



**WORLD OF
MEDICINE AND
BIOLOGY**

3.09

С
ВІТ МЕДИЦИНИ та БІОЛОГІЇ

УДК [611.71 +616.71 -001.53-018.4:539.3/4

БИОМЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ІНТАКТНОЇ ТА ТРАВМОВАНОЇ КІСТКИ

В.З. Сікора, В.І. Бумейстер, М.В. Погорелов, Г.Ф. Ткач, О.В. Кореньков
Медичний інститут Сумського державного університету, м. Суми

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 стиск-розтягнення та на згин. Крім того, в скелеті бажане поєднання тривкості з низькою масою. Тому задача пошуку максимальної тривкості при двох режимах роботи доволі важка. Причина високої тривкості кісток пояснюється їх композиційною будовою, тобто поєднанням в їх структурі різних речовин (еластичного колагену та міцного апатиту кальцію), що забезпечує одночасно високу тривкість та еластичність. Макроскопічна будова довгих кісток скелету з наявністю кістковомозкового каналу також є еволюційним кроком для підвищення міцності. Під час деформації відбувається стискання верхніх шарів та розтягнення нижніх відділів кістки, в той час як матеріал в середній частині не отримує навантаження, а тільки збільшує масу органа. Розвиток довгих кісток в процесі еволюції призвів до зменшення маси тіла людини на 25% при збереженні тривкості скелета.

Відновлення кісткової тканини після перелому відбувається протягом тривалого часу та повинне завершитися повним відновленням структури та функції органа і, в першу чергу, його тривкісних показників. Розуміння механічних властивостей кістки в різні строки репаративного остеогенезу дозволить розробити оптимальні підходи до лікування переломів з використанням функціональних методів та дозованого фізичного навантаження, направленою на збільшення тривкісних характеристик.

Метою роботи було визначення показників тривкості на стиск та розтягнення великогомілкових кісток щурів в нормі та в різні періоди репаративного остеогенезу.

Матеріал та методи дослідження. В експерименті було задіяно 50 лабораторних щурів-самців 5-місячного віку. Першу серію склали 10 щурів, у яких проводили визначення

тривкісних показників нетравмованих кісток. Другій серії (40 щурів) в умовах стерильної операційної наносився дірчастий дефект із медіальної поверхні тіла середньої третини великогомілкової кістки. Місце нанесення травми було відібрано з урахуванням найменшого травматизму м'язів та магістральних судин, які відсутні в цій ділянці. Дефект наносився стоматологічним бором діаметром 2 мм під наркотановим інгаляційним наркозом з використанням наркозного апарату власної конструкції. Операційну рану зашивали, тварин виводили з наркозу та утримували в стаціонарних умовах віварію. Щурів виводили з експерименту через 3, 10, 15, 24 та 45 днів після нанесення травми. Виділяли великогомілкові кістки та проводили визначення їх тривкісних властивостей.

Для визначення залежності між силою тривкості на розтягнення та тривкості на стиснення використовували спеціальний прилад (рис. 1), за допомогою якого ми змогли побачити силу, при якій кістка розривається і стискається.

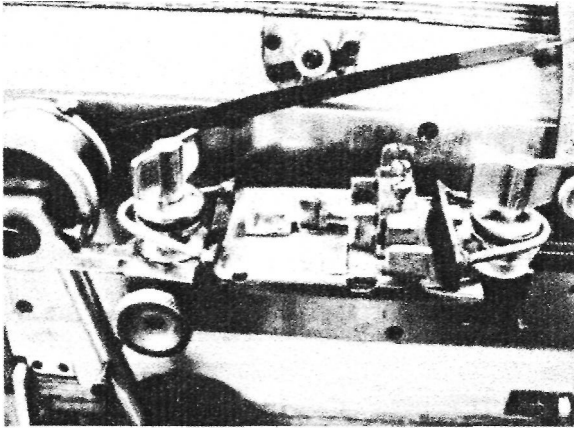


Рис.1. Прилад для визначення тривкості кістки на розрив та стиснення.

