвердість максимально різнилася між контролем і тваринами другої серії на 15 добу (16,06%) і на 5 добу (25,63%) між тваринами першої і другої серії. Також у компактній речовині кістки виявилась найменша різниця мікротвердості між контрольними і експериментальними тваринами.

Принципово інший характер мають криві відновленої мікротвердості біля кістково-мозкового каналу (в ендостальній зоні), де існувала максимальна різниця між контролем і експериментом порівняно з періостальною і особливо з компактною частиною кістки. В цій зоні кістки зі збільшенням терміну регенерації інтенсивно знизилася різниця мікротвердості між інтактними і експериментальними тваринами. На 5 добу вона становила 30,06% для тварин другої і 57,6% для тварин третьої серії, на 24 добу 16,45% і 36,83% відповідно.

Висновки та перспективи подальших досліджень

1. Споживання солей важких металів призвело до значних змін межі тривкості та відновленої мікротвердості великогомілкових кісток щурів на всіх стадіях репаративного остеогенезу. Ці зміни мали зворотно-пропорційну залежність від строку експерименту і неоднозначну залежність від виду навантаження.

2. Значне зниження межі тривкості і мікротвердості великогомілкових кісток спостерігалось після двох місяців експерименту.

3. Найбільш вразливі до негативного впливу надлишкової кількості важких металів - періостальна і особливо ендостальна частина кістки, на відміну від її компактною частини, що підтверджено методом індентування.

В подальшому планується провести дослідження тривкісних властивостей травмованих довгих кісток скелету тварин інших вікових груп і з'ясування препарату-коректору негативного впливу надмірної кількості солей важких металів на репаративний остеогенез.

Література

1. Алексеева Л.И. Изучение механических свойств твердых тел/ Л.И. Алексеева // Методическое указание. - Иркутск. – 2001. – 11 с.
2. Булычев С.И., Испытание материалов непрерывным вдавливанием индентора / С.И. Булычев, В.П. Алехин. – Москва : Машиностроение, 1990. – 224 с.
3. Мощенок В.І. История, современные достижения и перспективы развития твердомерии / В.І. Мощенок // Весник Харьковського національного автомобільно-дорожного університета. – 2008. - № 42. – С. 43 – 48.
4. Исследование прочности костной ткани при ее репаративной регенерации / О. Г. Тетерин, Д. А. Маланин, К. В. Гунин [и др.] // Бюллетень Волгоградского научного центра РАМН и Администрации Волгоградской области: научно-практический журнал. – 2006. - № 3. – С. 31 – 35.
5. 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.
6. Матвейчук И.В. Особенности построения костей как элементов биомеханической системы / И.В. Матвейчук, Ю.И. Денисов-Никольский, Н.А. Слесаренко // Морфология. – 1998. - № 3. – С. 78 - 82.
7. Мудрый И.В. Тяжелые металлы в окружающей среде и их влияние на организм / И.В. Мудрый, Т.К. Короленко // Врачебное дело. – 2002. - № 5 - 6. С. 6 - 9.

8. Рустембекова С.А. Микроэлементозы и факторы экологического риска : [для практикующих врачей] / С.А. Рустембекова, Т.А. Барабошкина. - Москва : Логос, 2006. – 112 с.
9. Структурні та функціональні зміни в кістках скелета при дії на організм свинцевої інтоксикації / Т.Я. Довгалюк, В.С. Пикалюк, Н.В. Родіонова, Р.О. Кмітова // Український медичний альманах. – 2000. – Т.3, № 3. – С. 61 - 64.
10. Феодосьев В.И. Сопротивление материалов / В.И. Феодосьев. // Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана, 14, исправленное – Москва. – 2007. – 592 с.
11. Mechanical properties of human trabecular bone lamellae quantified by nanoindentation / P.K. Zysset, X.E. Guo, C.E. Hoffler [et al.] // Technology and health care : official Journal of the European Society for Engineering and Medicine. – 1998. – 12, № 6 (5-6). – P. 429 – 32.
12. Oliver W.C. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation measurement / W.C. Oliver, G.M. Pharr // J. Mater. Res. – 1992. – 7, № 6. – P. 1564-1583.

Кореньков О. В. Біомеханічні параметри травмованих довгих кісток скелета в умовах мікроелементозу організму / О. В. Кореньков // Вісник морфології. – 2009. – Том 15 (2). – С. 304 – 308.