При цьому ми припускаємо, що в даній кістці всі плоскі перетини, нормальні до осі кістки після деформації, залишаються плоскими. Ця гіпотеза носить назву гіпотези плоских перетинів. Приймаючи цю гіпотезу, тим самим припускаємо, що всі повздовжні елементи кістки розтягуються абсолютно однаково. Для того, щоб отримати загальну характеристику для кісток, незалежно від їх розмірів і відповідно до наших зразків, ми вимірюватимемо напругу кожного зразка. Напруга, що рівна відношенню найбільшого розтягуючого зусилля до первинної площі поперечного перетину зразка, називається межею міцності. Після досягнення межі міцності поступово починає утворюватися місцеве звуження зразка, зване шийкою. Оскільки з появою шийки поперечний перетин у цьому місці робиться все меншим, деформація зразка відбувається при навантаженні, яке зменшується. Межа міцності є дуже важливою характеристикою міцності матеріалів, і особливо важливе значення вона має для матеріалів, які отримують порівняно невеликі деформації при руйнуванні.

Напруга у момент розриву зразка менша, ніж межа міцності. Це пояснюється тим, що напруга залежить від первинної площі поперечного перетину зразка. Насправді, у момент розриву зразка в матеріалі буде найбільша напруга, оскільки площа перетину у цей момент сягає мінімуму. Цю напругу називають справжньою межею міцності. У нашому експерименті ми визначали, як змінюється сила, при якій руйнується зразок, залежно від площі поперечного перетину кістки. Пластичний матеріал не має межі міцності на стиснення. Крихкий матеріал, наприклад чавун, руйнується і при стисненні з невеликою відносною деформацією. У представлених дослідах поряд із точністю вимірювання діючих сил необхідно точно виміряти положення центру мас у перетині і площу перетину. Для вимірювань застосували ряд сучасних технологій, що включали електроніку і векторну комп'ютерну графіку.

Вимірювання проводили за наступним алгоритмом: штангенциркулем проводили виміри зруйнованого зразка в перетині руйнування або, по можливості, до перетину максимально наближеного до нього, при чому виміри проводили в двох взаємно перпендикулярних напрямках (один із розмірів повинен бути максимальним розміром у даному перетині). Перетин вимірювання є перпендикулярним вісі кістки, оскільки в першому досліді навантаження було прикладене в площині, що знаходилася на 90° по відношенню до вісі, а в другому і третьому відповідно до вісі (рис. 2).

Отже, після вимірювання ми отримували реальні розміри X і Y . Проводили фотографування перетину зразка, при цьому матричний сенсор фотоапарата

розташовували в площині 90° по відношенню до вісі зруйнованого зразка. На отриманому зображенні визначили контур зруйнованої ділянки в програмному забезпеченні компанії Аськон - Компас 3D. Потім проводили вимір вже отриманого контуру в Компас 3D і вираховували числові значення розмірів Хф иУф.

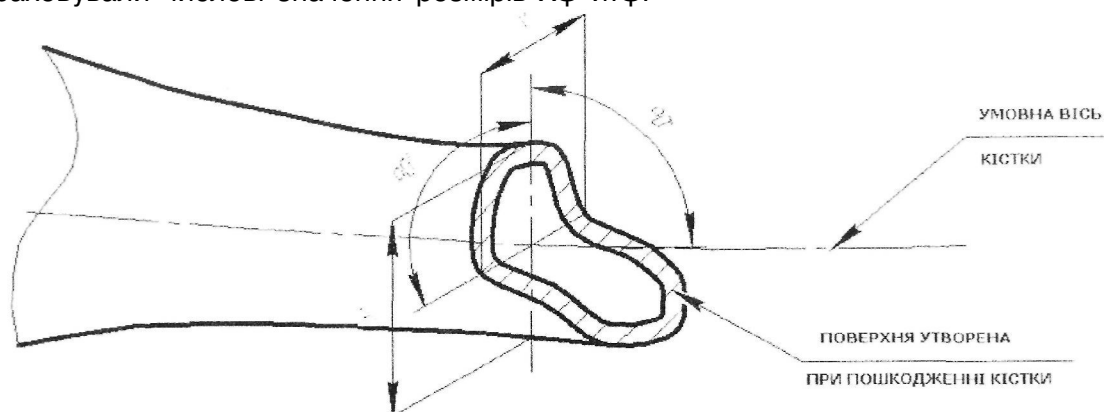


Рисунок 2. Схема вимірювання об'єкту штангенциркулем.

В подальшому виводили пропорційний коефіцієнт між реальними розмірами і розмірами отриманими на попередньому етапі і масштабували зображення на цей коефіцієнт, таким чином визначали реальні розміри вже векторного перетину. Останнім кроком було проведення вимірювань площі перетинів положень центрів тяжкості і моментів інерції вбудованими функціями Компас 3D. Цифрові результати обробляли статистично на персональному комп'ютері з використанням пакету статистичних програм.

Результати дослідження та їх обговорення. Показники тривкості на розтягнення кісток інтактних щурів свідчать про їх високі біомеханічні властивості (табл. 1), що за своїми параметрами перевищують міцність таких інженерних матеріалів як граніт та бетон. Поряд із цим кісткова тканина має високий показник модуля пружності, що свідчить про поєднання жорсткості та еластичності біологічного композиту. Механічна травма призводить до різкого зменшення сили, що руйнує кісткову структуру. Як видно з таблиці 1, повздовжня сила, яка прикладена для повного розриву кістки, складає через 5 днів 5,73 кг, що при майже ідентичному поперечному перетині призводить до зменшення межі тривкості з 7,11 кг/мм² до 2,89 кг/мм², тобто майже в 3 рази. Відповідно до цього знижуються показники жорсткості поперечного перетину та модуля Юнга. Значне зростання тривкості досліджуваних кісток розпочинається через 15 днів після нанесення дефекту, що відповідає закінченню утворення органічного матриксу та початку інтенсивної мінералізації місця травми. Через 24 та 45 днів після перелому межа тривкості зростає на 20% у порівнянні з попередніми термінами, і в останній строк спостереження на 16,46% менша ніж аналогічний показник інтактних тварин.

Таким чином, за наявності гістологічного відновлення структури кістки через 45 днів, 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.

Таблиця 1

Показники тривкості на розтягнення великогомілкових кісток у нормі та в різні терміни репаративної регенерації

Показник	Контроль	3 дні	10 днів	15 днів	24 дні	45 днів
Повздовжня сила (P), кг	14,3	5,73	7,16	8,95	10,4	12
Плаща поперечного перетину (F), мм	2,01	1,98	2,08	2,03	2,01	2,02
Довжина (L), мм	31,85	31,84	31,86	31,88	31,87	31,89
Абсолютна повздовжня деформація (ΔL), мм	0,07	0,06	0,07	0,07	0,07	0,07
Межа тривкості, кг/мм ²	7,11	2,89	3,44	4,40	5,17	5,94
Відносна повздовжня деформація	0,0021	0,0018	0,0021	0,002196	0,0021	0,0021
Модуль Юнга (E)	3237,06	1535,7	1566,7	2007,924	2355,7	2706,3
Жорсткість поперечного перетину	6,50	3,04	3,25	4,07	4,73	5,46

Результати вивчення тривкості на стиснення (табл. 2) показали більш високі тривкісні характеристики кісткової тканини при даному навантаженні, що може пояснюватись постійно діючими вертикальними силами, які обумовлюють специфічну будову тканини, стійкої для даного виду навантаження. Високі показники межі тривкості зумовлюють зростання модуля пружності Юнга у порівнянні з розтягненням.

Механічний дефект кістки зменшує межу тривкості з 21,80 кг/мм² до 7,86кг/мм², що призводить до зниження модуля Юнга та жорсткості поперечного перетину у 2,5 рази. На відміну від розтягнення, показники тривкості на стиснення зростають вже через 10 днів після травми на 64% та збільшуються на 20% - через 14 та 24 доби, що пояснюється більшою значимістю органічної складової у формуванні стійкості до стискання. Через 45 днів після перелому межа тривкості на стиснення залишається меншою за інтактні показники на 12,21%, внаслідок незавершеного ремоделювання кісткового матриксу.

Таблиця 2

Показники тривкості на стиснення великогомілкових кісток в нормі та в різні терміни репаративної регенерації

Показник	Контроль	3 дні	10 днів	15 днів	24 дні	45 днів
Повздожня сила (P), кг	41	14,7	25,3	29	32	36
Площа поперечного перетину (F), мм ²	1,88	1,87	1,96	1,92	1,9	1,88
Довжина (L), мм	31,85	31,84	31,86	31,88	31,87	31,89
Абсолютна повздожня деформація (ΔL), мм	0,11	0,09	0,09	0,1	0,11	0,11
Межа тривкості, кг/мм ²	21,80	7,86	12,90	15,10	16,84	19,14
Відносна повздожня деформація	0,0034	0,0028	0,0028	0,0031	0,0034	0,0034
Модуль Юнга (E)	6314,5	2781,03	4569,49	4815,20	4879,6	5551,4
Жорсткість поперечного перетину	11,87	5,20	8,95	9,24	9,27	10,43

Підсумок

Кісткова тканина являє собою матеріал, що характеризується високими тривкісними характеристиками та одночасно має значні еластичні властивості. Механічна травма призводить до значного зниження тривкості кістки, відновлення якої відбувається поступово, відповідно до стадій репаративного процесу. Максимальний ріст механічних властивостей відбувається у 2 та 3 стадіях регенерації, але показники тривкості залишаються меншими за інтактні навіть у 5 стадії, що вказує на необхідність застосування заходів, направлених на прискорення процесів ремоделювання кісткової тканини.

Перспективи подальших досліджень. В подальшому планується провести наступну серію дослідів, метою яких буде корекція морфофункціональних змін у посттравматичному регенераті великогомілкової кістки.

Література

1. Бруско А. Т. Функциональная перестройка костей и ее клиническое значение / А. Т. Бруско, Г. В. Гайко // - Луганск, Луганский государственный медицинский университет.-2005.-212с.
2. Корж Н.А. Репаративная регенерация кости: современный взгляд на проблему. Локальные факторы, влияющие на заживление перелома / Н. А. Корж, Л. Д. Горидова, К. К. Романенко // Ортопедия, травматология и протезирование. - 2006. - №2.-С. 99-105.
3. Корж Н. А. В. Репаративная регенерация кости: современный взгляд на проблему. Стадии регенерации / Н. А. Корж, Н. В. Дедух // Ортопедия, травматология и протезирование. - 2006. - №1. - С. 76-84.
4. Пичадзе И. М. Биомеханическая концепция фиксации отломков переломов длинных костей// Современные технологии в травматологии и ортопедии: Мат. наун.конф., посвященной 75-летию со дня рождения проф. К.М.Сиваша.-Москва,1999.-С.9-10.
5. Рожинская Л .Я. Системный остеопороз: Практическое руководство.-Издание 2-е, перераб. и доп.- М.: Издатель Мокеев,2000.-196 с,ил.
6. Уровни организации минерального матрикса костной ткани и механизмы, определяющие параметры их формирования / Аврунин А. С, Тихилов Р. М., Аболин А. Б., Щербак И. Г // Морфология. - 2005. -Т. 127, №2. - С. 78-82.
7. Фрост Н. М. Эволюция взглядов на остеопороз (обзор за 1998 год) / Фрост Н. М. // Остеопороз и остеопатии,- 2000.- № 1.- С.2-8.

8. Buckwalter J. Bone biology (Part II Formation, form, modeling, remodeling and regulation of cell function) / Buckwalter J., Glimcher M., Cooper R. // J. Bone Jt, Surg. - 1995.-Vol, 77, №8. - P. 1289-1306.
9. Bone strength: compact bone more important than trabecular structure // Lunar News,- 2000 (Winter).-P. 19-20.
10. Estimation of the architectural properties of cortical bone using peripheral quantitative computed tomography/ Hasegawa Y., Schneider P., Reiners C, [et al.] //Osteoporos. Int.-2000.-Vol.11.-P.36-42.
11. Indices of mechanical strength of the distal radius in healthy women and women with Colles fracture / Pludowski P., Bienkowska R., Talajko A., Lorenc R.S. // Pol. MerkuriuszLek.-1998.-Vol.5, N 28.-P. 208-210.
12. Martin J. C. M. Radial bone mineral density and estimated rates of changes in normal Scottish Women: assessment by peripheral quantitative computed tomography / Martin J. C, Reid D. M. // Calcif. Tissue Int-1999,- Vol.64.-P.126-132.
13. Tsurusaki K. Differential effects of menopause and metabolic disease on trabecular and cortical bone assessed by peripheral quantitative computed tomography (pQCT) / Tsurusaki K, Ito M., Hayashi K. // Br. J. Radiol,- 2000.- Vol.73, N 865.- P.14-22.

Реферати

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ИНТАКТНОЙ И ТРАВМИРОВАННОЙ КОСТИ

Сикора В.З., Бумейстер В.И., Погорелов М.В., Ткач Г.Ф., Кореньков А.В.

В работе проведены исследования прочностных характеристик интактной и травмированной кости. Установлено, что травма приводит к снижению прочностных параметров, восстановление которых происходит постепенно, соответственно стадиям репаративного процесса.

Ключевые слова: травмированная кость, разрыв, сжатие.

BIOMECHANICAL CHARACTERISTIC OF THE CONTROL AND TRAUMATIC BONE

Sikora V.Z., Bumeister V.I., Pogorelov M.V., Tkach G.F., Korenkov A.V.

In the work investigated firm characteristic of the control and traumatic bone. Looking at the results it was established, the trauma lower firm index, reinstatement is going on gradually, accordingly to the stages of the reparative process.

Key words: traumatic bone, pressing, rupture.